

DISEÑO Y CONTROL DE UN PROTOTIPO DE EXOSQUELETO PARA REHABILITACIÓN DE MOVILIDAD DE EXTREMIDAD INFERIOR

DESIGN AND CONTROL OF AN EXOSKELETON PROTOTYPE FOR LOWER EXTREMITY MOBILITY REHABILITATION

Braulio José Cruz Jiménez

Universidad Autónoma de Yucatán, México
braulio.cruz@correo.uady.mx

Luis Josué Ricalde Castellanos

Universidad Autónoma de Yucatán, México
lricalde@correo.uady.mx

Ricardo Javier Peón Escalante

Universidad Autónoma de Yucatán, México
rpeon@correo.uady.mx

Jaime Francisco Aviles Viñas

Universidad Autónoma de Yucatán, México
javiles@correo.uady.mx

Aris Angélica Zapata Pasos

Universidad Autónoma de Yucatán, México
aris.zapata@correo.uady.mx

Recepción: 28/noviembre/2022

Aceptación: 22/diciembre/2022

Resumen

El uso de dispositivos robóticos como apoyo en las terapias de rehabilitación de personas con discapacidad motriz son un factor clave para mejorar los resultados clínicos. Con la intención de proponer una alternativa teórica de fisioterapia asistida, se presenta el diseño y control de un modelo de exoesqueleto vestible de extremidad inferior con control de lazo abierto diseñado para adultos mexicanos, que respeta el movimiento característico de la cadera, rodilla y tobillo. Se desarrolla el diseño mecánico de un exoesqueleto de miembro inferior acorde a criterios de ergonomía y materiales, el diseño de la acción de control de regulación del movimiento del exoesqueleto y la evaluación en simulación del funcionamiento del controlador, la movilidad y un análisis de esfuerzos. El diseño demostró ser

adecuado de acuerdo con las pruebas de movimientos de trayectorias y las gráficas de esfuerzo de Von Mises.

Palabras Clave: control, ergonomía, exoesqueleto, extremidad inferior.

Abstract

The use of robotic devices as support in rehabilitation therapies for people with motor disabilities is a key factor to improving clinical outcomes. With the intention of proposing a theoretical alternative of assisted physiotherapy, the design and control of a lower extremity wearable exoskeleton model with open loop control designed for Mexican adults is presented, which respects the characteristic movement of the hip, knee, and ankle. The mechanical design of a lower limb exoskeleton is developed according to ergonomics and material criteria, the design of the control action of regulation of the exoskeleton movement and the evaluation in simulation of the operation of the controller, mobility, and an analysis of efforts. The design proved to be adequate according to trajectory motion tests and Von Mises stress plots.

Keywords: control, ergonomics, exoskeleton, lower limb.

1. Introducción

La mayoría de las personas que sufren una discapacidad motriz no pueden ejercer su movilidad plena al requerir de ayuda externa para realizar sus actividades. Caminar es la forma autónoma de traslado para el ser humano, por lo que para recuperar esta parte de su autonomía recurren al uso de diferentes dispositivos como andaderas, sillas de ruedas, muletas o bastones. A pesar de ser funcionales estos tienen varios inconvenientes como el costo, facilidad de uso, mantenimiento, espacio, infraestructura para desplazarse o tiempo de vida.

Además, las discapacidades motrices generan efectos negativos en la salud, ya que, al disminuir el nivel de actividad y carga física, se aumenta el riesgo de desarrollar enfermedades como obesidad, atrofia muscular, osteoporosis, aterogénesis acelerada, diabetes mellitus de tipo 2 y otras complicaciones.

En su mayoría, las terapias físicas son fisioterapeuta-paciente, lo que conlleva algunos problemas. El costo alto y el prolongado tiempo de recuperación afectan al

paciente. Los problemas de eficiencia, ya que las terapias no son óptimas al ser repetitivas durante largos periodos tiempo, son inconvenientes para el especialista. El uso de prótesis u ortesis puede reducir la necesidad de atención formal de la salud, servicios de apoyo, cuidados a largo plazo y cuidadores. Sin acceso a prótesis u ortesis las personas que las necesitan suelen quedar excluidas, aisladas y encerradas en la pobreza, lo que incrementa la carga de morbilidad y discapacidad [OMS, 2017].

Durante la rehabilitación se requiere retar a los pacientes más allá de sus capacidades individuales por lo que la terapia robótica permite un entrenamiento efectivo e intensivo. Además, garantiza la explotación óptima de la neuroplasticidad y el potencial de recuperación. Otra ventaja es que mejora la eficiencia del personal y la seguridad. Todo lo anterior, resulta en una mayor intensidad del entrenamiento, más tratamientos por terapeuta y un cuidado del paciente consistente y superior [García-Blancas, 2022].

En las últimas décadas, la robótica de rehabilitación ha tenido un gran desarrollo. Esto gracias a la reducción de costos y mejor desempeño de los materiales utilizados, así como la implementación de software específico para el diseño mecánico y del control. Sin embargo, en países en vías de desarrollo como México, es un área emergente en cuanto a investigación y desarrollo tecnológico [Shi, 2019]. En el trabajo desarrollado por [Villa-Parra, 2018] se presenta el desarrollo de un nuevo exoesqueleto de rodilla controlado por intención de movimiento basado en SEMG. Este utiliza el control de admisión para ayudar a las personas con movilidad reducida y mejorar su locomoción.

Con el objetivo de verificar su aplicabilidad [Gil-Agudo, 2020] realizó pruebas en un entorno clínico de un nuevo modelo de exoesqueleto robotizado en la rehabilitación de la marcha de personas con lesión medular incompleta. El funcionamiento del exoesqueleto fue consistente durante un protocolo clínico de rehabilitación de la marcha. Se mostró como una terapia segura, sin efectos no deseados y con buena tolerancia por parte de los pacientes.

En la investigación de [Ayala-Lozano, 2015] se propuso el diseño de una estructura mecánica de exoesqueleto con cuatro grados de libertad para miembro superior que

se ajustara a la antropometría del paciente mexicano. Se aplicó el método BLITZ QFD para obtener el diseño conceptual óptimo y establecer adecuadamente las condiciones de carga de servicio.

El trabajo de [Tibaduiza-Burgos, 2019] presenta el modelado, diseño, control y construcción de un exoesqueleto, cuyo objetivo es ayudar a pacientes con parálisis en sus extremidades para el desarrollo de la marcha humana. El exoesqueleto que desarrollaron cuenta con un diseño de sistema deslizante en cada una de las articulaciones lo que sirve para ajustar de manera sencilla las diferentes longitudes para diferentes pacientes.

Para igualar la movilidad de las extremidades a rehabilitar y su adaptación a la antropometría mexicana [Sosa-Méndez, 2017], desarrolló un prototipo de exoesqueleto capaz de generar los tres movimientos básicos del hombro (flexión-extensión, abducción-aducción y rotación interna-externa). El diseño propuesto fue validado cinemáticamente mediante simulaciones numéricas en Matlab® y en ADAMS™, comprobando el rango de movilidad de cada articulación.

En México al año 2020, las personas que tienen algún tipo de discapacidad eran 6.1 millones, representando un 4.9% de la población total. La limitación de movilidad de las extremidades inferiores (caminar, subir o bajar) es la principal causa de discapacidad, siendo un 48% del porcentaje total de los problemas de discapacidad [INEGI, 2020].

Los exoesqueletos, son dispositivos electromecánicos o máquinas móviles que se ajustan estrechamente a partes del cuerpo en las que se requiera apoyar los movimientos, aumentar el rendimiento del portador [Herr, 2009]. Estos requieren de una estructura mecánica que se adapte a las extremidades humanas para realizar la transmisión de fuerza y energía [Shi, 2019].

En pacientes neurológicos con enfermedades como accidentes cerebrovasculares y lesiones medulares el uso de los exoesqueletos ha demostrado tener altos índices de efectividad, pero requiere de un uso constante durante al menos 30 minutos [Alfonso-Mantilla, 2016].

Para la rehabilitación de las extremidades inferiores, se han presentado exoesqueletos como una moderna alternativa de terapia física, ya que permiten

aplicar una fuerza constante a las articulaciones con el objeto de reentrenar al paciente y que este vuelva a aprender la función de movimiento perdida [Rupal, 2017].

Sin embargo, el uso de los exoesqueletos sigue siendo objeto de investigación y es prematuro decidir si los exoesqueletos de miembro inferior son clínicamente eficaces en la rehabilitación de ciertas personas como las que presentan lesiones de la médula espinal [Gorgey, 2018]. Algunos de los aspectos que se deben considerar para su uso incluyen tener un alto nivel de seguridad y eficacia, tiempo de adaptación, velocidad de deambulacion, peso, composición corporal del paciente y rango de movimiento.

Identificando beneficios y limitantes en el diseño de los exoesqueletos para rehabilitación, este trabajo propone el diseño y control en lazo abierto de un modelo de exoesqueleto vestible como herramienta complementaria en la rehabilitación, que pueda ser usado por personas con discapacidad motriz de las extremidades inferiores.

2. Métodos

Se diseñó un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación del miembro inferior dirigido a personas adultas con pérdida parcial de la movilidad de la extremidad inferior. Para el diseño de este prototipo se toma como base la forma ósea de un ser humano con edad promedio de 30 años, representando la estructura ósea como un eslabón o una estructura vestible.

Los datos antropométricos del miembro inferior se consideraron usando el experimento de [Ávila, 2007]. En dicho trabajo se midieron un total de 8,228 sujetos en un rango de edad de 2 a 85 años. La definición de las dimensiones y el método para medir se basó en la "Técnica Antropométrica estandarizada", dichos estudios muestran medidas antropométricas de los estados de Guadalajara, Ciudad de México, Guanajuato y la Zona fronteriza México-EUA, para rangos de población de 18 a 65 años. De estos datos se usaron las medidas promedio de 396 trabajadores industriales mexicanos del sexo masculino pertenecientes a la zona metropolitana de Guadalajara, mostradas en tabla 1.

Tabla 1 Dimensiones promedio de los mexicanos [Ávila, 2007].

Parte del cuerpo	Dimensión promedio (mm)
Estatura	1,675
Altura rodilla	478
Diámetro transversal tórax	342
Perímetro pantorrilla	365
Altura cresta ilíaca	195
Altura máxima muslo	152
Altura rodilla	513
Altura poplítea	412
Anchura cadera sentado	374
Longitud nalga-rodilla	583
Longitud nalga-poplíteo	476
Longitud pie	232
Anchura pie	90

Se propone un modelo de exoesqueleto pseudoantropomórfico con tres grados de libertad por cada pierna: cadera, rodilla y un grado en el tobillo. Este diseño no incluye todos los grados de libertad de las piernas humanas. Por lo que tanto la abducción/aducción de la cadera y la rotación interna/externa que están en una articulación pasiva no se consideran. Tampoco se consideran la aducción/abducción del tobillo. Para el modelo cinemático directo del exoesqueleto se considera como referencia el diagrama de la figura 1 y los datos de la tabla 2.

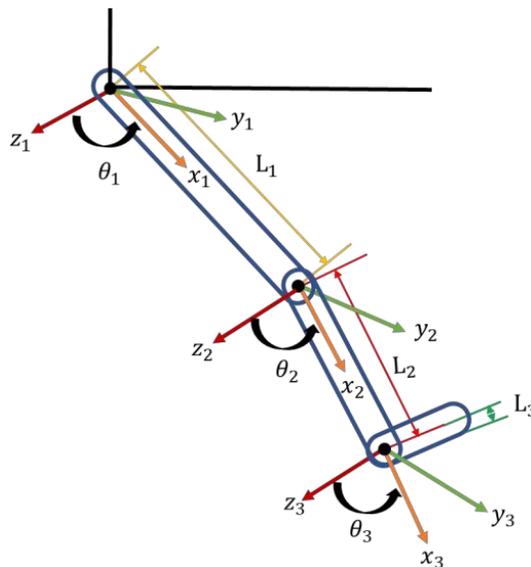


Figura 1 Asignación de los ejes de referencia de Denavit-Hartenberg.

Tabla 2 Grados de libertad de las articulaciones.

Articulación	GDL	Características
Unión de cadera	uno	Es de rotación. Permite el movimiento de las uniones como son flexión/extensión. La aducción/abducción y rotación interna y externa para el modelo del exoesqueleto se se consideran pasivas.
Unión de rodilla	uno	Es de rotación. Se considera la unión del cóndilo. El movimiento de la unión es flexión/extensión y la rotación interna/externa se considera pasiva.
Unión de tobillo	uno	La articulación del tobillo es considerada como una bisagra, con un grado de libertad que permite la rotación en el plano sagital (flexión/extensión)

Inicialmente se describen los movimientos del miembro inferior en el plano sagital para una sola pierna, esto es medio ciclo de marcha, ya que el análisis para la pierna otra es el mismo. De acuerdo con la asignación de ejes del algoritmo Denavit-Hartenberg se obtienen los parámetros de la tabla 3.

Tabla 3 Parámetros del algoritmo Denavit-Hartenberg y valores funcionales.

Articulación	Movimiento	θ_i	d_i	a_i	α_i	Extensión	Flexión
Cadera	Flexión-extensión	θ_1	L_0	a_1	0	30°	145°
Rodilla	Flexión-extensión	θ_2	0	a_2	0	10°	120°
Tobillo	Flexión-extensión	θ_3	0	a_3	0	50°	30

A partir de estos parámetros se obtiene la matriz de transformación homogénea definida por en la ecuación 1.

$$A_i^{i-1} = \begin{pmatrix} \cos \theta_i & (-\cos \alpha_i)(\sin \theta_i) & (\sin \alpha_i)(\cos \theta_i) & \alpha_i \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & (\cos \alpha_i)(\cos \theta_i) & (-\sin \alpha_i)(\cos \theta_i) & \alpha_i \sin \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (1)$$

Una vez obtenida la matriz de transformación homogénea, por medio de la cinemática inversa se encuentran los valores que deben tomar las variables articulares del robot para que su extremo se posicione y oriente según determinada localización espacial mostrada en las ecuaciones 2, 3, 4 y 5.

$$T_3^0 = \begin{pmatrix} \cos(\xi) & -\sin(\xi) & 0 & \zeta \\ \sin(\xi) & \cos(\xi) & 0 & \mu \\ 0 & 0 & 1 & L_0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2)$$

$$\xi = \theta_1 + \theta_2 + \theta_3 \quad (3)$$

$$\zeta = \alpha_1 \cos \theta_1 + \alpha_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + \alpha_3 \cos \xi \quad (4)$$

$$\mu = \alpha_1 \sin \theta_1 + \alpha_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + \alpha_3 \sin \xi \quad (5)$$

Para resolver el problema cinemático inverso hay que igualar la matriz de transformación homogénea con la matriz que representa la ubicación y orientación deseada del exoesqueleto dada por en la ecuación 6.

$$T = \begin{pmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (6)$$

Para determinar los ángulos θ_1 , θ_2 y θ_3 se igualan los términos correspondientes de las matrices, resultando en las ecuaciones 7, 8 y 9.

$$\theta_1 = \arctan\left(\frac{a_y}{a_x}\right) \quad (7)$$

$$\theta_3 = \arctan\left(\frac{\sqrt{1 - \cos \theta_3}}{(p_x \cos \theta_1 + p_y \sin \theta_1 - a_1)^2 + (p_y \cos \theta_1 + p_x \sin \theta_1)^2 - a_2^2 - a_3^2}}{2a_2a_3}\right) \quad (8)$$

$$\theta_2 = \arctan\left(\frac{-(p_y \cos(\theta_1 + \theta_2) - p_x \sin(\theta_1 + \theta_2) - a_3 \sin \theta_3)}{p_x \cos(\theta_1 + \theta_2) + p_y \sin(\theta_1 + \theta_2) - a_2 - a_3 \sin \theta_3}\right) \quad (9)$$

El exoesqueleto diseñado tiene como objetivo servir como un robot vestible para terapias, para lo que se diseña su estructura para ajustarse a los pies y la cadera, sin embargo, preserva el ángulo generado al momento de la marcha. De manera general se le puede dividir en los siguientes elementos:

- la pierna, que se ubica en la posición de la tibia y el peroné,
- el muslo representa el fémur,
- los pies, izquierdo y derecho permite apoyar cada uno y con ello mover el exoesqueleto,
- la cadera, representada por tres secciones (cadera, cadera-central y cadera-lateral) se trata de un mecanismo rígido cuya finalidad es la de permitir que la persona pueda reposar en él.

El sistema es modelado y diseñado en el software SolidWorks, figura 2, permite realizar diversos estudios como el cálculo del factor de seguridad según el material seleccionado, la simulación del movimiento del mecanismo teniendo en cuenta los valores para imitar la marcha humana, entre otros.

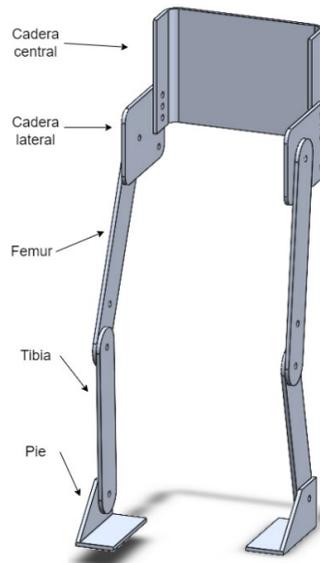


Figura 2 Exoesqueleto del miembro inferior diseñado.

El eslabón más largo del exoesqueleto diseñado corresponde al fémur y bajo este se ubica otro eslabón que representa a la tibia y el peroné. El ancho y el grosor fueron de 10 cm y 0.1 cm de grosor respectivamente. El largo del fémur es de 39.3 cm y el de la tibia es de 52.9 cm. Estas dimensiones fueron elegidas con base en las dimensiones promedio presentadas en la tabla 1.

Para los pies se eligió realizar dos piezas de manera que se ajusten al uso de un ser humano. Una de las piezas es un rectángulo que se ubicará en la planta del pie y la otra es un trapecio que permite la unión de la planta del pie con el fémur diseñado. Las dimensiones del rectángulo de la planta del pie son de 23.2 cm de largo por 9 cm de ancho. Mientras que las dimensiones del trapecio son elegidas para ajustarse alrededor de las otras partes del exoesqueleto.

De manera similar para la cadera se diseñó una estructura de 3 piezas que permita ajustar el exoesqueleto alrededor de un ser humano. De estas piezas una es un rectángulo con dobleces a manera de pestañas, al que llamamos cadera central que

permite dar soporte a la espalda baja de manera segura, la dimensiones de este son de 20 cm de largo, 10 cm de ancho y 30 cm de alto. A la parte femoral de la cadera se le ajustaran dos piezas de 20 cm de ancho por 27.5 cm de largo, que permiten la unión con el eslabón de la pierna.

3. Resultados

Con la finalidad de validar la cinemática del exoesqueleto desarrollado, se realizaron simulaciones usando los softwares Matlab® y SolidWorks®. Por lo que se establecieron los rangos angulares de movimiento y los límites de desplazamiento para cada una de las extremidades inferiores. Además, se aplicó el análisis de elemento finito para determinar el criterio de la energía de distorsión mediante la relación entre la resistencia de fluencia de un material y el esfuerzo de Von Mises, lo que resulta en la evaluación del factor de seguridad cuando se construya el exoesqueleto. Para la simulación se propusieron dos materiales: el aluminio 1060 y el acero al carbono. De los resultados del estudio se determinó que el material con mayor factor de seguridad es el acero al carbono presentando un factor de seguridad mínimo de 6.4, figura 3.

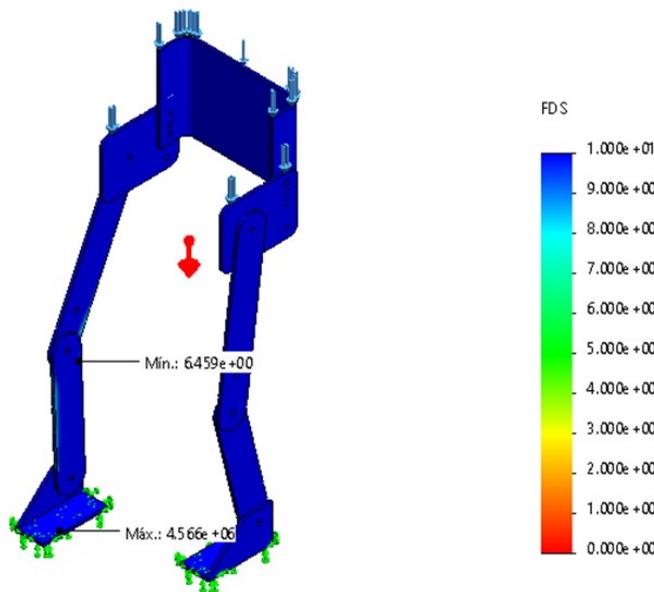


Figura 3 Factor de seguridad en la estructura para el acero al carbono.

Para el diseño del control del exoesqueleto, se realizó un modelado dinámico de la marcha humana, por lo que en este trabajo se utilizará la dinámica del robot para aplicar el controlador que actúa sobre los motores y articulaciones del exoesqueleto [Alvis, 2015]. El método utilizado para obtener el modelo dinámico para una pierna del exoesqueleto está basado en las ecuaciones de Euler-Lagrange mostradas en las ecuaciones 10 y 11.

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_1} = \tau \quad (10)$$

$$L = K - P \quad (11)$$

Donde θ_i son las coordenadas generalizadas, τ el vector de fuerzas o pares aplicados a los eslabones, mientras que K y P representan a la energía cinética y potencial del manipulador respectivamente.

En la fase de diseño del controlador se utilizó un controlador PID (Proporcional, Integral y Derivativo) debido a su rápido tiempo de respuesta y facilidad de implementación. Este tipo de control se aplicó en cada una de las partes del exoesqueleto, es decir, la cadera, rodilla y tobillo.

El primer paso para implementar el controlador es obtener las ganancias de los actuadores dentro de la etapa del control para lo que es necesario utilizar las características del motor o motores que permitirán su accionamiento y las características de las piezas que forman el exoesqueleto. Para efectos de la simulación se eligieron los parámetros del actuador mostrados en la tabla 4.

Tabla 4 Características del motor.

Parámetro	Valor
R_a	3.6 Ω
L_a	1.55 mH
I_a	3.3 A
ω_{max}	2400 rpm
K_e	0.08
K_t	0.08
T_e	43 ms
T_m	22.5 ms
J_m	4 E^{-5}
β	1.4 E^{-5}
V_{max}	24 v

Una vez realizado este proceso se requiere calcular la función de transferencia del motor, la cual permite estimar la respuesta que el sistema tiene a diferentes entradas. Para determinar las ganancias del controlador se utilizó el sintonizador de PID de Matlab® (PID Tuner) que ajusta automáticamente las ganancias proporcional, integral y derivativa que estabilizan al sistema utilizando el método Ziegler-Nichols. Los parámetros del controlador diseñado se exportan al PID en el diagrama de bloques para posteriormente verificar el rendimiento del controlador en Simulink®. Al sintonizar el controlador PID para el motor que controla la articulación de la cadera, la gráfica que se obtiene en Matlab® es la que se muestra en la figura 4. Los parámetros obtenidos con el sintonizador se muestran en la tabla 5.

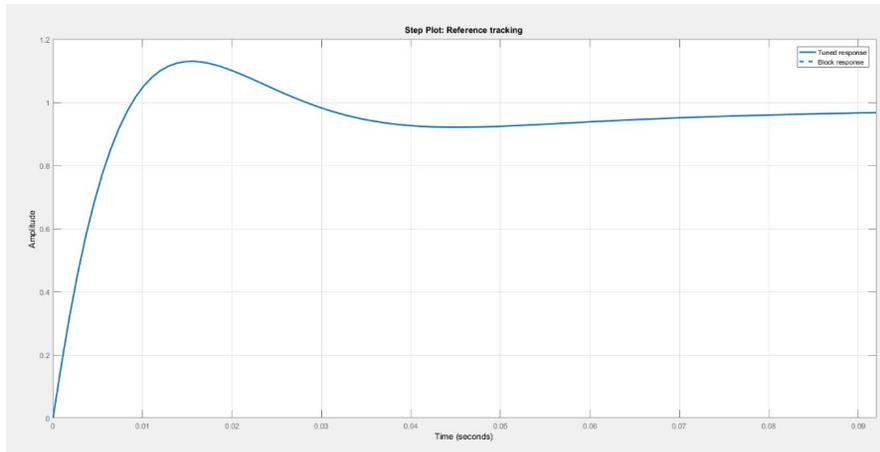


Figura 4 Gráfica simulada del comportamiento del motor que controla la cadera.

Tabla 5 Parámetros del controlador PID.

P	I	D
31.46	16.03	0.01091

El modelo CAD que se realizó en SolidWorks® se exportó a Matlab® a través de un plug-in llamado Simscape™ Multibody que interconecta las dos plataformas y a su vez se dirige a la herramienta Simulink®. El modelo se representa en un diagrama de bloques como se observa en la figura 5 tras la conversión de cada pieza en lenguaje Simulink® manteniendo las relaciones y restricciones de posición que se tenía en el modelo CAD. En este esquema se observan los tres componentes a los

cuales se aplicará el controlador PID: cadera, rodilla y tobillo. En la figura 6 se observa la aplicación del controlador en la articulación de la rodilla.

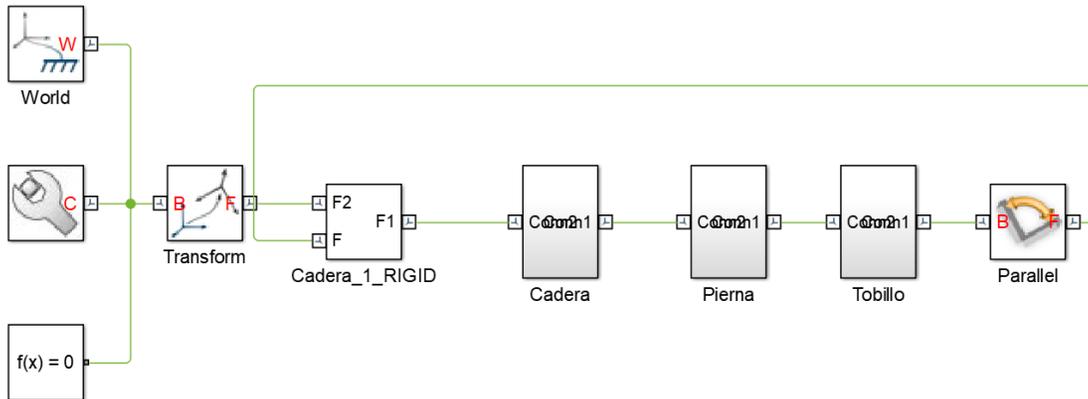


Figura 5 Esquema completo de control en Simulink®.

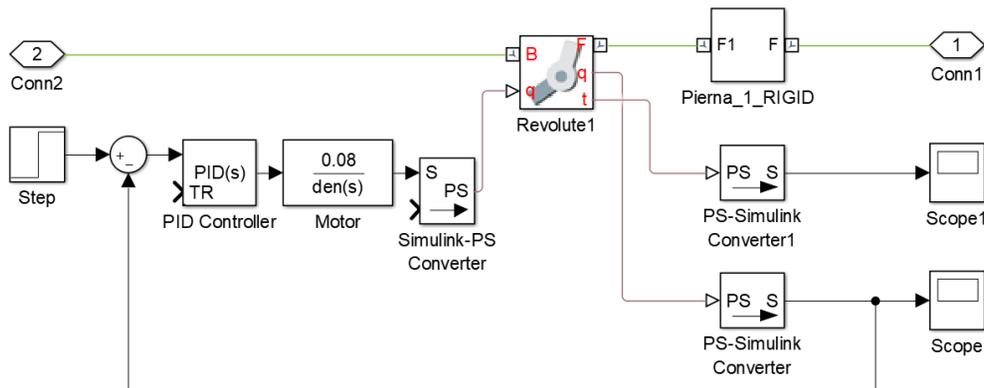


Figura 6 Esquema de la articulación de la rodilla control en Simulink®.

Adicional al diagrama de bloques al exportar el modelo CAD a Matlab® por medio de Simscape™ Multibody se puede visualizar el exoesqueleto como se muestra en la figura 7. Cabe mencionar que para las simulaciones en Matlab® sólo se trabajó con el lado izquierdo del exoesqueleto debido a que el control es el mismo para ambos lados. Habiendo obtenido en Simulink® los diagramas de bloques con los controladores para cada articulación, se llevó a cabo la simulación resultando en las gráficas de control de posición y del torque de los actuadores de las figuras 8, 9 y 10. En estas graficas se muestra la respuesta en el tiempo de cada una de las articulaciones del modelo diseñado.

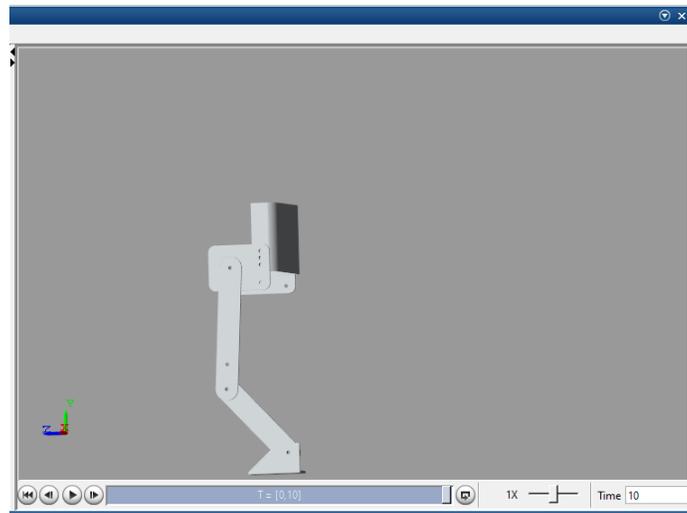


Figura 7 Visualización del exoesqueleto a controlar en Simscape™ de Matlab®.

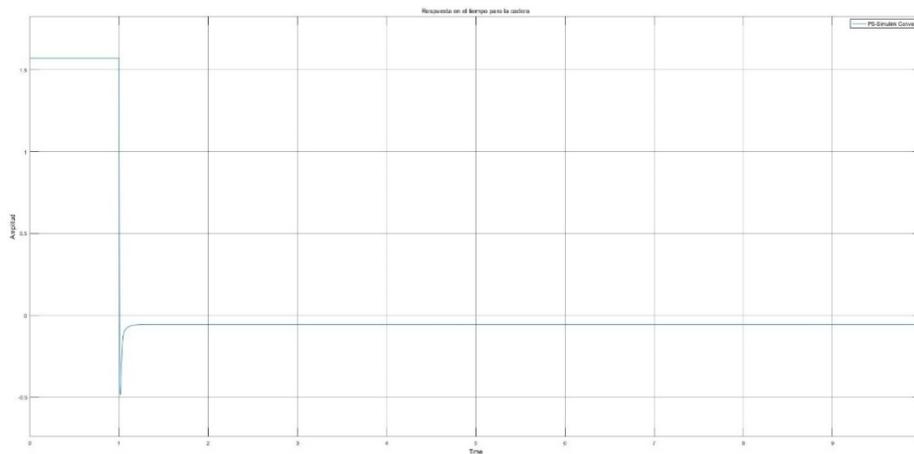


Figura 8 Control de posición para la cadera del lado izquierdo.

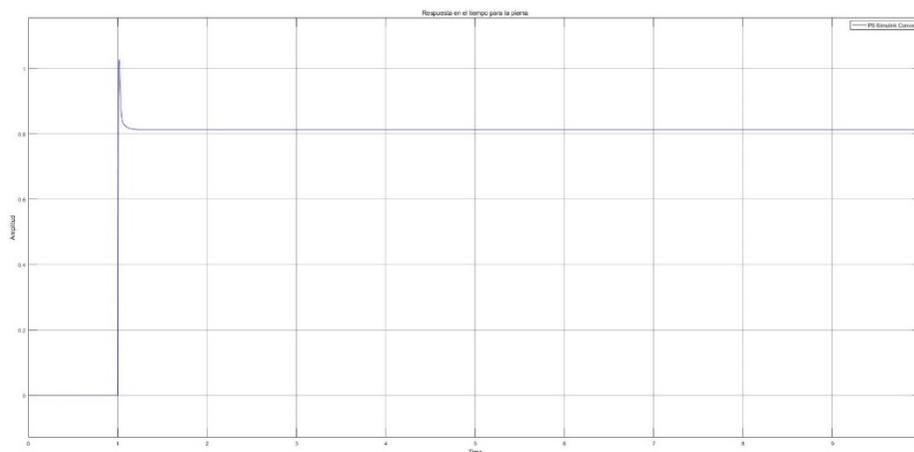


Figura 9 Control de posición para la rodilla izquierda.

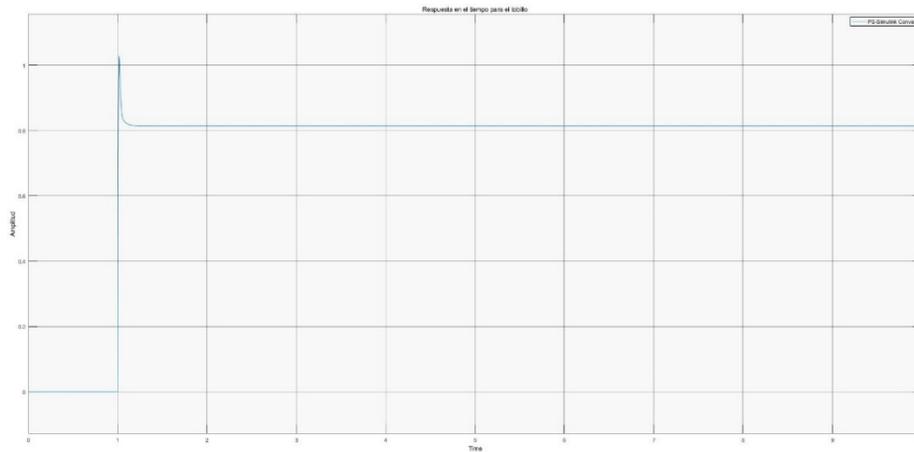


Figura 10 Control de posición para el tobillo izquierdo.

La señal usada para validar el controlador es el escalón unitario por lo que la siguiente consigna del trabajo es probar con de estudio de este trabajo ante trayectorias de marcha. Sin embargo, no se incluyen por no ser el objeto de estudio.

4. Discusión

El diseño y control presentados en el prototipo presentan un modelo sencillo para facilitar la inclusión de exoesqueletos en las terapias de personas con discapacidad motriz de las extremidades inferiores.

Para validar la cinemática del diseño del exoesqueleto, se emplearon herramientas software de simulación. Se establecieron los límites de desplazamiento y los rangos angulares de movimiento para cada uno de los miembros inferiores. Se aplicó el análisis de elemento finito para hallar el criterio de la energía de distorsión, mediante la relación entre la resistencia de fluencia de un material y el esfuerzo de Von Mises. Se propusieron dos materiales para evaluar el factor de seguridad: aluminio 1060 y acero al carbono. Con los resultados mostrados en la figura 3 se determinó que el material con mayor factor de seguridad es el acero al carbono presentando un factor de seguridad mínimo de 6.4. El diseño del exoesqueleto incluye el uso de un motor en cada articulación de las presentadas como apoyo para el movimiento del exoesqueleto, para efectos de la simulación, se consideraron motores iguales en cada articulación con las características presentadas en la tabla 4.

El control se aplicó en cada motor de las articulaciones que fueron simulados con apoyo de software resultando así en sistemas como los presentados en las figuras 5 y 6. A estos se les aplicó un PID con las ganancias de la tabla 5, lo que resultó en una respuesta en la frecuencia como se observa en la gráfica de la figura 4. En esta se observa que se logra la llegada a la estabilidad en 0.08 segundos con un sobreimpulso que no alcanza el a ser de más del 20% del valor esperado por el sistema por lo que se considera un sistema en estado estable.

A su vez cada uno de estos sistemas de control fue evaluado usando una entrada escalón unitario para demostrar cual es el comportamiento típico del sistema. En las gráficas de las figuras 8, 9, 10 y se muestra la respuesta en función del tiempo de la aplicación del control de lazo abierto.

Como siguientes pasos se planea introducir entradas de marchas típicas para validar el funcionamiento en condiciones reales del sistema. Además, se planea introducir sensores en la simulación para medir la posición como un acelerómetro, goniómetro o galgas de deformación. Esto a su vez permitirá tener un acercamiento a la cantidad de energía requerida para habilitarlos, y hacer una aproximación de los costos y beneficios de su aplicación.

5. Conclusiones

El modelo de exoesqueleto de 3 grados de libertad presentado en este trabajo se podría utilizar como herramienta complementaria en la rehabilitación y terapia física de la población de adultos mexicanos entre los 18 y 65 años. Este diseño toma como puntos principales de soporte a los puntos coincidentes del exoesqueleto con las articulaciones de las extremidades inferiores del cuerpo humano conformados por la cadera, rodilla y tobillo.

Las medidas del exoesqueleto de miembro inferior desarrollado cubren las medidas antropométricas promedio de los percentiles 5 a 95 los cuales abarcan al 90% de la población de adultos mexicanos entre los 18 y 65 años.

El software SolidWorks® permitió validar el modelo de exoesqueleto propuesto en este trabajo mediante la utilización de sus herramientas para el cálculo de esfuerzos axiales, deformaciones y factor de seguridad.

Las gráficas muestran la respuesta en el tiempo para cada articulación en el plano sagital observándose la evolución en el tiempo de la cadera, rodilla y tobillo para alcanzar los parámetros reportados en la literatura.

El siguiente paso de este trabajo es verificar que las gráficas de la evolución en el tiempo de las extremidades inferiores en el plano sagital deben probar que cumple con la forma característica del movimiento de la cadera, rodilla y tobillo respectivamente. El trabajo futuro para este proyecto incluye probar el controlador con diferentes tipos de señales de referencia que representen las trayectorias de la marcha humana, desde simples, hasta más complejos.

6. Bibliografía y Referencias

- [1] Alfonso-Mantilla, J. I., y Martínez-Santa, J. (2016). Tecnología de Asistencia: Exoesqueletos Robóticos en rehabilitación. *Revista Movimiento Científico*, 83-90.
- [2] Alvis Bautista, C. A., y Aranguren Díaz, N. (2015). Universidad Militar Nueva Granada. Obtenido de Diseño, Implementación y puesta en funcionamiento de un sistema de control de marcha humana para un exoesqueleto de miembro inferior. Consultado por última vez el 15 de marzo de 2021 en <http://hdl.handle.net/10654/13795>
- [3] Ávila Chaurand, R., Prado León, L. R., y González Muñoz, E. L. (2007). Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana. Universidad de Guadalajara.
- [4] Ayala-Lozano, J.F., Urriolagoitia-Sosa, G., Romero-Ángeles, B., Torres-San Miguel, C.R., Aguilar-Pérez, L.A. y Urriolagoitia-Calderón, G.M. (2015). Diseño mecánico de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior. *Revista Colombiana de Biotecnología*, 17(1), 79-90.
- [5] Gil-Agudo, A., Del Ama-Espinosa, A.J., Lozano-Berrio, V., Fernández-López, A., García Carpintero, A.M., Benito-Penalva, J. y Pons, J.L. (2020). Terapia robótica con el exoesqueleto H2 en la rehabilitación de la marcha en pacientes con lesión medular incompleta. Una experiencia clínica. *Rehabilitación*, 54(2), 87-95.

- [6] García-Blancas, J., Domínguez-Ramírez, O. A., Rodríguez-Torres, E. E., y Ramos-Velasco, L. E. (2022). Adaptabilidad en la tarea de control de exoesqueleto bípedo para fisioterapia asistida. *Padi Boletín Científico de Ciencias Básicas e Ingenierías del ICBI*, 10(Especial3), 134-140.
- [7] Gorgey A (2018). Exoesqueletos robóticos: Los pros y los contras actuales. *Revista mundial de ortopedia*, 9(9), 112–119.
- [8] Herr, H. (2009). Exoesqueletos y ortesis: clasificación, desafíos de diseño y direcciones futuras. *Revista de neuroingeniería y rehabilitación*.6(21).
- [9] INEGI (2020): <http://cuentame.inegi.org.mx/poblacion/discapacidad.aspx>.
- [10] OMS: Organización Mundial de la Salud (2017). Normas de Ortoprotésica: <https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/259508/9789243512488-part1-spa.pdf;jsessionid=A3C1FB4A23E48E6DB48E2E0199454B3E?sequence=1>.
- [11] Rupal, B. S., Rafique, S., Singla, A., Singla, E., Isaksson, M., y Virk, G. S. (2017). Lower Limb exoskeletons: Research trends and regulatory guidelines in medical and nonmedical applications. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 1-27.
- [12] Shi, D., Zhang, W., y Ding, X. (2019). A Review on Lower Limb Rehabilitation Exoskeleton Robots. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 32(74).
- [13] Sosa-Méndez, D., Arias-Montiel, M. y Lugo-González, E. (2017). Diseño de un Prototipo de Exoesqueleto para Rehabilitación del Hombro. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 38(1), 330-342.
- [14] Tibaduiza-Burgos, D.A., Anaya-Vejar, M. y Aya-Parra, P.A. (2019). Exoesqueleto para rehabilitación de miembro inferior con dos grados de libertad orientado a pacientes con accidentes cerebrovasculares. *INGE CUC*, 15(2), 36-46.
- [15] Villa-Parra, A.C., Delisle-Rodríguez, D., Botelho, T., Villarejo, J.J., López, A., Carelli, R., Frizera, A. y Freire, T. (2018). Control de un exoesqueleto de rodilla robótico para asistencia y rehabilitación basado en la intención de movimiento de SEMG. *Investigación en Ingeniería Biomédica*, 34(3), 198-210.