

E.R.A.T.O: Lower Limb Rehabilitation Exoskeleton

Jiménez Gómez Cristian Camilo¹, Valencia Castañeda Angie Julieth², Mejía Ruda Edilberto¹, Hernández Beleño Rubén Darío¹.

¹Universidad Militar Nueva Granada, Colombia

est.cristianca.jim2@unimilitar.edu.co, edilberto.mejia@unimilitar.edu.co, ruben.hernandez@unimilitar.edu.co

²Universidade Federal do Rio de Janeiro, Brasil

angie.valencia@mecanica.coppe.ufrj.br

Abstract– This article presents the design of a rehabilitation exoskeleton, which, based on a single actuator and a bar mechanism, emulates human gait for subjects between 40 and 50 years old. For the design, simulation tools as Linkage were used to establish the initial configuration of the mechanism (similar to human biomechanics) and verify that the behavior of the final link was in accordance with the movement of human gait. Then, using Matlab and Newton Raphson, the system of equations that describes the mechanism kinematics was solved to obtain X and Y coordinates of the joints that describe the position of the hip and knee at different periods of time, and these were compared with studies reported in the literature. Finally, a CAD model was designed and imported into Matlab with the Simscape Multibody tool in order to evaluate if the behavior of the designed prototype agrees with the pre-established mathematical calculations. Furthermore, a PID controller is designed to obtain the desired behaviors in the input link, considering that, in order to take a single step, it must start and end with a speed equal to zero degrees/second, and have covered the 360 degrees required to execute the complete gait of a single foot, considering the average cadence of human walking. As a results, the mathematical model, simulation and control of a bar mechanism that emulates human gait pattern for people with leg length from 90 cm to 100 cm is presented.

Keywords– Biomechanics, Exoskeleton, Kinematic chains, Newton Raphson, PID Controller.

Digital Object Identifier (DOI):

<http://dx.doi.org/10.18687/LACCEI2022.1.1.723>

ISBN: 978-628-95207-0-5 **ISSN:** 2414-6390

E.R.A.T.O: Exoesqueleto de Rehabilitación para el Tren Inferior

Jiménez Gómez Cristian Camilo¹, Valencia Castañeda Angie Julieth², Mejía Ruda Edilberto¹, Hernández Beleño Rubén Darío¹.

¹Universidad Militar Nueva Granada, Colombia
est.cristianca.jim2@unimilitar.edu.co, edilberto.mejia@unimilitar.edu.co, ruben.hernandez@unimilitar.edu.co

²Universidade Federal do Rio de Janeiro, Brasil
angie.valencia@mecanica.coppe.ufrj.br

Resumen– En este artículo se presenta el diseño de un exoesqueleto de rehabilitación, que, a partir de una única fuente de actuación y un sistema de barras, emula el comportamiento de la marcha humana para sujetos entre los 40 y 50 años. Para su diseño se utilizaron herramientas de simulación como Linkage, en donde se estableció la configuración inicial del mecanismo (semejante a la biomecánica humana) y se avalió que el comportamiento del eslabón final estuviera acorde con el movimiento de la marcha humana. Para que luego, mediante Matlab y Newton Raphson se resolviera el sistema de ecuaciones que describe la cinemática del mecanismo y así, obtener las coordenadas X e Y de las juntas que describen la posición de la cadera y rodilla en diferentes instantes de tiempo, que fueron comparadas con trabajos encontrados en la literatura. Finalmente, se realiza un diseño en CAD y se importa en Matlab con la herramienta de Simscape Multibody con el fin de avaliar si el comportamiento del prototipo diseñado concuerda con los cálculos matemáticos preestablecidos. Además, se diseña un controlador PID que permite obtener los comportamientos deseados en el eslabón de entrada, considerando que, para dar un único paso, este debe comenzar y terminar con velocidad igual a cero grados/segundo, y haber recorrido los 360 grados que se exigen para ejecutar la marcha completa de un solo pie, considerando la cadencia promedio de la caminata humana. Como resultado, se presenta el modelo matemático, simulación y control de un mecanismo de barras que emula el comportamiento de la marcha humana para personas con longitud de pierna de 90 cm a 100 cm.

Palabras clave-- Biomecánica, Cadenas cinemáticas, Controlador PID, Exoesqueleto, Newton Raphson.

I. INTRODUCCIÓN

Las lesiones medulares son patologías que presentan una desconexión o ruptura de los nervios que atraviesan los discos de la columna vertebral, en consecuencia, dependiendo el origen del daño, se produce pérdida total o parcial de la movilidad y/o la sensibilidad en segmentos anatómicos, o en la totalidad del cuerpo; entre los principales causantes se encuentran los accidentes de tránsito, caídas, tumores o algunas enfermedades que obstruyen los discos. Dada la prevalencia y crecimiento de esta enfermedad, la Organización Mundial de la Salud (OMS) estima que las lesiones medulares son una de las principales causas de discapacidad, con un crecimiento entre 250.000 a 500.000 personas por año [1][2]. Por otro lado, la National Spinal Cord Injury Statistical Center (NSCISC), muestra un estudio en el que se distribuyen las lesiones medulares por raza y grupo étnico de la siguiente forma: el 67% son caucásicos, 24.4% corresponde a los americano-africanos,

0.8% al grupo de los indios, 2.1% son asiáticos, y los latinos ocupan el 7.9% [3]. En Colombia, se cuenta con una población aproximada de 50 millones de personas y no hay registros históricos de estudios epidemiológicos acerca de pacientes parapléjicos, no obstante, la población en situación de discapacidad se compone de aproximadamente 3.5 millones de personas (7.2%) en una cobertura geográfica del 99.8% [4]. Además, de acuerdo con la sala situacional de las personas con discapacidad entregada por el Ministerio de Salud y Protección Social en el 2020, se presenta un total de 524.680 personas con alteraciones permanentes del movimiento del cuerpo, manos, brazos y piernas producto de enfermedades y accidentes, de los cuales, 103.984 son resultado del conflicto armado [5]. Así mismo, 753.989 personas exhiben dificultad para realizar actividades pertenecientes al grupo de la locomoción tales como: caminar, correr o saltar, adicionalmente se destaca que el 73% de este valor pertenece al grupo de edad desde los 15 años en adelante [6].

A partir de las necesidades presentadas anteriormente, en la última década se han desarrollado exoesqueletos que permiten aumentar las capacidades físicas humanas, buscando realizar tareas del que hacer de su portador de forma más segura y sin poner en riesgo su salud, como ejemplo; en un ámbito aplicado al sector salud, en el año 2001 se registró un exoesqueleto pionero para personas con lesión medular, el cual tenía como fin ayudar a la asistencia de la marcha humana. Su origen parte de la necesidad de su propio diseñador, quien sufrió un accidente que lo llevó a recibir terapias de rehabilitación y a su vez, a construir un dispositivo que mejorará su calidad de vida [7]. Además, L.Fernández, S.Núñez y R.Cano [8] desarrollaron una revisión sistemática en donde evalúan 21 referentes describiendo las principales diferencias que se pueden encontrar entre un dispositivo y otro, destacando los sistema de actuación integrados, las ayudas técnicas adicionales (muletas), los materiales de fabricación, el tipo de terapia, el nivel de autonomía, su clasificación comercial y habilitación médica. De estos trabajos se resaltan desarrollos como el ArkeTM (Fig.1.A); un dispositivo de 33.6kg para la rehabilitación pasiva o activa-asistida del tren inferior mediante un mecanismo de 13 segmentos que permite ajustarse horizontalmente en la cadera, y longitudinalmente en las regiones del muslo y de la pierna, y que emplea tres actuadores por cada lado garantizando un total de 6 grados de libertad [8][9].

Otro exoesqueleto es el Ekso GT (Fig. 1.B); que permite la rehabilitación para pacientes entre 1.52m a 1.93m de altura con un peso inferior a 100kg, para poder abarcar a esta población cuenta con segmentos longitudinalmente ajustables en muslos y rodillas, mientras que en la pelvis es capaz de adecuarse horizontalmente contemplando el ángulo de abducción. Consta de 4 motores ubicados en la cadera y en las rodillas para una terapia activa-asistida, sin embargo, en los tobillos usa un sistema pasivo a base de resortes de carga [8][10][11].

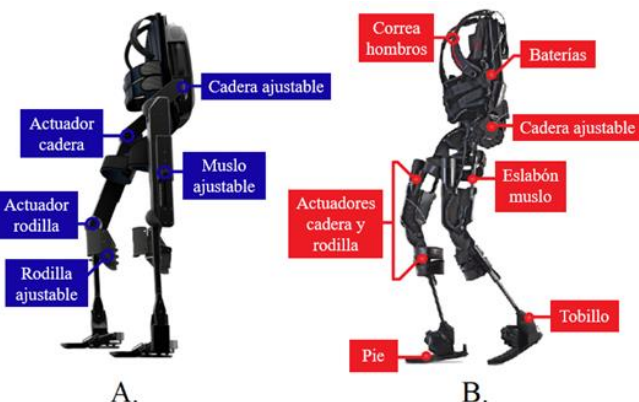


Fig. 1 Exoesqueletos A: ArkeTM, B: Ekso GT.

En Oceanía se desarrolló REX, un dispositivo comercial que consta de 10 motores que evitan el uso de ayudas técnicas. Su diseño fue pensado para personas parapléjicas entre 1.60m a 1.90m y un peso inferior a 100kg. Dentro de su diseño se destacan sistemas de ajustes longitudinales para los muslos y rodillas; no obstante, en la pelvis se trabaja con medidas personalizadas y los soporte para los pies son simplemente superficies planas (Fig. 2.A) [8][12][13].

En la Fig. 2.B se presenta el dispositivo de rehabilitación activo-asistido HANK; que integra en el plano sagital 6 grados de libertad distribuidos con 3 motores ubicados en la cadera, rodilla y tobillo, respectivamente, y en el plano lateral otros 2 motores en la cadera, permitiendo una marcha balanceada más la capacidad de subir escaleras.

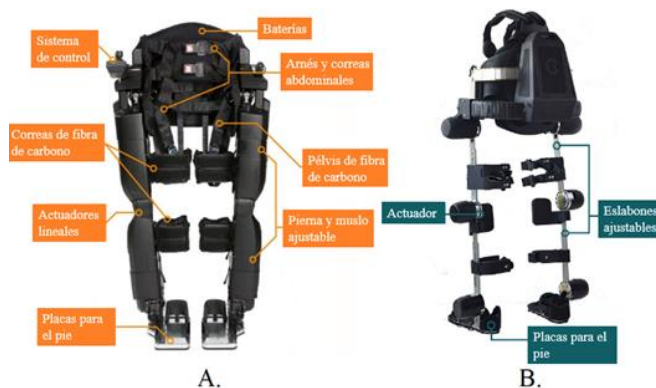


Fig. 2 Exoesqueletos A: REX, B: HANK.

Este dispositivo, fue diseñado para pacientes entre 1.50m a 1.95m y un peso inferior a 100kg, cuenta con un sistema de barras y correas ajustables tanto longitudinalmente (muslo y rodillas) como horizontalmente (pelvis, pie, ancho del muslo). Además, permite el cambio de la planta de los pies por plantillas con medidas estandarizadas para poder abarcar antropométricamente la mayor cantidad de pacientes [8][14][15].

En cuanto al diseño y construcción de exoesqueletos a nivel nacional, se encuentra el sistema bipedestador de la Fig. 3, que consiste en un sistema cuyas características principales son: ser un modelo a base de barras, su población objetivo son aquellos pacientes con patologías que limiten o inhiban el movimiento en miembros inferiores, parte principalmente del diseño de una silla de rueda, puede ser totalmente personalizado al usuario, posee un sistema mecánico a base de piñones, poleas y palancas para llevar a cabo la marcha [16][17].



Fig. 3 Sistema de bipedestación.

A pesar de que se han desarrollado exoesqueletos para el sector salud por más de 20 años, las revisiones sistemáticas [8][18][19] evidencian que hay problemas vigentes en el peso del equipo que no permite que sean portables, el costo tan elevado, la poca duración de las baterías y la falta de ergonomía. Sin embargo, la variación de algunos parámetros puede hacer más simple el mecanismo y/o que su construcción sea más económica, esto sin sacrificar la efectividad del mismo.

Por lo anterior, el presente trabajo está fundamentado en el diseño de un exoesqueleto de bajo costo, capaz de desarrollar los movimientos biomecánicos de la marcha con una única fuente de actuación, permitiendo ser una herramienta de apoyo a personas entre los 40 y 50 años, un peso igual o menor a 100kg, y con discapacidad motora en los miembros inferiores.

II. METODOLOGÍA

El desarrollo del presente trabajo se compone de tres etapas: En la primera, se seleccionan los parámetros antropométricos, la segunda se asocia al desarrollo del modelo mecánico, y la tercera corresponde a la validación biomecánica del mecanismo.

A. Etapa de selección parámetros antropométricos

Teniendo en cuenta que las características anatómicas poblacionales son variables dependiendo de la edad y genero de los sujetos de estudio, se comienza a limitar el diseño al grupo de mayor prevalencia presentado en la Sala situacional de las Personas con Discapacidad, como se muestra en la Tabla I.

TABLA I
SELECCIÓN POBLACIÓN OBJETIVO POR SEXO Y EDAD

	Sexo		Edad
	Hombres	Mujeres	15 a 64 años
Prevalencia	178.391(34%)	183.638(35%)	97.475

Se observa que la mayor prevalencia se encuentra entre las edades de los 15 a los 64 años, que presentan una variación en altura de 1.6m a 1.8m, lo que implica modificaciones de 0.2 metros en la longitud del prototipo; por lo que se decide restringir el diseño a personas entre los 40 a los 50 años, sin importar su identidad de género. Luego, en la Tabla II se presentan los valores medios de las dimensiones entre la cadera-rodilla, rodilla-tobillo, y tobillo-fascitis plantar; la importancia de estas medidas radica en que con ellas se realiza la estimación de las longitudes de los segmentos corporales del exoesqueleto. Cabe mencionar que los datos trabajados son aquellos presentados en el libro Dimensiones antropométricas de población latinoamericana en su sección Colombia [20].

TABLA II
LONGITUDES SEGMENTOS ANATÓMICOS

Longitudes laterales entre (cm):		
Cadera-Rodilla	Rodilla-Tobillo	Tobillo-Planta
40.60	52.45	10.65

B. Etapa de diseño mecánico

Con los valores antropométricos de la población objetivo establecidos, se procede a realizar el bosquejo inicial del mecanismo en el software Linkage®, como se muestra en la Fig. 4.A.

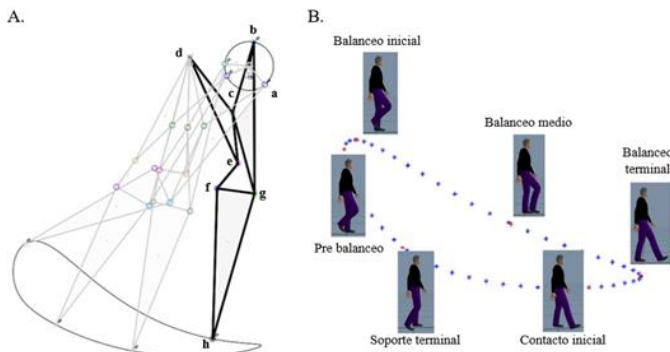


Fig. 4 Comparación entre la marcha obtenida (A) y la marcha teórica (B).
Fragmento B extraído de [21].

No obstante, para respetar la premisa de poder manipular el mecanismo a partir de un solo actuador, se toma como base

el mecanismo diseñado por Theo Jansen compuesto por el acople de mecanismos de cadena cinemática cerrada que emulan el comportamiento de marcha en animales. Cabe mencionar que la validación y ajuste del modelo se realiza mediante una comparación entre los datos obtenidos en el eslabón final prototipo, y el patrón de marcha del tobillo observados en la Fig. 4.B y obtenidos del trabajo realizado en [21].

Para ello, del modelo de la Fig. 5, se obtienen las ecuaciones matemáticas definidas desde (1) a (12), que describen la posición de cada una de las juntas del mecanismo.

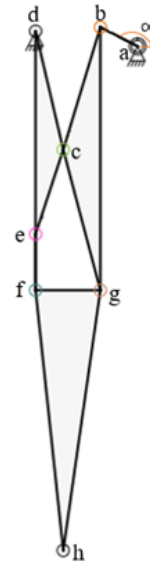


Fig. 5 Mecanismo de barras para emulación de marcha humana

$$(X_b - X_a)^2 + (Y_b - Y_a)^2 - L_{ab}^2 = 0 \quad (1)$$

$$(X_g - X_b)^2 + (Y_g - Y_b)^2 - L_{bg}^2 = 0 \quad (2)$$

$$(X_b - X_c)^2 + (Y_b - Y_c)^2 - L_{bc}^2 = 0 \quad (3)$$

$$(X_g - X_c)^2 + (Y_g - Y_c)^2 - L_{gc}^2 = 0 \quad (4)$$

$$(X_d - X_c)^2 + (Y_d - Y_c)^2 - L_{dc}^2 = 0 \quad (5)$$

$$(X_e - X_c)^2 + (Y_e - Y_c)^2 - L_{ec}^2 = 0 \quad (6)$$

$$(X_e - X_d)^2 + (Y_e - Y_d)^2 - L_{ed}^2 = 0 \quad (7)$$

$$(X_e - X_f)^2 + (Y_e - Y_f)^2 - L_{ef}^2 = 0 \quad (8)$$

$$(X_g - X_f)^2 + (Y_g - Y_f)^2 - L_{fg}^2 = 0 \quad (9)$$

$$(X_g - X_h)^2 + (Y_g - Y_h)^2 - L_{gh}^2 = 0 \quad (10)$$

$$(X_f - X_h)^2 + (Y_f - Y_h)^2 - L_{fh}^2 = 0 \quad (11)$$

$$X_b - X_a + L_{ab} \cos(\alpha) = 0 \quad (12)$$

Donde X_i y Y_i representa la posición X y Y de cada junta del mecanismo planar, y L_{ij} representa la longitud entre cada punto. Como se observa las ecuaciones se basan solo en un parámetro angular de entrada α , y para validar que efectivamente el mecanismo actúa bajo la acción de un solo eslabón, se calcula la cantidad de grados de libertad del sistema basados en la Fig. 5 y la ecuación de *grübler-kutzbach* que se muestra en (13).

$$F = 3(n - 1) - 2 \cdot p_v \quad (13)$$

Donde n es el número total de eslabones en el mecanismo que para este caso son 6, y p_v el número de juntas que actúan en el plano bidimensional que son 7, con lo que se obtiene que el mecanismo presenta un solo grado de libertad.

Con el fin de encontrar el valor de las 12 incógnitas (posiciones X y Y de b, c, e, f, g y h), se resuelven las ecuaciones (1) a (12) mediante el método de aproximación *Newton Raphson* descrito en la Fig.6 e implementado en Matlab®. Como parámetros de simulación se escogieron valores de $N_0 = 756$, $Tol = 1 \cdot 10^{-4}$, $X_a = 183.639$ mm, $Y_a = 883.884$ mm, $X_d = 0$ mm, y $Y_d = 910.766$ mm, de lo que se obtuvieron los resultados de la Tabla III.

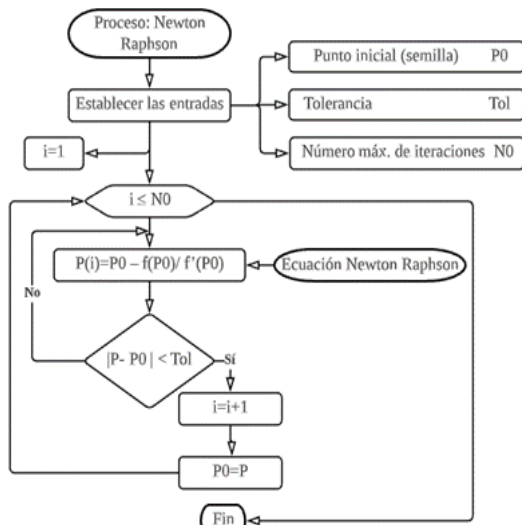


Fig. 6 Diagrama de flujo método Newton Raphson.

TABLA III
POSICIONES X Y DE LAS JUNTAS DEL MECANISMO EN MM

Cuadrante	X_b	X_c	X_e	X_f	X_g	X_h
II	150	66	27	27	120	82
III	108	-36	-138	-161	-46	-222
IV	234	92	78	-65	58	-310
I	150	66	27	27	120	82
Cuadrante	Y_b	Y_c	Y_e	Y_f	Y_g	Y_h
II	920	730	560	470	470	0
III	884	701	558	477	442	11
IV	890	740	560	540	480	180
I	920	730	560	470	470	0

C. Etapa de validación biomecánica

Con el diseño y modelo matemático del mecanismo, se procede a realizar validaciones biomecánicas del comportamiento en el plano sagital tanto de la cadera como de la rodilla; para este caso no se evalúa el movimiento del tobillo ya que sus variaciones en comparación con cadera y rodilla no son de gran magnitud, además el movimiento de este segmento anatómico se realiza de forma indirecta por la naturaleza del modelo. Por lo anterior, se calculan los puntos medios del mecanismo que representan lo que sería el fémur y la tibia-peroné, en vectores V_M y V_R de la Fig. 7.A, respectivamente. Además, se adiciona el vector V_T que representa el torso.

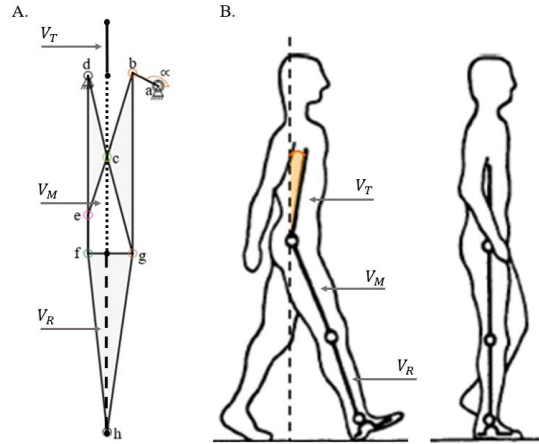


Fig. 7 Vectores empleados para la extracción de las gráficas de marcha en el plano sagital. Extraído de: [22].

Los vectores V_T y V_M , serán utilizados para calcular el ángulo θ que existe entre los eslabones, mediante la ecuación (14); esto con el fin de realizar una comparación con los ángulos de movimiento encontrados en la literatura para la cadera en función del ciclo de la marcha. Se debe tener en cuenta que para el vector V_T solo se conoce la posición del punto inferior, por lo que se idealiza el modelo para un vector vertical estático. La misma metodología se implementa para el cálculo de las variaciones angulares de la rodilla que relacionan los eslabones del Fémur con la Tibia-Peroné en los vectores V_M y V_R , respectivamente.

$$\theta = \cos^{-1} \frac{\vec{V}_T \cdot \vec{V}_M}{|\vec{V}_T| |\vec{V}_M|} \quad (14)$$

Finalmente, se calcula el tiempo en el que el eslabón de entrada ubicado entre los puntos a y b, giraría para completar un ciclo de marcha en función del tiempo. Para esto, se implementa la ecuación de cadencia (15), en donde T es el tiempo a calcularse, N_p el número de pasos que para este caso es 1, y C_p la cadencia que se establece de 122 pasos*min⁻¹ para la población objetivo.

$$T = \frac{N_p}{C_p} \quad (15)$$

III. RESULTADOS Y ANALISIS

En la Fig. 8, se presenta el resultado del mecanismo luego de ser calculado mediante el método de *Newton Raphson*, además se muestran los vectores V_T , V_M y V_R en azul, utilizados para el cálculo de las variaciones angulares de la cadera y rodilla que serán comparados en graficas posteriores.

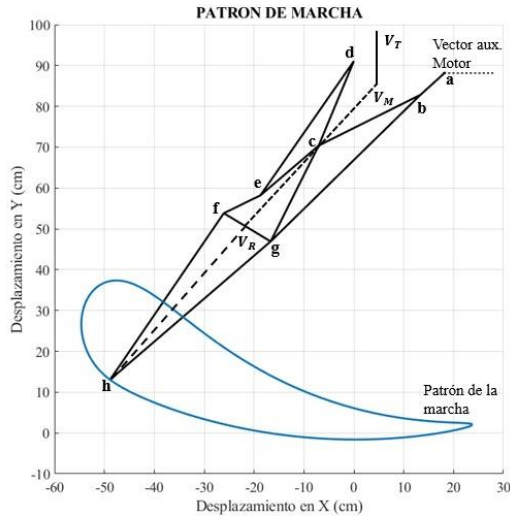


Fig. 8 Patrón de la marcha obtenido por Newton Raphson.

La primera validación biomecánica, es la evaluación del comportamiento de la cadera en el plano sagital. En la Fig. 9 el conjunto de datos de color negro representa el resultado del mecanismo modelado, y la zona gris, los límites superiores e inferiores ($\pm 5\%$) de la variabilidad permitida en los patrones de marcha humana. En algunos intervalos, se aprecia que el modelo se aproxima a los límites establecidos, esto puede suceder como consecuencia de trabajar el eslabón del torso como un vector vertical fijo. Sin embargo, se mantiene en el rango de trabajo por lo que se puede decir que no se generarían daños musculares sobre el usuario.

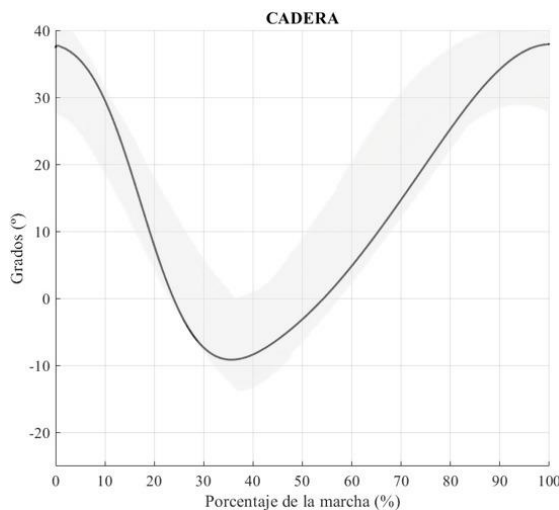


Fig. 9 Comportamiento de la cadera en el plano sagital evaluado con los límites teóricos.

En lo que respecta al comportamiento de la rodilla, en la Fig. 10, se observa que en el rango de 0% al 17% de la marcha, el modelo presenta una leve variación en comparación con la trayectoria deseada, para este caso se establece que dicho evento es resultado del comportamiento de la cadera debido a que estos segmentos son dependientes.

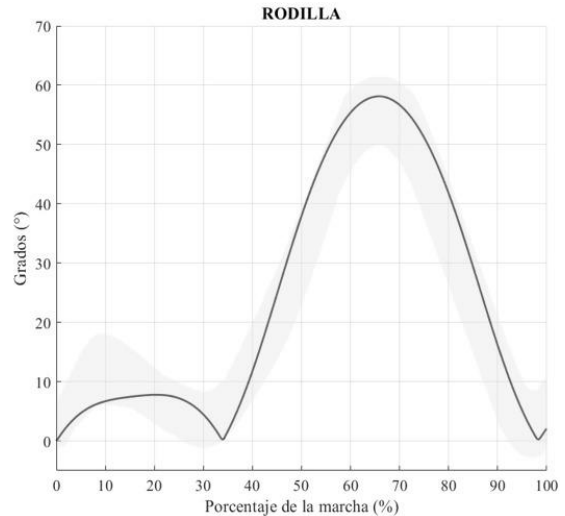


Fig. 10 Comportamiento de la rodilla en el plano sagital evaluado con los límites teóricos.

Por otro lado, solucionando la ecuación (15) se obtiene que el tiempo que tarda un paciente en dar un paso es de $\pm 8.19 \cdot 10^{-3}$ min, lo que es equivalente a 0.49 segundos. Y, conociendo el valor que tarda un paciente en dar un paso, se procede a ajustar el porcentaje del ciclo de marcha en valores en función del tiempo. Por lo cual, en la Fig. 11, se presentan los comportamientos de posición, velocidad y aceleración del eslabón de entrada. Lo anterior, debido a que se considera que para dar un solo paso el mecanismo debe empezar y terminar con velocidad igual a cero, y haber recorrido un total de 360° .

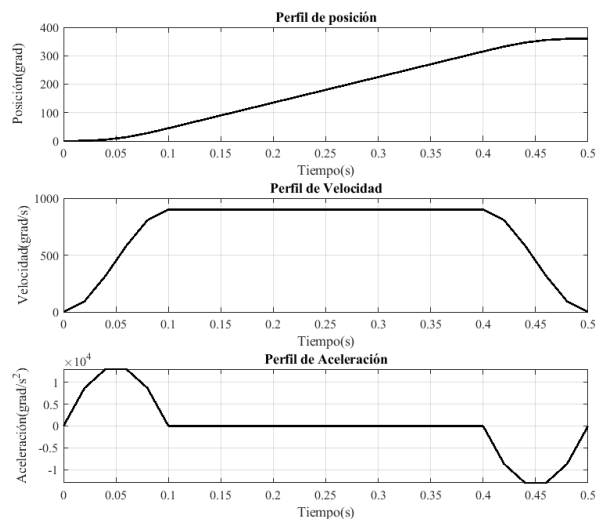


Fig. 11 Comportamiento del eslabón de entrada en el plano sagital.

Finalmente, se construye el modelo en SolidWorks®, como se muestra en la Fig. 12. En él, se adicionaron piezas de ajuste en los cuádriceps, gastrocnemios y en pie, con el fin de permitir maleabilidad al momento de acoplar el paciente al exoesqueleto y brindar cierto nivel de confort y seguridad.

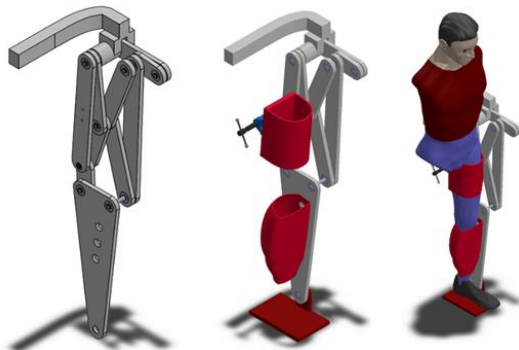


Fig. 12 Modelo en SolidWorks del mecanismo, del producto, y la simulación de cómo se usaría.

En cuanto a los materiales, se utilizó aluminio cepillado para todos los eslabones, la cadera y la planta del pie; para los ejes, anillos de retención, tornillos, arandelas y rodamientos se usaron diversos tipos de acero; finalmente, para los otros accesorios de ajuste se empleó caucho lustroso, no obstante, en la vida real estos elementos deben llevar con espuma de protección. Por otro lado, cabe mencionar que el maniquí y la prensa de ajuste de los cuádriceps fueron extraídos de la librería gratuita *grabcad community*, y se adecuaron con leves variaciones al proyecto. Luego de ensamblado, se verifico la movilidad y funcionalidad del prototipo final para posiciones de contacto inicial, soporte medio, pre-balanceo y balanceo medio, como se muestran en la Fig. 13.

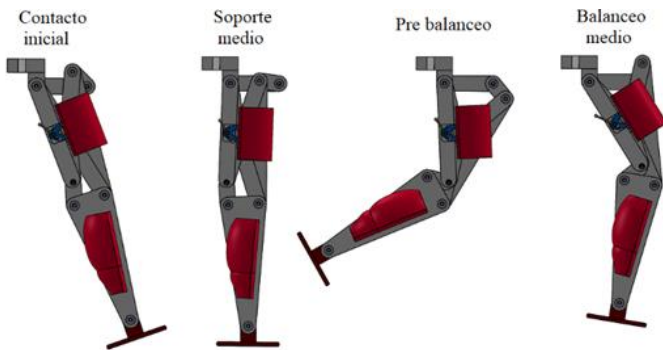


Fig. 13 Simulación de cuatro momentos de la marcha en SolidWorks.

Con el diseño finalizado en CAD, se exporta únicamente el mecanismo a *Simscape Multibody*, esto con la finalidad de analizar el comportamiento del exoesqueleto en un ambiente simulado que trabaje variables físicas tales como gravedad, fricción, masas, inercias, entre otras. Por lo que, en la Fig. 14 se presenta el entorno de *Mechanics Explorer* de Matlab® en un rango de simulación de 0s a 3s, donde se evalúa el comportamiento del modelo bajo entornos más reales.

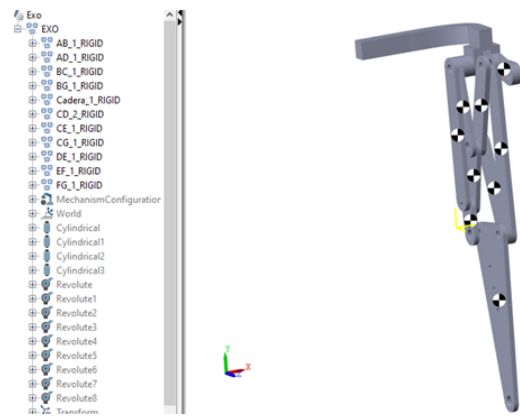


Fig. 14 Simulación del exoesqueleto sobre el entorno gráfico de Simscape Multibody (Mechanics Explorer).

Como resultados, se obtiene un sistema con peso aproximado de 4kg, que será controlado por medio de un controlador PID en lazo cerrado como se muestra en la Fig. 15.A; que asegure los valores y tiempo de la trayectoria de posición de la Fig. 11. Para esto, el controlador de la ecuación (16) tiene como valores para la constante proporcional P de 120, derivativa D de 10, integradora I de 5, y filtro N de 26791.4605; que permiten obtener el comportamiento final de la Fig. 15.B, con errores entre la trayectoria deseada y la procesada inferiores al 1%.

$$PID(s) = P \left(1 + I \cdot \frac{1}{s} + D \frac{N}{1 + N \frac{1}{s}} \right) \quad (16)$$

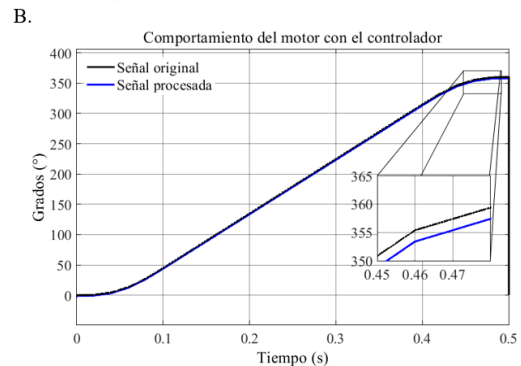
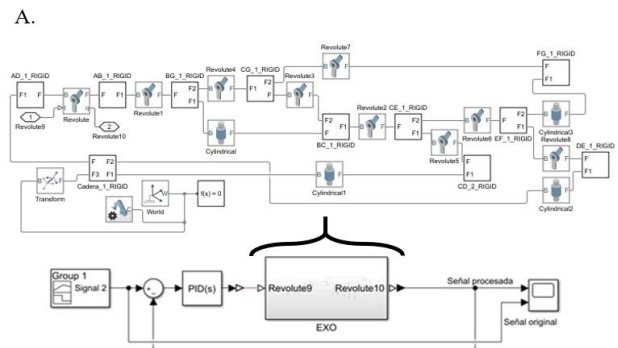


Fig. 15 Comportamiento del eslabón de entrada en *Simscape Multibody*. En A se presenta el lazo de control en *Simulink*, y en B las gráficas de comparación entre la señal original y procesada.

VI. CONCLUSIONES

Como se evidencio a lo largo del trabajo, el prototipo diseñado emulo la trayectoria de la marcha humana para una persona cuya longitud de pierna se encuentra entre los 90 cm a 100 cm, además las trayectorias de movimiento de la cadera y la rodilla se ubicaron dentro de los rangos permisibles de marcha normal, por lo que, el mecanismo podría aplicarse como un método de rehabilitación, ya que no causaría movimientos anormales en el comportamiento de la pierna. Sin embargo, se hipotetiza que las oscilaciones de la cadera con respecto al tronco, son las responsables de que el modelo se aproxime a los límites permitidos en ciertos intervalos de movimiento en la trayectoria tanto de la cadera como de la rodilla.

En cuanto al controlador, se observo que los valores escogidos para las constantes del PID, permitieron obtener los comportamientos deseados en el movimiento del eslabón entrada con márgenes de error inferiores al 1%. El comportamiento obtenido resalta el hecho de que cuando se genera un movimiento, el sujeto inicia y finaliza la marcha con una velocidad igual a cero, adicionalmente, el mecanismo no puede tener cambios fuertes de posición, que se reflejarían en velocidades altas y de la misma manera, en aceleraciones que pueden tender a infinito generando picos de corriente que no son ideales en ningún sistema eléctrico; considerando esto para un futuro en el que se desee construir y equipar electrónicamente el modelo.

Como trabajo futuro se plantea el calculo del modelo dinámico y su comparación con los datos arrojados por *Simscape Multibody (Mechanics Explorer)*, además de la elección del actuador rotacional que se ubicará en la junta a del mecanismo. Para finalmente proceder con la construcción y puesta en marcha del dispositivo de rehabilitación de la marcha humana.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a la Universidad Militar Nueva Granada y a la Vicerrectoría de Investigaciones quien financia el presente proyecto con código ING-INV-3504 titulado “ESTUDIO DEL EFECTO DEL ESTADO EMOCIONAL EN LA PROPIOCEPCIÓN Y LA RESPUESTA PSICOFISIOLÓGICA EN TAREAS DE REHABILITACIÓN MOTORA DE MIEMBRO SUPERIOR”, del cual se deriva el presente trabajo.

REFERENCIAS

- [1] K. Strassburger, Y. Hernández, and E. Barquín, “Lesión Medular: Guía para el manejo integral del paciente con LM crónica,” *ASPAYM-Madrid*, vol. 4, 2018.
- [2] Organización Mundial de la Salud, “Lesiones medulares,” *Centro de prensa*, 19-Nov-2013. [Online]. Available: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/spinal-cord-injury>.
- [3] National Spinal Cord Injury Statistical Center. (2020). *Facts and figures at a glance*. Retrieved from [nscisc.uab.edu/Public/Facts%20and%20Figures%202020.pdf](https://www.nscisc.uab.edu/Public/Facts%20and%20Figures%202020.pdf)
- [4] Instituto Nacional para Ciegos, “Según el DANE, el 7,2% de los colombianos tiene alguna discapacidad,” *Blog INCI*, 19-Nov-2018.

- [Online]. Available: <https://www.inci.gov.co/blog/segun-el-dane-el-72-de-los-colombianos-tiene-alguna-discapacidad>.
- [5] Ministerio de Salud y Protección Social, *Sala situacional de las Personas con Discapacidad*, 2019th ed., vol. DE/PS. Bogotá: Minsalud, 2020.
 - [6] C. M. Biancardi, R. L. Bona, and L. L. Hausheer, “Locomoción humana: modelos y variables biomecánicas,” *Pensar en Mov. Rev. Ciencias del Ejerc. y la Salud*, vol. 18, no. 2, pp. e41360–e41360, Sep. 2020.
 - [7] M. K. Reed, “LIFESUIT Exoskeleton Gives the Gift of Walking so They Shall Walk,” *Proc. 4th IEEE Glob. Humanit. Technol. Conf. GHTC 2014*, pp. 382–385, Dec. 2014.
 - [8] L. G. Fernández Álvarez, S. Núñez Nagy, and R. Cano de la Cuerda, “Exoesqueletos portables en personas con lesión medular. Revisión sistemática,” *Rev. Investig. y Educ. en Ciencias la Salud*, vol. 5, no. 1, pp. 86–105, 2020.
 - [9] B. Fournier, “Model and Characterization of a Passive Biomimetic Ankle for Lower Extremity Powered Exoskeleton,” *Ottawa-carlet. Inst. Biomed. Eng.*, Apr. 2018.
 - [10] E. Høyer, A. Opheim, and V. Jørgensen, “Implementing the exoskeleton Ekso GTM for gait rehabilitation in a stroke unit – feasibility, functional benefits and patient experiences,” *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, Apr. 2020.
 - [11] S. Portaro *et al.*, “Overground exoskeletons may boost neuroplasticity in myotonic dystrophy type 1 rehabilitation: A case report,” *Medicine (Baltimore)*, vol. 98, no. 46, p. e17582, Nov. 2019.
 - [12] Calderón Bernal A, Cano de la Cuerda, R, Alguacil Diego I, Molina Rueda F, Cuesta Gómez A, Miangolarra Page J. Terapia robótica para la rehabilitación de la marcha en patología neurológica. *Rehabilitación* 2015; 49(3):177-192.
 - [13] Rex Bionics, “REX BIONICS,” *Product information*. [Online]. Available: <https://www.rexbionics.com/product-information/>.
 - [14] GOGOA, “Why use an exoskeleton to rehabilitate?,” *Hank*. [Online]. Available: <https://en.gogoa.eu/hank>. [Accessed: 18-Mar-2022].
 - [15] Comisión Europea, “Periodic Reporting for period 2 - HANK (European advanced exoskeleton for rehabilitation of Acquired Brain Damage (ABD) and/or spinal cord injury’s patients.),” *Eur. Adv. Exoskelet. Rehabil. Acquir. Brain Damage and/or spinal cord Inj. patients.*, vol. 699796, Feb. 2018.
 - [16] C. Restrepo, “Exoesqueletos, ingenio al servicio de la rehabilitación,” *Ciencia Gente UdeA Vida*, Medellín, 16-Sep-2020.
 - [17] CALL, “Los exoesqueletos ya se pusieron a prueba en Yumbo,” *Colombia*, Cali, 23-May-2048.
 - [18] O. Ferreira García, “Uso de exoesqueletos robóticos portables en personas con lesión medular: una revisión sistemática,” *Fac. CIENCIAS DA SAÚDE*, Jul. 2020.
 - [19] H. Mardomingo-Medialdea, P. Fernández-González, and F. Molina-Rueda, “Usability and acceptability of portable exoskeletons for gait training in subjects with spinal cord injury: A systematic review,” *Rev. Neurol.*, vol. 66, no. 2, pp. 35–44, 2018.
 - [20] R. Avila Chaurand, L. R. Prado Leon, and E. L. Gonzalez Muñoz, *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana*, no. May 2015. 2015.
 - [21] R. Mendoza-Crespo, D. Torricelli, J. C. Huegel, J. L. Gordillo, J. L. Pons, and R. Soto, “An adaptable human-like gait pattern generator derived from a lower limb exoskeleton,” *Front. Robot. AI*, vol. 6, no. MAY, p. 36, May 2019.
 - [22] S. Hernández, “CAPÍTULO TRES: BIOMECÁNICA DE LA MARCHA HUMANA,” *Bibl. Udl*.
 - [23] J. Vargas, “Método de Newton Raphson,” *Fac. Ing. Univ. Tecnológica Bolívar*, Oct. 2018.