

Exoesqueleto robótico de cadera para movilidad coxo-femoral

Exoskeleton Robotic of hip for coxo-femoral mobility.

¹Jakelyn X. Romero, ¹Marco A. Taco, ¹Héctor C. Terán, ¹Wendy Y. Romero, ¹Diego A. Pazmiño

¹Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE /Energía y Mecánica, Quito, Ecuador

Correspondencia Autores: g.jxromero@espe.edu.ec, mataco@espe.edu.ec, hcteran@espe.edu.ec, wendyyr7@gmail.com,
djapazmino@gmail.com

Recibido: 18 de julio 2022, Publicado: 18 de diciembre de 2022

Resumen— El objetivo de este estudio es ayudar a las personas con movilidad reducida de cadera, se diseñó un prototipo de exoesqueleto robótico de cadera proporcionando a la persona afectada la capacidad de generar algunos movimientos de forma fácil y natural. Permite el desplazamiento de la persona, brindándole la comodidad requerida y la oportunidad de reintegrarse a la comunidad permitiéndole desenvolverse en el medio de una mejor manera. Para el diseño del exoesqueleto de cadera, se eligieron datos biomecánicos y antropométricos del ser humano basados en la norma ISO 7250:1, estudios de materiales y selección bajo la norma AISI con aleaciones de aluminio 2XXX, en cumplimiento ergonómico a la norma ISO 11226 y seguridad del equipo en la norma ISO 12100. El análisis estructural y de elementos finitos cumplió con el criterio de Von Mises que analizó en el software SolidWorks que permite la validación de este diseño y determinar la seguridad del exoesqueleto. El control permite realizar los movimientos y posicionamientos que el exoesqueleto debe generar para su correcta ejecución.

Palabras clave— Exoesqueleto, análisis estructural, cadera..

Abstract— The aim of this study is to help people with reduced hip mobility, was designed a prototype of a robotic hip exoskeleton providing the affected person the ability to generate some movements easily and naturally. It allows the displacement of the person, giving them the required comfort and the opportunity to reintegrate into the community allowing them to develop in the environment in a better way. For the design of the exoskeleton hip, biomechanical and anthropometric data of the human being were chosen based on the ISO 7250:1 standard, studies of materials and selection under the AISI standard with aluminum alloys 2XXX, in compliance ergonomic to the ISO 11226 standard and safety of the equipment on the ISO 12100 standard. The structural and finite element analysis complied with the Von Mises criterion which analyzed in the SolidWorks software allowing the validation of this design and determining the safety of the

exoskeleton. The control allows the movements and positioning that the exoskeleton must generate for the correct execution.

Keywords— Exoskeleton, structural analysis, hip.

I INTRODUCCIÓN

Los problemas de salud evolucionan constantemente debido a la preocupación del ser humano, la sociedad ha evolucionado aumentando su esperanza de vida gracias a la aplicación de nuevas tecnologías en el campo médico. Sin embargo, aún queda mucho por hacer, la tecnología robótica está dando una importante contribución con el uso de exoesqueletos, prótesis inteligentes o robóticas. En este caso, es necesario definir primero qué es un exoesqueleto. [2][8][9]

Un exoesqueleto es un mecanismo situado en la parte externa del cuerpo humano con diferentes fines militares, lo utilizan los soldados para mejorar el rendimiento físico o la potencia, por ejemplo, para transportar grandes cargas durante un tiempo determinado; y en la rehabilitación de pacientes con discapacidad motora, generalmente se asocia al movimiento de las extremidades superiores, inferiores o ambas [1].

II MÉTODOS Y MATERIALES

Algunas aplicaciones en robótica exoesqueletos son conocidos en todo el mundo, dan al ser humano las facultades que poco a poco fueron perdiendo debido a diferentes enfermedades como la distrofia muscular (DM), atrofia muscular espinal (AME), lesiones parciales de la médula espinal.

En la actualidad existen investigaciones relacionadas con el estudio en curso, se han introducido varios exoesqueletos de la articulación de la cadera en busca de aplicaciones prácticas, como funciones de apoyo

ambulatorio para ancianos o pacientes con trastornos de la marcha [15]. Entre ellos se encuentran: Design and Experiment of the Lower Extremity Exoskeleton, Autonomous Hip Exoskeleton Saves Metabolic Cost of Walking Uphill, exoesqueletos que difieren de este prototipo, incluyen las extremidades inferiores del ser humano lo que lo convierte en una estructura difícil de adaptar y el alto costo lo hace inalcanzable para la mayoría de las personas, Un aporte innovador es también el control con materiales inteligentes utilizando sensores piezoeléctricos que se activan con el tacto del usuario, a diferencia de investigaciones anteriores que presentan controles tradicionales como sistemas hidráulicos combinados con neumáticos y complejidad a la hora de aprender a controlarlo.

El diseño de este exoesqueleto robótico de cadera parte del estudio de exoesqueletos similares que permiten a personas con movimiento reducido tener mejores condiciones de vida [10] [12], se investigaron los indicadores biomecánicos y los datos antropométricos que cumplen con la norma ISO 7250:1. Se analizó el modelo cinemático directo e inverso de un robot con los parámetros de Denavit Hartenberg, la selección del material cumple con la norma AISI de aleaciones de aluminio 2XXX, se establecieron las posiciones que debe cumplir el paciente para generar el movimiento, determinando los valores de fuerza máxima a aplicar al exoesqueleto, se calcularon estos valores necesarios para la selección de los componentes mecánicos y electrónicos, mediante el uso del software Solidworks para el proceso CAD/CAE, el diseño 3D cuenta con las normas ISO 11226 de ergonomía e ISO 12100 de seguridad de los equipos. El análisis estructural cumple con el criterio de Von Mises que proporciona el factor de diseño para la construcción y finalmente se desarrolló el diagrama del sistema de control a implementar para ejecutar los movimientos correspondientes.

Las medidas antropométricas del equipo cumplen la norma ISO 7250:1 "Medidas básicas del cuerpo humano para el diseño tecnológico. Parte 1: Definiciones de medidas corporales y puntos de referencia", que consiste en resúmenes estadísticos de medidas corporales de poblaciones individuales ISO, valores de diseño regionales y globales.

La ergonomía cumple la norma internacional ISO 11226:2000, "Ergonomía. Evaluación de la postura de trabajo estática", ésta establece recomendaciones ergonómicas para diferentes tareas laborales y normas de seguridad para los equipos ISO 12100, "Seguridad de las máquinas, el principal objetivo de esta norma internacional es que los diseñadores proporcionen una estructura general y una guía para la toma de decisiones durante el desarrollo de máquinas que sean seguras para el uso previsto.

La elección del material cumple la norma AISI para aleaciones de aluminio 2XXX, estas aleaciones con un tratamiento T6 tienen una resistencia a la tracción de aproximadamente 64ksi (442 MPa), el aluminio 6061-T6 fue seleccionado por características como: aleación dúctil y ligera, alta resistencia y excelentes características de acabado, fácil mecanizado con buen acabado superficial, resistencia a la corrosión, facilidad de soldadura y resistencia similar al acero.

Antropometría y Biomecánica

El estudio antropométrico para el diseño del prototipo de exoesqueleto es muy importante, ya que es una de las áreas que fundamentan la ergonomía y trata de las medidas del cuerpo humano que se refieren al tamaño corporal, formas, fuerza. En la tabla I se muestran las medidas antropométricas de poblaciones mestizas, indígenas y afroecuatorianas de la Sierra ecuatoriana, que se encuentran dentro de los percentiles más utilizados en el diseño ergonómico P5 y P50[4]

Tabla 1. Medidas Antropométricas de la población de la región andina

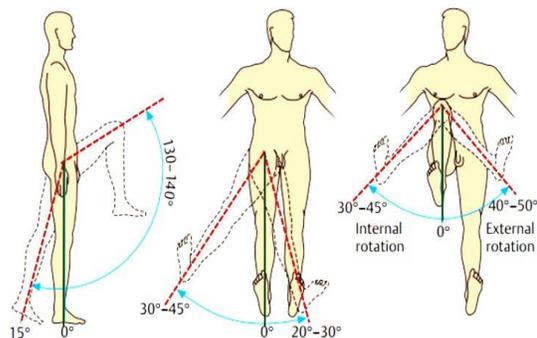
Medidas antropométricas	Hombres - Medias corporales [cm]		
	Mestizos	Indígena	Afroecuatoriano
1 Altura normal	172,4	163,3	177,6
2 Longitud Glúteo-Rodilla	57,11	55,17	58,38
3 Posición sentada a la anchura de la cadera	35,62	37,89	40,63

El prototipo del exoesqueleto robótico de cadera se limita a los parámetros antropométricos de las medidas de los ecuatorianos indicado en la tabla 2, que cumple la norma ISO 7250.

Tabla 2. Parámetros antropométricos de diseño

Altura [cm]	Peso [kg]
170,00	70,00

La cadera es considerada como una articulación esférica de tres grados de libertad, permite rotar sobre los ejes generados por la intersección de los planos y tiene diferentes movimientos mostrados en la Figura 1, estudiado por la biomecánica [5] [11]



(a) Extensión-Flexión (b) Abducción Aducción (c) Rotación
Figura 1. Grados de libertad de la cadera.

Una limitación es también el grado de libertad que se aplicará al prototipo, mostrado en la Figura 1 (a), que permitirá al paciente realizar la marcha.

El método matemático que se ha seleccionado para calcular la cinemática directa e inversa del exoesqueleto es el algoritmo Denavit-Hartenberg. Este método aplica matrices homogéneas para calcular todos los parámetros de rotación y traslación, relacionando todos los sistemas desde el origen hasta el final de las cadenas cinemáticas.

La cinemática es el movimiento de los cuerpos sin considerar las fuerzas o momentos que causan el movimiento, por otro lado, en robótica se refiere al modelo matemático para determinar la relación entre las posturas y velocidades de las articulaciones, contra la posición y velocidad de la herramienta o algún miembro terminal del robot [6].

A. Cinemática directa

Determina la posición del robot, con las posiciones de sus grados de libertad, estos se distribuyen de acuerdo al cuerpo humano, la figura 2 muestra los movimientos generados por un exoesqueleto de extremidades inferiores [14].

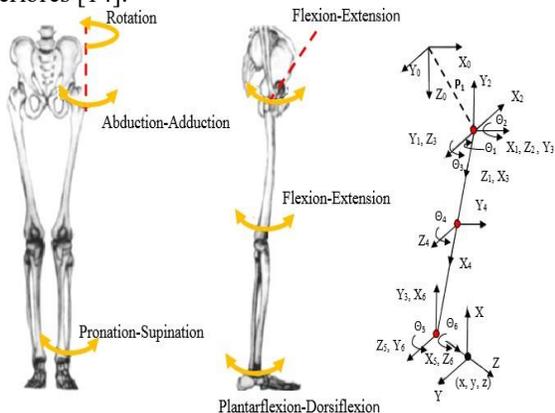


Figura 2. Ejes de rotación en la extremidad inferior
secuencial de geometría espacial de los elementos

de una cadena cinemática (ver Tabla III), especialmente de un robot, respecto al sistema de referencia fijo [7] [13] [14].

Una de las restricciones para resolver un problema cinemático directo es encontrar la ubicación espacial del extremo del robot o de la cadena cinemática. Para este estudio la solución del problema vendrá dada por lassiguientes funciones:

$$X \text{ derecha} = fx(\theta 1) \tag{1}$$

$$Y \text{ derecha} = fy(\theta 1) \tag{2}$$

$$Z \text{ derecha} = fz(\theta 1) \tag{3}$$

$$X \text{ izquierda} = fx(\theta 2) \tag{4}$$

$$Y \text{ izquierda} = fy(\theta 2) \tag{5}$$

$$Z \text{ izquierda} = fz(\theta 2) \tag{6}$$

Este algoritmo consiste en obtener matrices de transformación homogéneas compuestas por secuencias de rotación y traslación, para obtener estas matrices es necesario realizar varios pasos para establecer una notación que sirva para identificar las relaciones entre los sistemas coordenados, se deben enumerar los enlaces a partir de un enlace fijo, el cual se marca con "0" que es la espaldera, luego se enumeran las articulaciones q1 y q2 como se muestra en la figura 3 y también se establecen los ejes según la notación del algoritmo de Denavit- Hartenberg.

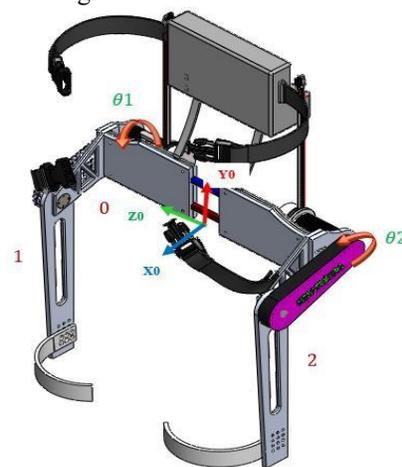


Figura 3. Enlaces de enumeración y articulaciones

Establecidos los parámetros, es necesario obtener las dimensiones entre los orígenes de los sistemas de coordenadas como se detalla en la figura 4, las dimensiones se toman a lo largo de los ejes de coordenadas Zi-1 y Xi para las articulaciones 1 y 2.

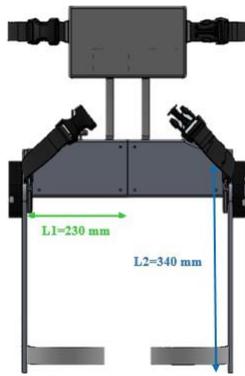


Figura 4. Dimensiones del exoesqueleto

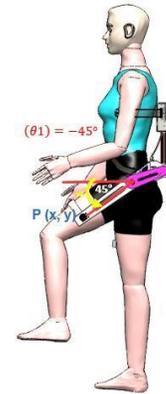


Figura 5. Posición final P (x, y)

El sistema de exoesqueleto se compone de dos cadenas cinemáticas que corresponden a cada una de las extremidades del paciente, las rotaciones sobre los ejes dispuestos en el sentido de las agujas del reloj se toman como positivas.

Tabla 3. Parámetros de Denavit - Hartenberg

Articulación	θ_i	d_i	a_i	α_i
1	$-(\theta_1 + \frac{\pi}{2})$	L1	L2	0
2	$-(\theta_2 + \frac{\pi}{2})$	-	L2	0

Donde:

Rotación alrededor del eje θ_{i-1} , ángulo θ_i . Traslación a lo largo de d_{i-1} , distancia d_i . Traslación a lo largo de a_i , distancia a_i .

Rotación alrededor del eje x_i , ángulo α_i .

Tabla 3 obtenemos las matrices homogéneas que describen la relación entre los sistemas de coordenadas.

En la Figura 5 se sitúa el punto P (x, y) que será la posición final que alcanza la persona al inicio de la marcha, este punto viene determinado por el proceso de cinética directa.

La primera cadena cinemática, se obtienen las siguientes relaciones.

$$O_{A1} = \begin{bmatrix} \cos(\frac{\pi}{2} + \theta_1) & \sin(\frac{\pi}{2} + \theta_1) & 0 & L2 \cos(\frac{\pi}{2} + \theta_1) \\ -\sin(\frac{\pi}{2} + \theta_1) & \cos(\frac{\pi}{2} + \theta_1) & 0 & -L2 \sin(\frac{\pi}{2} + \theta_1) \\ 0 & 0 & 1 & L1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

La segunda cadena cinemática se obtienen las siguientes relaciones.

$$O_{A2} = \begin{bmatrix} \cos(\frac{\pi}{2} + \theta_2) & \sin(\frac{\pi}{2} + \theta_2) & 0 & L2 \cos(\frac{\pi}{2} + \theta_2) \\ -\sin(\frac{\pi}{2} + \theta_2) & \cos(\frac{\pi}{2} + \theta_2) & 0 & -L2 \sin(\frac{\pi}{2} + \theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & -L1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

De este modo, se obtiene la relación entre el final de la cadena cinemática y el sistema S0.

$$T_{right} = O_{A1} \quad (9)$$

$$T_{left} = O_{A2} \quad (10)$$

Por último, para obtener la posición final de cada extremidad, cada relación se multiplica por un vector con la posición del origen del último sistema de coordenadas.

$$\begin{bmatrix} X_{right} \\ y_{right} \\ z_{right} \\ 1 \end{bmatrix} = O_{A1} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (11)$$

Se sustituyen las dimensiones de los enlaces L1 y L2, se realiza la operación indicada para obtener:

$$\begin{bmatrix} X_{right} \\ y_{right} \\ z_{right} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 340 * \cos(\frac{\pi}{2} + \theta_1) \\ -340 * \sin(\frac{\pi}{2} + \theta_1) \\ 230 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (12)$$

Por último, se sustituye el ángulo θ_1 y se calcula el valor de la posición final del exoesqueleto.

$$X_{right} = 240,42 [mm] \quad (13)$$

$$Y_{right} = -240,42 [mm] \quad (14)$$

Para el lado izquierdo es el mismo proceso, que sólo se expresa la posición final.

$$\begin{bmatrix} X \text{ left} \\ y \text{ left} \\ z \text{ left} \\ 1 \end{bmatrix} = 0_{Az} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (15)$$

B. Cinemática inversa

El problema de cinemática inversa se basa en encontrar los valores de las variables de articulación, donde el final de la cadena cinemática se encuentra en la posición y orientación deseada.

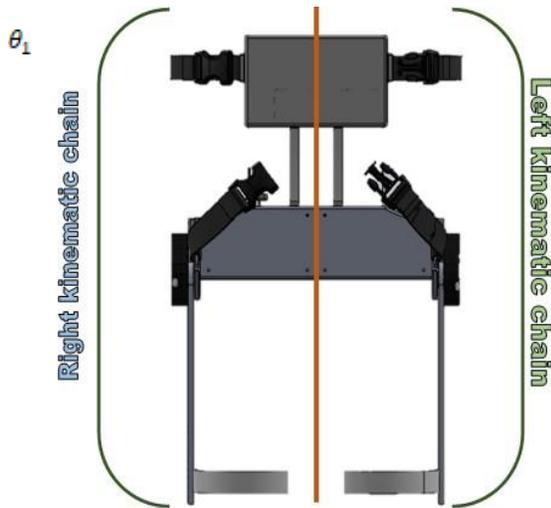


Figura. 6. Cadena cinemática derecha e izquierda

La resolución del problema cinemático inverso se debe dividir para cada extremidad como se detalla en la figura 6, las dos cadenas cinemáticas son simétricas y están en la misma dirección de los ejes "X0" y "Y0", por lo tanto, las funciones de las variables articulares serán las mismas para ambas cadenas cinemáticas, de esta manera se encuentra la siguiente igualdad:

$$\theta_1(X_2, Y_2, \alpha_2) = \theta_2(X_1, Y_1, \alpha_1) \quad (16)$$

Dada esta situación, el problema cinemático derecho se resuelve mediante (16).

Encontrar las funciones explícitas

$$\theta_1(X_2, Y_2, \alpha_2) = \theta_2(X_1, Y_1, \alpha_1)$$

Se basa en (11) donde el problema cinemático directorelaciona el final de la cadena cinemática con el origen, en esta relación deben despejarse las variables articulares (θ_1), referidas a los grados de libertad.

$$[X \ Y \ Z \ 1]^T = 0_{A_1} [0 \ 0 \ 0 \ 1]^T \quad (17)$$

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\frac{\pi}{2} + \theta_1) & \sin(\frac{\pi}{2} + \theta_1) & 0 & L_2 * \cos(\frac{\pi}{2} + \theta_1) \\ -\sin(\frac{\pi}{2} + \theta_1) & \cos(\frac{\pi}{2} + \theta_1) & 0 & -L_2 * \sin(\frac{\pi}{2} + \theta_1) \\ 0 & 0 & 1 & L_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}$$

Resolviendo las operaciones matriciales y sustituyendo los valores de: L1, L2:

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 340 * \cos(\frac{\pi}{2} + \theta_1) \\ -340 * \sin(\frac{\pi}{2} + \theta_1) \\ 230 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (18)$$

La solución es:

Aislado θ_1 de (19)

$$\theta_1 = \cos^{-1}\left(\frac{X}{340}\right) - \frac{\pi}{2} \quad (21)$$

Aislar θ_1 de (20)

$$\theta_1 = \sin^{-1}\left(\frac{-Y}{340}\right) - \frac{\pi}{2} \quad (22)$$

Suma (21) y (22), toma θ_1 para poner en función de X e Y.

$$\theta_1 = \frac{\sin^{-1}\left(\frac{-Y}{340}\right) + \cos^{-1}\left(\frac{X}{340}\right) - \pi}{2} \quad (23)$$

Z es constante porque ese grado de libertad no tiene movimiento por lo que concluyó la cinemática inversa.

Los valores de (13) y (14) se sustituyen por (23) y se obtiene el valor del ángulo en el que debe estar el exoesqueleto.

$$\theta_1 = -45^\circ$$

Teniendo en cuenta los parámetros antropométricos según la norma ISO 7250, se establece un modelo adaptativo para personas de diferentes medidas de estatura y anchura de cadera con un rango mínimo y máximo.

C. Selección de elementos electrónicos y mecánicos

El cálculo de Dempster y Clauser permite obtener el porcentaje corporal en relación con la masa-par y la potencia requerida en casos más críticos, cuando la persona está sentada formando un ángulo de 90° entre sus extremidades inferiores y superiores.

Factores como: tiempo de respuesta (t), ángulo de trabajo (θ), velocidad requerida (ω), carga (Peso), par requerido, potencia requerida (Tabla IV), proporcionan los datos necesarios para seleccionar el motor, la caja de cambios y el sistema de transmisión.

Tabla 4. Parámetros para la selección de elementos electrónicos

t (s)	θ (rad)	ω (rpm)	Peso (N)	Par de apriete necesario (Nm)	Potencia necesaria (vatios)
4	$\frac{\pi}{2}$	3,75	232,79	94,98	37,3

Por ello, se seleccionó un motor Maxon EC Brushless de 100 vatios de potencia y un reductor planetario GP 52 BØ con una relación de reducción de 353:1.

Con el peso de la persona más el exoesqueleto, disposición de espacio, costes y potencia a transmitir. Se eligió un sistema de transmisión por piñón y cadena que cumple los parámetros exigidos. La relación de transmisión (i), el tipo de cadena y el paso de la cadena se utilizaron para seleccionar las ruedas dentadas motriz y conducida Z1 y Z2 respectivamente

Tabla 5. Selección de elementos mecánicos

Cadena	Pitch	i	Z1	Z2
RS35-2	3/8 pulg.	1.63	11 dientes	18 dientes

B. Elementos del exoesqueleto

La figura 7 muestra los componentes del exoesqueleto y su ubicación. Se colocó una estructura ajustable en la parte posterior del exoesqueleto, con una abertura de hasta 6 cm, partiendo inicialmente de 40 cm, acoplándose a la anchura de la cadera y alcanzando los 46cm.

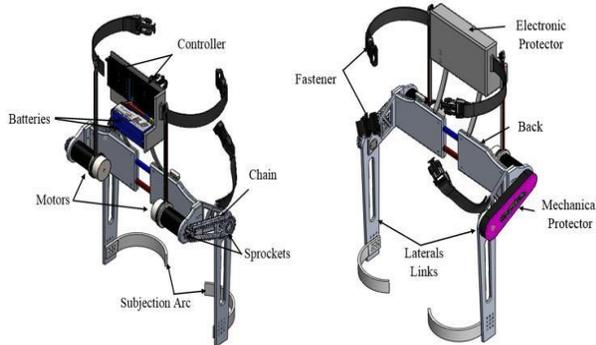


Figura 7. Componentes del exoesqueleto

III. PRUEBAS Y RESULTADOS

Se analizó el comportamiento de las diferentes partes del exoesqueleto aplicando von Mises, esta teoría para materiales dúctiles determina que la falla por fluencia ocurre cuando el esfuerzo de Von Mises (σ Von Mises) es igual o mayor que la resistencia a la fluencia (S_y) del material: $\sigma \text{ Von Mises} \leq S_y$, se ensayó con las cargas necesarias, tales como: (Peso de la persona + Peso del exoesqueleto), cargas de los motores y de la transmisión Piñón - Cadena.

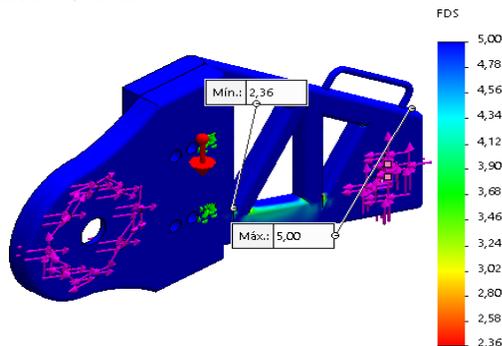


Figura 8. Análisis de tensiones (lado derecho).

Para evitar un fallo estructural, la carga que es capaz de soportar debe ser mayor que la carga que se le va a aplicar cuando esté en funcionamiento. La relación de la resistencia real entre la resistencia requerida se conoce como factor de seguridad (FS), donde 2 es el FS mínimo para un diseño de seguridad en un elemento de máquina de material dúctil aplicado a una carga estática, cumpliendo con $n = S_y / \sigma_{eq}$ donde n es el FS y σ_{eq} es el esfuerzo de Von Mises, en la figura 7 la parte lateral y base de los elementos de transmisión, el FS mínimo obtenido por el software es 2.36 cuyo valor es mayor que 2, como resultado el diseño es seguro.

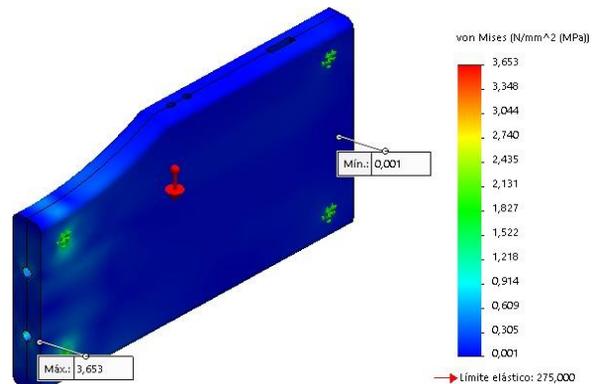


Figura 9. Análisis de tensiones (lado derecho del respaldo).

En la Figura 9, el análisis de la tensión de von Mises, que muestra que el valor máximo aplicado es de 3,653 Mpa, el material utilizado para el respaldo es Aluminio 6061-T6 cuyo límite a la fluencia (S_y) es de 275 Mpa. Se ha demostrado que el respaldo no es defectuoso porque la tensión de von Mises es inferior a la resistencia a la fluencia.

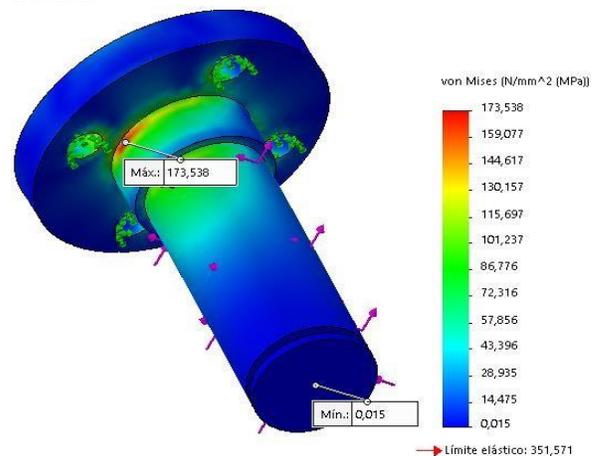


Figura 10. Análisis de tensiones (eje del piñón de arrastre).

La figura 10 muestra el valor máximo de 173,538 MPa como valor máximo de von Mises, que es inferior a 351,571 Mpa, cumpliendo con la teoría de Von Mises, evitando fallos.

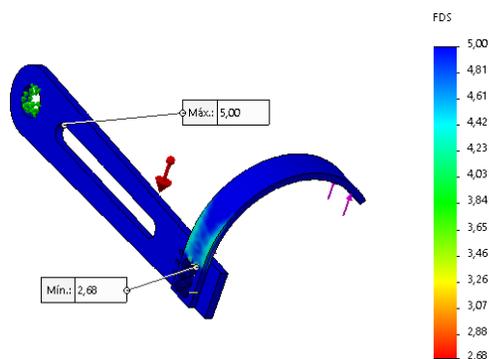


Figura 11. Análisis de tensiones (parte inferior derecha).

La figura 11, muestra un FDS 2,68, el valor mínimo de FDS para que un elemento de máquina dúctil sometido a carga estática sea seguro es 2, por lo que el eslabón del lado derecho no fallará.

Diagrama de control

El usuario al tocar los sensores piezoeléctricos envía las señales de entrada a la placa Arduino donde se interpretan los datos digitales, se controlan los ángulos de posición y el tiempo de duración de la señal para activar los motores que permiten el movimiento para el funcionamiento del exoesqueleto.

El software Escon Studio permite configurar los parámetros del controlador, como el modo de funcionamiento, el tipo de motor, la posición del rotor y las entradas de habilitación, para que la ejecución de los motores se ajuste a los movimientos requeridos.

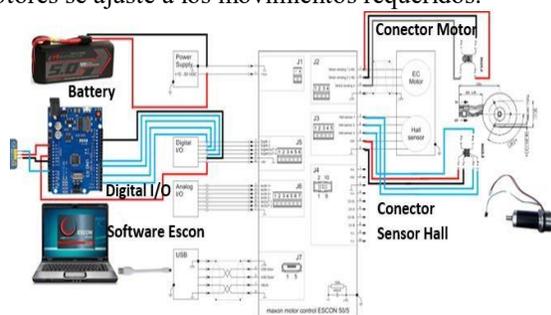


Figura 12. Diagrama del proceso de control Diagrama del proceso de control.

La figura 13 muestra las fases del exoesqueleto de cadera, que son levantarse, caminar, reajustarse y sentarse con respecto a los diferentes ángulos y tiempos de funcionamiento.

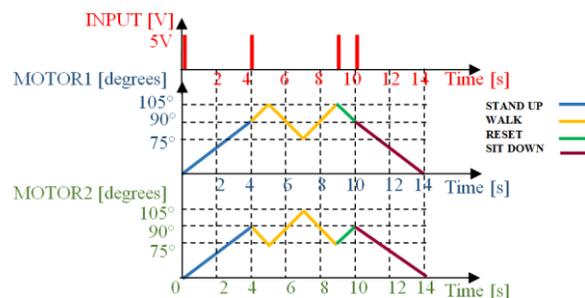


Figura 13 Diagrama de fases del exoesqueleto

La Tabla V muestra la validación del sistema de control al permitir que el exoesqueleto funcione con las pruebas realizadas en personas de diferentes pesos y, por tanto, diferentes requisitos de torsión durante las fases principales de ejecución, levantamiento, marcha y sedestación.

Dónde

W: Peso del usuario

T: Tiempo en cada

fase D.T: Par de

diseño R.T: Par

requerido

Ef: Eficacia del control

Tabla 6. Control validación

Fase 1		Levántate			
W [Kg]	T [s]	D.T [Nm]	R.T [Nm]	Ef. [%]	
65			73,5	132,8	
70	4	97,6	79,1	123,3	
75			84,8	115,1	
Fase 2		Caminar			
65			38,0	256,6	
70	2	97,6	40,9	238,3	
75			43,9	222,3	
Fase 2		Siéntate.			
65			73,5	132,8	
70	4	97,6	79,1	123,3	
75			84,8	115,1	

IV. CONCLUSIONES

Para la selección antropométrica personas con parámetros principales de altura hasta 1,70m y 70kg de peso límite, que se encuentran dentro de los percentiles más utilizados en el diseño P5 y P50 y bajo la norma ISO 7250.

Mediante el análisis cinemático directo e inverso, con una posición inicial del exoesqueleto en (0,0) [mm]

y un ángulo de 90°, se determina el punto crítico de elevación de (240,42, -240,42) [m] con un ángulo de 45°, lo que permite establecer la trayectoria final del mecanismo.

Para el ciclo de trabajo del exoesqueleto con un ángulo de trabajo de 90o a una velocidad de 3,75 rpm soportando una carga de 22,79 N, un motor de 100 vatios con una caja de cambios de 353:1 para obtener un par final de 94,98 Nm.

En la parte más crítica de la estructura, el Eje del Piñón de Impulsión fue ensayado de acuerdo con el criterio de Von Mises, porque está sometido a varias cargas que no presentan fallas, el valor máximo de 173,538 MPa como valor máximo de von Mises, que es menor que 351,571 Mpa, cumpliendo con la teoría de Von Mises, y con el análisis del factor de seguridad, tiene un valor mayor que 2, lo que demuestra que el diseño es Seguro.

El sistema de control activa al usuario de forma táctil pulsando los sensores piezoeléctricos que permiten que los motores empiecen a funcionar, estableciendo ángulos de 90° para levantar, 30° para caminar y -90° para sentarse.

REFERENCIAS

- [1] S. Federici, F. Meloni y M. Bracalenti, "Gait Rehabilitation with Exoskeletons". En Handbook of Human Motion, Springer, pp.2-5, 2017.
- [2] P.Dario, E.Guglielmelli, B. Allotta. Robótica para aplicaciones médicas. Robotics & Automation Magazine.IEEE. Issue: 3, pp.44,1996.
- [3] D. Galeano, Robótica Médica. Universidad Católica de Nuestra Señora de la Asunción. Facultad de Ciencia y Tecnología, pp.22, 2, 7, 10, 13, 15,2014.
- [4] D. V. Lema. Comparación estadística de medidas antropométricas entre mestizos, indígenas y afroecuatorianos de la Sierra del Ecuador. Tesis de licenciatura. Quito: USFQ, 2013.
- [5] A. Faller, M. Schünke y G. Schünke. Introducción a la estructura y la función. En El cuerpo humano. Nueva York: Thieme Stuttgart, pp.178, 2004.
- [6] Schilling. R. J., Fundamentals of Robotics Analysis and Control, Ed. Prentice-Hall, pp 25-116, 1990.
- [7] Z.Peng, G Ma y M. Luo, "Modeling and gait generation of Powered Lower Exoskeleton Robot," IEEE Conference on Industrial Electronics and Applications, pp. 1802-1804, Jul. 2017.
- [8] Zhang and H. Huang, "Design and Experimental Verification of Hip Exoskeleton With Balance Capacities for Walking Assistance," IEEE Transactions on Mechatronics, vol. 23, no. 1, pp. 274-276, Feb. 2018.
- [8] Q.Wu, X. Wang, F. Du y X.Zhang, "Design and Control of a Powered Hip Exoskeleton for Walking Assistance", International Journal of Advanced Robotic Systems, pp. 1-3, 2015.
- [9] K.Seo, J.Lee and Y. J.Park, "Autonomous Hip Exoskeleton Saves Metabolic Cost of Walking Uphill," In 2017 Transactions on International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), IEEE, pp. 246-247, Jul. 2017.
- [10] A. J. Young, J.Foss, H. Gannon y D P. Ferris, "Influence of Power Delivery Timing on the energetics and Biomechanics of humans Wearing a hip exoskeleton", en Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. 5, no. 4 pp. 3, mar. 2017.
- [11] M.Gloger, G. Obinata, E.Genda, J.Babjak and Y.Pei, "Active Lower Limb Orthosis with One Degree of Freedom for People with Paraplegia," In 2017 Transactions on International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), IEEE, pp. 258, Jul. 2017.
- [12] Z. Aftab and A.Ali, "Simulating a wearable lower-body exoskeleton device for torque and power estimation," In International Conference on Humanoid Robotics (Humanoids), IEEE-RAS, pp. 413, Nov. 2017.
- [13] J.A. Medrano e I.Z. Hernández, "Diseño de un exoesqueleto de miembro inferior para la movilidad de personas con paraplejia", En XVI Congreso Mexicano de Robótica, pp.3-6, nov. 2014.
- [14] J. F. Veneman, R. Kruidhof, E. E. Hekman, R Ekkelenkamp, E. H. Van Asseldonk, H. van der Kooij, "Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation," IEEE Trans. on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 15, pp.379,2007.
- [15] T.Lenzi, M.C.Carrozza, and S. K. Agrawal, "Powered Hip Exoskeletons Can Reduce the User's Hip and Ankle Muscle Activations During Walking," IEEE Trans. on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 21,no.6, pp.939-940,Nov,2013.
- [16] Medidas básicas del cuerpo humano para el diseño tecnológico, ISO 7250-1:2017.
- [17] Ergonomía -- Evaluación de las posturas de trabajo estáticas, ISO 11226:2000:2006.
- [18] Seguridad de las máquinas -- Principios generales para el diseño -- Evaluación y reducción de riesgos, ISO 12100:2010.