

Design of a pneumatic device for the post-surgical rehabilitation of the knee in athletes with cruciate ligament rupture

Franco López  Joel Palomino

Universidad Tecnológica del Perú, Perú, Facultad de Ingeniería, Departamento de Ingeniería Mecánica, Campus Lima Centro, Lima – Perú u17207799@utp.edu.pe

Abstract

Anterior cruciate ligament (ACL) injuries are among the most frequent problems in sports, compromising knee stability and causing prolonged periods of inactivity. This type of injury is highly prevalent in high-impact sports, affecting both professional athletes and young trainees. Postoperative rehabilitation of these injuries requires structured processes that combine safety, repeatability, and functional progression—elements that can be enhanced through the incorporation of automated assistance systems. In this context, this research proposes the design and simulation of an automated pneumatic device for postoperative knee rehabilitation, using pneumatic artificial muscles (PAM) as the main actuators. These components are notable for their ability to generate smooth and elastic movements, emulating the physiological behavior of human muscles and promoting the system's ergonomics.

Keywords: Knee rehabilitation; artificial pneumatic muscles; mechanical design; CAD/CAE simulation; biomimetic.

Diseño de un dispositivo neumático para la rehabilitación postquirúrgica de la rodilla en deportistas con ruptura de ligamentos cruzados

Franco López  Joel Palomino

Universidad Tecnológica del Perú, Perú, Facultad de Ingeniería, Departamento de Ingeniería Mecánica, Campus Lima Centro, Lima – Perú u17207799@utp.edu.pe

Resumen

Las lesiones del ligamento cruzado anterior (LCA) constituyen uno de los problemas más frecuentes en la práctica deportiva, al comprometer la estabilidad de la rodilla y provocar largos periodos de inactividad. Este tipo de afección se presenta con elevada incidencia en disciplinas de alto impacto físico, afectando tanto a profesionales como a jóvenes en formación. La rehabilitación postoperatoria de estas lesiones demanda procesos estructurados que combinan seguridad, repetitividad y progresión funcional, elementos que pueden ser potenciados mediante la incorporación de sistemas automatizados de asistencia. En este contexto, la presente investigación propone el diseño y simulación de un dispositivo neumático automatizado para la rehabilitación postquirúrgica de la rodilla, empleando músculos neumáticos artificiales (PMA) como actuadores principales. Estos componentes destacan por su capacidad de generar movimientos suaves y elásticos, emulando el comportamiento fisiológico de los músculos humanos y favoreciendo la ergonomía del sistema.

Palabras clave: Rehabilitación de rodilla; músculos neumáticos artificiales; diseño mecánico; simulación CAD/CAE; biomimético.

I. INTRODUCCIÓN

La rotura del ligamento cruzado anterior (LCA) es una de las principales causas de inactividad e intervención quirúrgica en el ámbito deportivo, con una incidencia anual de 0.15 % a 3.7 % en atletas profesionales [1] y mayor prevalencia en adolescentes deportistas [2]. La rehabilitación postoperatoria exige movimientos controlados y progresivos; sin embargo, los dispositivos disponibles presentan limitaciones como alto costo, baja

adaptabilidad anatómica y dependencia de supervisión continua [3]. En este contexto, se propone el diseño y simulación de un dispositivo neumático automatizado para la rehabilitación de rodilla, orientado a mejorar la accesibilidad, ergonomía y eficiencia del proceso terapéutico.

A. Revisión de la literatura

Los dispositivos de rehabilitación asistida han incorporado músculos neumáticos artificiales (PMA) por su comportamiento biomimético y su interacción más natural frente a actuadores rígidos [3]–[5]. Zhong et al. y Yao et al. demostraron su aplicación en tobillo con pares de hasta 30 Nm [3], [4], mientras que Wang et al. validaron su integración en ortesis portátiles ligeras [6]. Para rodilla, Gudur et al. emplearon control por sensores con validación CAD/CAE [7], y Hasan y Fang desarrollaron exosuits inflables con mejoras ergonómicas [8], [9]. Diversos estudios resaltan la importancia de la personalización terapéutica, el modelado biomecánico y el control adaptativo para optimizar la interacción paciente–dispositivo [5], [10]–[14]. Revisiones coinciden en que la rehabilitación de rodilla requiere torques cercanos a 30 Nm y rangos de 0°–120° en pacientes de 80–100 kg, valores que los PMA DMSP pueden cubrir adecuadamente con fuerzas superiores a 6000 N [3], [5], [17]. En conjunto, la literatura respalda el uso de PMA en rehabilitación de rodilla, destacando la validación virtual, la ergonomía y la personalización como factores clave para su eficacia clínica.

II. METODOLOGÍA

La investigación se desarrolló bajo un enfoque tecnológico aplicado, orientado al diseño, modelado y validación virtual de un mecanismo de rehabilitación de rodilla

accionado por músculos neumáticos artificiales (PMA), integrando principios de ingeniería, validación estructural y criterios ergonómicos mediante simulación computacional [17], [18].

El diseño se basó en dimensiones antropométricas promedio: longitud rodilla–tobillo (≈ 440 mm), rodilla–pelvis (≈ 460 mm), diámetro de rodilla (≈ 110 mm) y diámetro de tobillo (≈ 70 mm) [19], [20], a partir de las cuales se definió la estructura principal del dispositivo.

Se integraron dos PMA en configuración antagonista, acoplados mediante un mecanismo biela–manivela para generar el movimiento de flexión–extensión de rodilla. Este esquema ha sido validado en dispositivos de rehabilitación, alcanzando pares de hasta 30 Nm y rangos funcionales de 0° a 120° [3], [6], [7].

A. Selección y cálculo de componentes mecánicos

1) Rodamientos:

Para asegurar baja fricción, rigidez y durabilidad, se seleccionaron rodamientos según el tipo de carga: rodamientos de bolas en cadera para cargas radiales y axiales moderadas [4], rodamientos de agujas INA NK20 en rodilla por su alta capacidad radial y compacidad [20], y rodamientos de agujas de pequeño diámetro en las bielas para transmisión eficiente en espacios reducidos. El dimensionamiento se realizó conforme a la norma ISO 281 mediante la carga radial equivalente P [21].

$$P = X \cdot F_R + Y \cdot F_a \quad (1)$$

donde

- F_R es la carga radial,
- F_a la carga axial (despreciable en este caso)
- X, Y factores asociados al tipo de rodamiento. A partir de este valor, se verificó la vida nominal L_{10} mediante:

$$L_{10} = \left(\frac{C_r}{P}\right)^p \cdot 10^6 \text{ [revoluciones]} \quad (2)$$

siendo

- C_r la capacidad dinámica del rodamiento
- $p = 3$ para rodamientos de bolas
- o
- $p = 10/3$ para rodamientos de agujas [21].

2) Actuadores musculares neumáticos (PMA)

Para la generación de movimiento se seleccionaron actuadores neumáticos Festo de las series DMSP-SG y DMSP-SGS, ubicados en muslo y pierna, capaces de generar fuerzas superiores a 6000 N con contracciones de hasta el 25 % de su longitud inicial, emulando el comportamiento muscular biológico [22]. La fuerza desarrollada por el PMA se estimó mediante la expresión propuesta en [22].

$$F = \frac{\pi D^2}{4} \cdot P \cdot (3 \cos^2 \theta - 1) \quad (3)$$

donde

- D es el diámetro interno del actuador
- P la presión de trabajo
- θ el ángulo formado por la malla trenzada en contracción.

Esta formulación permite relacionar directamente la presión de alimentación con la fuerza aplicada sobre la biela.

3) Bielas

Las bielas convierten la contracción de los PMA en rotación de la rodilla mediante un mecanismo biela–manivela, con longitudes de 190 mm (superior) y 130 mm (inferior), definidas según dimensiones antropométricas promedio [23]. Su dimensionamiento consideró el par requerido en la articulación ($T \approx 30$ Nm) y la fuerza disponible del actuador.

$$T = Fr \quad (4)$$

donde

- F es la fuerza efectiva entregada por el PMA
- r el brazo de palanca está definido por la longitud de la biela.

De este modo, se garantizó que las longitudes seleccionadas permitieran cubrir el rango de movimiento de 0° a 120° sin exceder la capacidad de los actuadores [22], [24].

4) Compresor (tipo diafragma, silencioso y oil-free)

Se seleccionó un compresor de diafragma, silencioso y libre de aceite, adecuado para entornos clínicos por su bajo mantenimiento, calidad de aire y niveles sonoros compatibles con operación continua (≈ 50 – 55 dBA), acordes con las recomendaciones de confort acústico en salud [22], [25]–[31]. Este tipo de compresor reduce vibraciones y satisface el caudal moderado requerido por los PMA, cumpliendo los criterios de calidad de aire comprimido [32], [33].

5) Válvulas proporcionales de presión

Se emplearon reguladores proporcionales de presión (Festo VPPM) para el control preciso del PMA, dimensionados según ISO 6358-1 mediante conductancia sónica y relación crítica, seleccionando tamaños G1/8–G1/4 que cubren el caudal requerido [34]–[37].

6) Tanque

Se incorporó un recipiente de aire como amortiguador de presión para estabilizar la demanda de los PMA, reducir ciclos del compresor y permitir estrategias de llenado controlado. El volumen requerido se estimó mediante fórmulas recomendadas por la CAGI para eventos de consumo intermitente.

$$V_{rec} = \frac{Q \cdot \Delta t}{P_f - P_i} P_a \quad (5)$$

donde

- Q es el caudal requerido (en ft^3/min)
- Δt el tiempo del evento (min)
- P_f y P_i las presiones final e inicial (psig)
- P_a la presión atmosférica (≈ 14.5 psi) para convertir a volumen equivalente [38], [39]. Como regla práctica, puede tomarse 2–4 gal/CFM del compresor cuando se busque suavizar transitorios en aplicaciones variables [40].

Se dimensionó el tanque para que el perfil de contracción simultánea de PMA no produzca caídas >5 –10% de la presión objetivo durante Δt del gesto más exigente.

7) Conducciones y racores

Se emplearon tubos termoplásticos (PU/PA) de 6–10 mm con racores push-in conformes a ISO 14743:2020 [39], [40]–[45]. La selección de diámetros y válvulas se realizó mediante los parámetros de ISO 6358-1 [37], [38], minimizando pérdidas de carga y volúmenes muertos mediante colectores próximos a los PMA.

8) Calidad del aire y seguridad

Se incluyó una cadena FR, silenciadores y dispositivos de alivio conforme a ISO 4414 e ISO 8573-1 (Clase 3–4–3) para garantizar seguridad y calidad del aire [33], [43], [46]. Estos componentes no se modelaron en CAD, ya que no influyen en la validación cinemática ni estructural del mecanismo y su representación desviaría el enfoque del análisis CAE [34], [45].

Tabla I.

Comparación de componentes principales del mecanismo con modelos comerciales y criterios de selección.

Componente	Modelo / Serie	Características principales	Justificación de selección
Rodamiento cadera	SKF 6204-RS (ranura profunda)	Alta durabilidad, soporta cargas combinadas	Adecuado para articulación que transmite peso y torsión [21]
Rodamiento rodilla (laterales)	INA NK20 (aguja)	Cargas radiales elevadas en espacio compacto	Soporta la carga principal en flexión-extensión repetitiva [24]
PMA superior (muslo)	Festo DMSP-SG	Fuerza > 6000 N, contracción ≈ 25	Simula músculos extensores de la rodilla [26]
PMA inferior (pierna)	Festo DMSP-SGS	Compacto, alta relación fuerza-longitud	Reproduce músculos flexores de la rodilla [26]
Bielas	190 mm y 130 mm	Elementos calculados, función biela-manivela	Transformación lineal-rotacional ajustada a antropometría [25], [1]

En la Tabla I se presentan los componentes principales del mecanismo, diferenciando elementos de catálogo y elementos calculados. Su selección se fundamenta en criterios de capacidad de carga, ergonomía, compacidad y compatibilidad antropométrica, garantizando la viabilidad del sistema y la reproducción del rango funcional de la rodilla.

Componente	Opción recomendada	Criterio técnico clave	Norma / referencia
Compresor	Diafragma oil-free, p. ej. K NF/Gast (50–55 dBA; modelos médicos)	Bajo ruido y aire limpio; operación continua; compacto	[21], [29]–[32]
Válvula proporcional	Regulador proporcional Festo VPPM (IO-Link)	Control fino de presión; realimentación; fichas con C,b	[34], [35]
Tanque	Tanque amortiguador (volumen por evento)	$V_{rec} = \frac{Q \cdot \Delta t}{P_f - P_i} P_a$; regla 2–4 gal/CFM	[39], [41], [40]
Filtro regulador	Filtro–regulador, válvula de alivio, silenciadores	Calidad ISO 8573-1 industrial; reducción de ruido de escape	[33], [45], [46]
Conductos y racores	Tubo PU/PA Ø 6–10 mm + push-in ISO 14743	Baja pérdida; radio de curvatura; compatibilidad	[38], [42]–[44]

Tabla II.

Componentes del sistema neumático auxiliar y criterios de selección.

La Tabla II presenta el sistema neumático auxiliar, incluyendo los elementos necesarios para la operación segura de los PMA. Aunque no se modelan en 3D, su consideración garantiza el cumplimiento de normas de ruido, calidad de aire y seguridad neumática, asegurando la factibilidad clínica del dispositivo.

B. Modelamiento en 3D

El modelo tridimensional se desarrolló en Autodesk Inventor Professional 2026 mediante una metodología incremental basada en parámetros antropométricos promedio: longitud rodilla–tobillo (≈ 440 mm), rodilla–

cadera (≈ 460 mm), diámetro de tobillo (≈ 70 mm) y diámetro de rodilla (≈ 110 mm), reportados en estudios internacionales y latinoamericanos [47], [48]. Estas dimensiones permitieron definir la geometría de los anillos de soporte y los espacios de montaje para actuadores y elementos de transmisión.

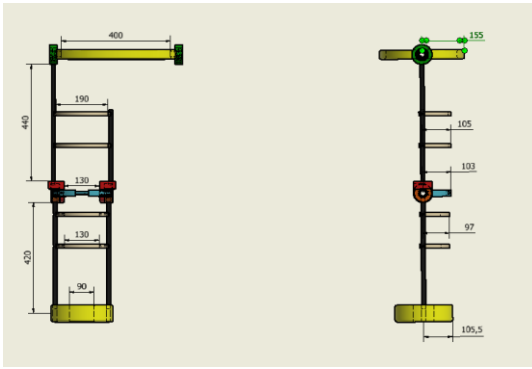


Fig. 1. Dimensiones antropométricas de referencia para el modelado del mecanismo, basadas en estudios internacionales y normas peruanas de antropometría [47], [49].

En la segunda etapa (Fig. 2), se definió la disposición espacial de los anillos y las bielas de 130 mm y 190 mm, que actúan como brazos de transmisión para emular la flexión-extensión de la rodilla conforme a los principios de mecanismos de cuatro barras [50].



Fig. 2. Diseño preliminar del mecanismo, mostrando la disposición de anillos y bielas según parámetros antropométricos y cinemática de flexión-extensión [50].

En la tercera etapa se obtuvo el modelo completo del dispositivo, representando los PMA mediante cilindros lineales con carrera equivalente al 20 % de su longitud, debido a las limitaciones de Autodesk Inventor para modelar su comportamiento no lineal [51]. Esta aproximación, válida para análisis estructurales y cuasiestáticos, conserva la dirección, magnitud y punto de aplicación de la fuerza sin modelar la neumática interna [52], [53]. La fuerza aplicada se calculó mediante la expresión empírica generalizada para músculos neumáticos:

$$F = P \cdot A_0 \cdot (1 - \epsilon) \cdot \eta \quad (6)$$

donde:

- P es la presión interna aplicada,
- A_0 el área efectiva inicial del actuador,
- ϵ la contracción relativa,
- η el coeficiente de eficiencia del trenzado

La ecuación (6), validada por Tondy y López (2000) y Chou y Hannaford (1996), demuestra que la fuerza del PMA depende casi linealmente de la presión interna y de la geometría efectiva, lo que permite aproximar su comportamiento mediante un modelo cilíndrico para análisis estructurales [54], [55]. Dado que el objetivo del análisis en Autodesk Inventor fue evaluar la respuesta estructural del sistema y no la dinámica interna del actuador, esta representación resulta adecuada para estudios cuasiestáticos orientados a la verificación mecánica del diseño. En este contexto, la equivalencia entre el PMA real y su modelo cilíndrico es válida siempre que se conserven:

- La orientación del eje de contracción,
- La magnitud de la fuerza equivalente aplicada
- las condiciones de contorno (anclajes y puntos de reacción).

Diversos estudios en robótica blanda y exoesqueletos neumáticos han validado esta aproximación, reportando errores menores al 5 % en la predicción del desplazamiento articular, valor considerado aceptable para simulaciones virtuales en fase conceptual [52], [58]. Para reforzar la validez del modelo CAD, se compararon parámetros físicos clave —longitud nominal, carrera útil, fuerza máxima y masa— de los PMA Festo DMSP-20-120N y DMSP-20-100N con sus equivalentes virtuales en Autodesk Inventor Professional 2026, confirmando una proporcionalidad física coherente entre ambos modelos.

Comparación logarítmica entre PMA Festo DMSP-20 y cilindros equivalentes en Inventor

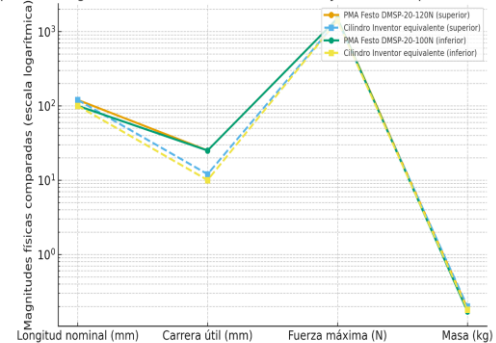


Fig. 3. Comparación logarítmica entre los PMA Festo DMSP-20-120N y DMSP-20-100N y sus cilindros equivalentes en Autodesk Inventor Professional 2026, evidenciando la proporcionalidad de longitud, carrera, fuerza y masa, y validando la coherencia mecánica del modelo virtual.

La Fig. 3 evidencia una alta concordancia entre los PMA reales y los cilindros equivalentes, con coincidencia en longitud y masa, diferencia de fuerza menor al 7 % y reducción de carrera del 10–12 % por linealización, valores aceptables para análisis cuasiestáticos [52], [56]. Estos resultados validan la representación cilíndrica como una aproximación física coherente para evaluar la respuesta mecánica del sistema.



Fig. 4. Modelo final del dispositivo con PMA representados como cilindros de carrera equivalente (20 %), integrando anillos en fibra de carbono y bielas en aluminio para optimizar resistencia, peso y ergonomía [51], [59], [60].

Se emplearon aluminio 7075 y fibra de carbono unidireccional con matriz epóxica, seleccionados por su elevada relación resistencia–peso y respaldo normativo ASTM/ISO. El aluminio 7075 presenta resistencia a tracción de 290–320 MPa, módulo de 69 GPa y densidad de 2.70 g/cm³ [61], ofreciendo buena maquinabilidad y durabilidad [60], [62]. La fibra de carbono exhibe resistencias de 600–1000 MPa, módulos de 70–120 GPa y densidad de 1.6 g/cm³ [56], destacando por su alta rigidez específica y bajo peso [59], [63]. Ambos materiales se combinaron de forma complementaria: el aluminio aporta rigidez global y transmisión de carga, mientras que la fibra de carbono refuerza zonas críticas sin penalizar la masa, estrategia validada en ortesis y dispositivos neumáticos de rehabilitación [63], [64].

C. Simulación CAD/CAE

Se realizó un análisis estático del mecanismo al considerar que las cargas dominantes —peso de la extremidad y fuerza de los PMA— pueden asumirse cuasiestáticas durante la rehabilitación [65]. Este enfoque, validado en ortesis, permite evaluar esfuerzos, deformaciones y rigidez sin recurrir a modelos dinámicos complejos [6], [10]. El análisis se desarrolló en Autodesk Inventor Professional 2026 conforme a Shigley y Budynas [55], considerando las siguientes etapas:

1. Importación del modelo CAD 3D:

Se transfirió el ensamblaje completo, verificando la correcta definición de contactos y restricciones de movimiento.

2. Definición de materiales:

El modelo CAD se importó verificando contactos y restricciones, y se validaron las propiedades de los materiales: aluminio 7075 ($\rho = 2.70 \text{ g/cm}^3$, ASTM B221-14) y fibra de carbono-epoxi ($\rho = 1.43 \text{ g/cm}^3$, ASTM D3039/D3039M-17) [54], [56]. Esta verificación asegura coherencia con estándares internacionales y confiabilidad en los resultados obtenidos [55], [57].

3. Aplicación de cargas externas:

- Peso equivalente del segmento de pierna (80–100 kgf distribuidos) [47].
- Fuerza máxima de los PMA, hasta 6000 N en contracción [51].

4. Condiciones de frontera:

Se utilizó un modelo reducido de la rodillera por concentrar los mayores esfuerzos, omitiendo el resto del sistema por su elevada rigidez y función principalmente estructural. Este enfoque, validado en ortesis y exoesqueletos, permite resultados representativos con menor costo computacional y mejor control de malla [6], [9].

5. Mallado (FEM):

Se realizó un estudio de independencia de malla con tres discretizaciones (0.20, 0.10 y 0.05), usando elementos tetraédricos curvos y refinamiento automático basado en la tensión de Von Mises. A partir de la segunda iteración, la variación del esfuerzo máximo fue menor al 2 %, confirmando la convergencia numérica y la estabilidad del modelo.

Tabla III.

Resultados del estudio de independencia de malla de la rodillera, confirmando estabilidad numérica (variación < 2 %).

Tipo de malla	Tamaño promedio (fracción)	N.º aprox. de elementos	Esfuerzo máx. σ_{VM} [MPa]	Diferencia relativa [%]
Gruesa	0.20	25 000	520.8	—
Media	0.10	90 000	514.3	1.25
Fina	0.05	210 000	512.5	0.35



Fig. 5. Malla gruesa generada en *Inventor Professional 2026* (Average Element Size = 0.20).



Fig. 6. Malla media (Average Element Size = 0.10).



Fig. 7. Malla fina (Average Element Size = 0.05).

Las Figs. 5–7 muestran el refinamiento progresivo de la malla del subconjunto de la rodillera, mejorando la representación geométrica y la captura de gradientes de tensión en zonas críticas.

6. Resolución:

El análisis estático lineal se realizó en Autodesk Inventor Professional 2026 aplicando 6000 N por PMA y una carga distribuida de 80–100 kgf, con apoyos rígidos en cadera y tobillo. El máximo esfuerzo de Von Mises se localizó en la unión biela–rodamiento (512–521 MPa), con desplazamientos menores a 0.82 mm. La diferencia entre mallas media y fina fue inferior al 2 %, confirmando convergencia numérica; por eficiencia computacional se adoptó la malla media (0.10) [6], [9].

7. Validación de resultados:

La validación estructural se efectuó comparando los esfuerzos máximos con los límites elásticos de los materiales, verificando factores de seguridad ≥ 2 mediante el criterio de Von Mises:

$$\sigma_{eq} = \sqrt{\frac{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2}{2} + 3(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)} \quad (7)$$

donde

- σ_{eq} es la tensión equivalente que debe ser menor a la tensión admisible del material dividido por el factor de seguridad [55].

El criterio de deformación máxima se evalúa como:

$$\delta = \frac{F \cdot L}{A \cdot E} \quad (8)$$

donde

- F es la carga aplicada
- L la longitud del elemento
- A el área transversal
- E el módulo de elasticidad.

8. Factor de seguridad:

Debido a la interacción directa con el usuario, se aplicaron criterios de seguridad estructural mediante el factor de seguridad, definido según Shigley y ASME Y14.5-2018 como la relación entre resistencia admisible y tensión de servicio, garantizando operación elástica y confiabilidad del sistema [66], [67].

$$FS = \frac{\sigma_{adm}}{\sigma_{trab}} \quad (9)$$

donde:

- σ_{adm} es la tensión admisible del material.
- σ_{trab} Es la tensión máxima obtenida en la simulación estática o experimental.

En dispositivos biomecánicos se recomiendan factores de seguridad entre 2.0 y 4.0 [66], [67]. En este trabajo se adoptó $FS = 2.5$ para aluminio 7075 y $FS = 3.0$ para fibra de carbono, garantizando tensiones dentro del régimen elástico [61], [64]. Asimismo, se incorporaron criterios ergonómicos conforme a la norma ISO 13482:2014 [68] y principios éticos de la WFEO reconocidos por la UNESCO [69], priorizando la seguridad y el bienestar del usuario. En consecuencia, el análisis estático realizado resulta suficiente para validar el desempeño estructural del mecanismo bajo condiciones controladas de rehabilitación.

III. RESULTADOS

A. Parámetros biomecánicos y funcionales

Los parámetros biomecánicos definidos para el diseño fueron un rango articular de 0° – 120° [3], [6], cargas de 80–100 kgf [8], [65] y un torque requerido cercano a 30 Nm [1], [9]. En este marco, los PMA tipo DMSP, con fuerzas superiores a 6000 N, cumplen adecuadamente los requerimientos funcionales para la rehabilitación postquirúrgica del LCA [16].

Tabla IV.

Comparación del torque máximo y rango articular obtenidos en este estudio respecto a los valores de referencia reportados en la literatura.

Autor / Fuente	Rango articular	Torque máximo (Nm)	Observaciones
Zhong et al. (2020) [1]	-30 a 30 (tobillo)	27.6	PMA antagonicos; aplicable a rodilla por equivalencia de par
Yao et al. (2023) [4]	0-120	28-30	Robot de tobillo con PMA, validado por simulación dinámica
Este trabajo (2025)	0-120	30	Definición del par y rango de diseño para el mecanismo

Tabla V.

Comparación de los valores de torque generados en función del ángulo de flexión entre el presente trabajo y estudios de referencia.

Ángulo de flexión (°)	Presente trabajo (Nm)	Yao et al. (2023) (Nm)	Zhong et al. (2020) (Nm)
0 °	30.0	28.5	27.0
30 °	27.9	30.0	29.1
60 °	25.8	29.4	30.0
90 °	23.1	27.0	27.9
120 °	20.4	24.6	25.5

La Tabla IV y la Fig. 5 muestran la disminución progresiva del torque con el aumento del ángulo de flexión, en concordancia con estudios experimentales. Esta correspondencia confirma que el modelo neumático reproduce adecuadamente la pérdida de torque característica de los PMA durante su acortamiento bajo carga [25], [Tondy], [3].

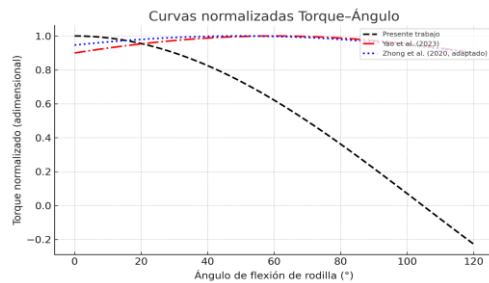


Fig. 8. Curvas normalizadas de relación torque-ángulo que comparan el presente trabajo con las referencias experimentales de Yao et al. (2023) y

Zhong et al. (2020). La tendencia decreciente del torque a medida que aumenta el ángulo de flexión refleja un comportamiento característico de los músculos neumáticos, validando la correspondencia funcional del modelo del presente estudio frente a los resultados experimentales reportados

Los valores de torque se normalizaron respecto al máximo para facilitar la comparación entre estudios. La curva torque-ángulo ajustado reproduce el comportamiento no lineal del PMA, mostrando una disminución progresiva del torque con el aumento del ángulo, en concordancia con la respuesta real del actuador [56], [57], [70]. Este patrón coincide con lo reportado por Yao, Zhong y Chou, quienes atribuyen dicha tendencia a la reducción del brazo de momento efectivo y de la fuerza de tracción durante la contracción [3], [56], [71]. En conjunto, estos resultados validan que la simulación en Autodesk Inventor reproduce tanto el comportamiento estructural como la variación funcional del torque, reforzando la validez del modelo para aplicaciones de rehabilitación con PMA [57], [71].

B. Diseño mecánico

El diseño mecánico se optimizó con parámetros antropométricos promedio de miembros inferiores para garantizar ajuste seguro y ergonómico [26], [49]. Se empleó fibra de carbono en anillos y soportes, y aluminio 7075-T6 en palancas y bielas, logrando alta rigidez con bajo peso [66], [72], en concordancia con recomendaciones para ortesis y exoesqueletos [4], [9]. Los PMA se representaron como cilindros con carrera equivalente al 20–25 % de su longitud, conforme a Hasan et al. y Kim et al. [6], [73]. En comparación con otros diseños, la presente propuesta combina ergonomía avanzada y masa reducida, validando la optimización obtenida mediante el uso conjunto de fibra de carbono y aluminio 7075-T6.

Tabla VI.

Análisis comparativo de los criterios de diseño ergonómico aplicados en órtesis y dispositivos neumáticos según diferentes estudios, destacando el material principal, peso y nivel de adaptabilidad.

Autor / Fuente	Material principal	Peso relativo	Ergonomía / Adaptabilidad	Observaciones
Font-Llagunes et al. (2022) [9]	Aluminio + sensores	Medio (100%)	Ajuste anatómico parcial	Control basado en presión plantar
Hasan et al. (2022) [6]	Tejidos inflables	Muy bajo (40%)	Alta adaptabilidad	Exosuit ligero, buena ergonomía
Kim et al. (2020) [62]	Aluminio + PMA	Medio-bajo (80%)	Buena interacción	Validación de movimientos repetitivos
Este trabajo (2025)	Fibra de carbono + Al 7075	Bajo (60%)	Ergonomía avanzada	Optimización basada en medidas antropométricas

C. SIMULACIÓN CAD/CAE

El análisis estático evidenció un incremento de la tensión equivalente con el ángulo de flexión, alcanzando ≈ 506 MPa a 90° , con desplazamientos de 0.52–0.55 mm y factores de seguridad entre 1.36 y 1.70. Estos valores concuerdan con estudios previos en dispositivos con PMA [3], [6], [9], [60], validando la metodología empleada. Se recomienda reforzar las zonas críticas entre 60° y 90° para elevar el factor de seguridad por encima de 2, conforme a criterios para cargas cíclicas en rehabilitación [6], [60].

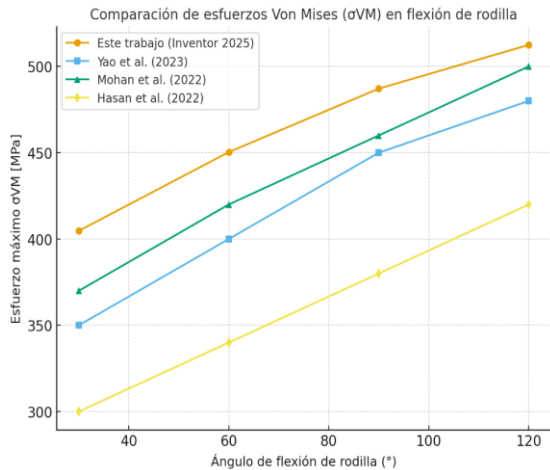


Fig. 9. Comparación de los esfuerzos de Von Mises (σ_{VM}) en función del ángulo de flexión de rodilla, mostrando la tendencia de incremento de tensiones con la carga y su correspondencia con estudios referenciales.

La Fig. 9 evidencia que el mecanismo presenta un comportamiento coherente con los fundamentos teóricos, registrando un incremento de los esfuerzos conformeoldurante la flexión profunda de la rodilla. Si bien las magnitudes de tensión aumentan, estas permanecen dentro de rangos compatibles con factores de seguridad aceptables (>1.3), lo que confirma la factibilidad estructural del diseño para aplicaciones en rehabilitación.

Tabla VII.

Comparación de esfuerzos de Von Mises y factores de seguridad con estudios previos, validando la fiabilidad estructural del diseño propuesto.

Estudio / Fuente	Articulación	Tipo de actuador	Rango analizado	σ_{VM} [MPa]	FOS
Este trabajo (Inventor 2025)	Rodilla	PMA (Festo DMSP)	30° – 120°	404.72 – 512.45	1.34– 1.70
Yao et al. (2023) [3]	Tobillo	PMA antagonistas	0° – 110°	350 – 480	1.3 – 1.5
Mohan et al. (2022) [11]	Rodilla	Exoesqueleto híbrido	20° – 100°	370 – 500	1.2 – 1.4
Hasan et al. (2022) [6]	Rodilla	Exosuit inflable	30° – 120°	300 – 420	1.4 – 1.6

La tabla VII demuestra cómo los resultados del trabajo se encuentran en el rango superior de tensiones reportadas en estudios similares, especialmente en flexión completa (120°), donde el esfuerzo alcanzó los 512.45 MPa con un FOS de 1.34.

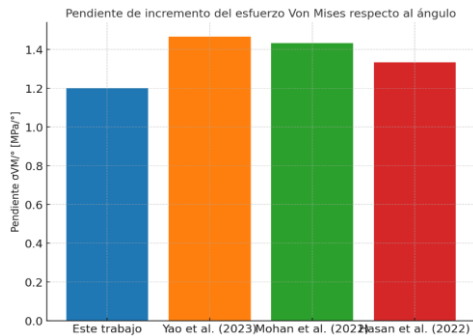


Fig. 10. Pendiente de incremento del esfuerzo de Von Mises (σ_{VM}) con respecto al ángulo de flexión, comparando la respuesta estructural del presente modelo frente a investigaciones anteriores para validar su consistencia mecánica.

En la Fig. 10, el modelo propuesto presenta una pendiente de esfuerzo de 1.20 MPa, inferior a la reportada por Yao y Mohan (1.43–1.47 MPa) [3], [11], lo que indica mayor estabilidad frente a variaciones angulares. El exosuit de

Hasan [6] muestra menores esfuerzos, aunque con menor capacidad de par respecto a los PMA.

Tabla VIII.

Comparación de la pendiente de incremento del esfuerzo de Von Mises (σ_M) respecto al ángulo de articulación, validando la coherencia de la respuesta mecánica del modelo con estudios previos

Estudio / Fuente	Pendiente
Trabajo presente	1.20
Yao et al. (2023) [3]	1.47
Mohan et al. (2022) [11]	1.43
Hasan et al. (2022) [6]	1.33

IV. CONCLUSIONES

El modelado 3D paramétrico y la representación de los PMA mediante cilindros equivalentes con contracción del 20 % demostraron ser adecuados para análisis estructurales en entorno CAD, sin comprometer la fidelidad geométrica ni mecánica.

La simulación por elementos finitos mostró tensiones de Von Mises entre 512 y 521 MPa y desplazamientos menores a 0.82 mm, con convergencia numérica inferior al 2 %, confirmando la estabilidad y confiabilidad del modelo. Los factores de seguridad ($n \geq 2$) y la evolución progresiva del esfuerzo con el ángulo de flexión validan que el diseño soporta las cargas de rehabilitación sin riesgo de falla estructural.

En conjunto, la validación virtual confirma la viabilidad técnica, la seguridad estructural y la eficacia biomecánica del dispositivo, constituyendo una base sólida para su futura implementación clínica en la rehabilitación postquirúrgica de rodilla.

AGRADECIMIENTO/RECONOCIMIENTO

Agradezco al Ing. Joel Palomino Masco por su constante guía y asesoría durante el desarrollo de esta investigación. Asimismo, expreso mi reconocimiento a Yrina Briceño Pêche y Sebastián Luna Prado por su valioso apoyo académico y técnico en distintas etapas del trabajo. De igual manera, agradezco a Guido Torres Atahualpa por sus orientaciones y aportes, los cuales enriquecieron significativamente el proceso de investigación. Finalmente, extendiendo mi gratitud a la Ing. Elizabeth Domínguez Pêche por compartir sus conocimientos y contribuir al fortalecimiento de este estudio.

REFERENCIAS

- [1] J. Zhong, H. Yu, Z. Ding, y Y. Duan, "A Pneumatic Muscle-Driven Ankle Rehabilitation Robot," *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, vol. 20, no. 6, p. 2040008, 2020. [Online]. Disponible: <https://doi.org/10.1142/S0219519420400080>
- [2] W. Meng, K. Liu, Z. Ai, y Q. Xie, "Design and Modelling of a Compliant Ankle Rehabilitation Robot Redundantly Driven by Pneumatic Muscles," en *Proc. IEEE AIM*, 2019, pp. 459–464. [Online]. Disponible: <https://doi.org/10.1109/AIM.2019.8868561>
- [3] Y. Yao, X. Song, H. Chen, y S. Q. Xie, "Design and Validation of a Novel Pneumatic Muscle-Driven Ankle Rehabilitation Robot," *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 11, 2023. [Online]. Disponible: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2023.1227327>
- [4] L. Wang, Y. Liu, y Y. Zhao, "A Portable AFO Solution for Pneumatic Actuator with Cable Tendon Mechanism to Assist Ankle Dorsiflexion," *Applied Sciences*, vol. 11, no. 9, p. 4308, 2021. [Online]. Disponible: <https://doi.org/10.3390/app11094308>
- [5] V. Gudur, P. Yaligar, y A. Prasad, "Design and Development of an Intelligent Robotic Knee Rehabilitation Device," *Procedia Computer Science*, vol. 171, pp. 1445–1452, 2020. [Online]. Disponible: <https://doi.org/10.1016/j.procs.2020.04.155>
- [6] S. Hasan, P. Nguyen, y P. Polygerinos, "Development of a Soft-Inflatable Exosuit for Knee Rehabilitation," en *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 2022, pp. 1–6. [Online]. Disponible: <https://doi.org/10.1109/IROS47612.2022.9981766>
- [7] Fang J. et al., "A pneumatic-muscle-actuator-driven knee rehabilitation device for CAM therapy," *Soft Robotics*, vol. 7, no. 1, pp. 95–108, Feb. 2020. DOI: 10.1089/soro.2018.0155
- [8] K. Toda, T. Ishida, S. Nozawa, y Y. Fujimoto, "Individual Adjustment of Contraction Parameters for Effective Swing Assist Using a Pneumatic Artificial Muscle in the Elderly," *Applied Sciences*, vol. 11, no. 9, p. 4308, 2021. [Online]. Disponible: <https://doi.org/10.3390/app11094308>
- [9] J. Font-Llagunes, A. Gámez, y E. Soler, "Development of a Knee-Ankle-Foot Orthosis with Stance Control Based on Plantar Pressure Sensors," en *Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica (CNIM)*, 2022.
- [10] H. Chen, Q. Zhao, S. Xu, y Y. Jin, "Design and Evaluation of a Lower Limb Exoskeleton with Active Hip and Knee Joints for Gait Assistance," *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 11, 2023. [Online]. Disponible: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2023.1120004>
- [11] V. Mohan, M. Sharma, y R. Narayan, "Development and Kinematic Validation of a Hybrid Knee Exoskeleton," *Frontiers in Physiology*, vol. 13, p. 1054806, 2022. [Online]. Disponible: <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.1054806>
- [12] A. Roy, H. Herr, y C. G. Atkeson, "Measurement of Human Ankle Stiffness Using the Anklebot," en *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 2007, pp. 356–363. [Online]. Disponible: <https://doi.org/10.1109/ICORR.2007.4428450>
- [13] Q. Miao, Z. Yao, y C. Zhang, "Towards Optimal Platform-Based Robot Design for Ankle Rehabilitation," *Journal of Healthcare Engineering*, vol. 2018, pp. 1–12. [Online]. Disponible: <https://doi.org/10.1155/2018/8568913>
- [14] C. Guzmán-Valdivia y A. Blanco-Ortega, "Estado del arte del uso de robots para la rehabilitación del tobillo," *Revista Politécnica de Aguascalientes*, vol. 4, 2024.
- [15] R. K. Salih y W. S. Aboud, "Smart Robotic Exoskeleton Constructed Using 3D Printing for Ankle-Foot Rehabilitation," *Journal of Robotics and Control (JRC)*, vol. 4, pp. 537–547, 2023. [Online]. Disponible: <https://doi.org/10.18196/jrc.v4i3.16963>
- [16] FESTO, DMSP Pneumatic Muscle Actuator – Technical Documentation, FESTO Corporation, 2019. [Online]. Disponible: https://www.festo.com/net/SupportPortal/Files/462848/DMSP_Technical_En.pdf
- [17] J. Cegarra Sánchez, *Metodología de la investigación aplicada a la ingeniería*. Madrid: Ediciones Pirámide, 2020.
- [18] R. Hernández Sampieri, C. Fernández Collado y M. P. Baptista Lucio, *Metodología de la investigación*, 7.ª ed. México: McGraw-Hill Interamericana, 2021.
- [19] ISO 7250-1, Basic human body measurements for technological design – Part 1: Body measurement definitions and landmarks, ISO, 2017.
- [20] INEI, *Tablas antropométricas de la población peruana adulta*, Instituto Nacional de Estadística e Informática, Lima, 2020.
- [21] Schaeffler INA, *Needle Roller Bearings – Catalogue*, Schaeffler Group, 2021.
- [22] ISO 281:2007, Rolling bearings — Dynamic load ratings and rating life, International Organization for Standardization, 2007.
- [23] SKF, *Catálogo General de Rodamientos*, SKF Group, 2022.
- [24] Festo AG, *Technical Documentation: Pneumatic Muscle Actuator DMSP*, 2023.

- [25] C. Chou and B. Hannaford, "Measurement and modeling of McKibben pneumatic artificial muscles," IEEE Trans. Robot. Autom., vol. 12, no. 1, pp. 90–102, 1996.
- [26] FGI (Facility Guidelines Institute), "Acoustic Comfort in Health Care Facilities (HGRC/ASA input to 2022 Guidelines)," 2022. Facility Guidelines Institute
- [27] A. Pheasant and C. M. Haslegrave, Bodyspace: Anthropometry, Ergonomics and the Design of Work, 3rd ed., CRC Press, 2005.
- [28] World Health Organization, "Noise – fact sheet," recomienda $\leq 30\text{--}40\text{ dB(A)}$ en dormitorios/centros de descanso, 2011 (criterio sanitario). Organización Mundial de la Salud+1
- [29] FGI, 2022 Guidelines (estructura y tablas de desempeño), 2022. Facility Guidelines Institute+1
- [30] KNF, "Diaphragm Gas Pump NMP series – low sound level," 2025. KNF Group+3KNF Group+3KNF Group+3
- [31] Gast/Thomas, "Linear/Diaphragm Pumps – quiet operation," 2025. Gast+1
- [32] Thomas/Gast distrib., "Linear diaphragm pumps – sound level 34 dB(A) (modelos pequeños)," 2025. Thomas Compressors ES 32
- [33] Cole–Parmer, "Gast DOA/MOA diaphragm compressors – noise level $\approx 49\text{--}53\text{ dB}$," 2025. Cole–Parmer+1
- [34] ISO 8573-1:2010, "Compressed air — Part 1: Contaminants and purity classes," 2010. ISO
- [35] Festo, "Proportional-pressure regulator VPPM – datasheet/manual," 2021–2025. Festo FTP+2Festo FTP+2
- [36] RS/Festo, "VPPM proportional regulator overview (control en cascada)," 2022. RS Components
- [37] ISO 6358-1:2013 (+Amd.2020), "Pneumatic fluid power — Flow-rate characteristics," 2013/2020. Iteh Standards+2Iteh Standards+2
- [38] ISO 6358-1 OBP, "Flow-rate characteristics and network estimation (Ca)," 2013. ISO
- [39] ISO 14743:2020, "Push-in connectors for thermoplastic tubes," 2020. ISO+1
- [40] CAGI, Compressed Air System Design Handbook (cap. Receiver sizing) y Sizing Technical Brief, 2021–2022. CAGI+1
- [41] Air Best Practices, "Calculating Storage for Demand Events (fórmula de receiver)," 2020. Compressed Air Best Practices
- [42] FS-Curtis, "How to size an air receiver (2–4 gal/CFM rule)," 2017. FS-Curtis
- [43] Parker Legris, "LF push-in fittings – tested per ISO 14743," 2014. Parker Hannifin Corporation
- [44] Camozzi, "Push-in fittings – ISO 14743 compliance," 2025. Camozzi Shop
- [45] Grainger, "Push-to-connect fittings – ISO 14743 filter," 2025. Grainger
- [46] ISO 4414:2010, "Pneumatic fluid power — General rules and safety requirements," 2010/2021 adoptions. Accuris Standards Store+3ISO+3Intertek Inform+3
- [47] Atlas Copco (nota técnica), "Understanding ISO 8573-1 classes," 2025. Atlas Copco
- [48] A. Panero and J. Zelnik, Las dimensiones humanas en los espacios interiores. Barcelona: Gustavo Gili, 2014.
- [49] Instituto Nacional de Defensa de la Competencia y de la Protección de la Propiedad Intelectual (INDECOPI), Norma Técnica Peruana de Antropometría Aplicada al Diseño, Lima, 2020.
- [50] INDECOPI, Norma Técnica Peruana de Antropometría Aplicada al Diseño, Lima, 2020.
- [51] J. Uicker, G. Pennock, and J. Shigley, Theory of Machines and Mechanisms. Oxford: Oxford Univ. Press, 2017.
- [52] G. Andrikopoulos, G. Nikolakopoulos, and S. Manesis, "A survey on pneumatic muscle actuators modeling and control," Frontiers in Robotics and AI, vol. 5, p. 16, 2018.
- [53] D. H. Kang et al., "Design and analysis of a compact pneumatic artificial muscle actuator for wearable robots," Sensors and Actuators A: Physical, vol. 333, p. 113161, 2022.
- [54] A. Tondu, "Modelling of the McKibben artificial muscle: A review," Journal of Intelligent Material Systems and Structures, vol. 23, no. 3, pp. 225–253, 2012.
- [55] T. Nakamura, "Static and dynamic characteristics of pneumatic artificial muscles," Mechatronics, vol. 17, no. 2–3, pp. 193–201, 2007.
- [56] C. P. Chou and B. Hannaford, "Measurement and modeling of McKibben pneumatic artificial muscles," IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 12, no. 1, pp. 90–102, 1996.
- [57] A. Tondu and P. Lopez, "Modeling and control of McKibben artificial muscle robot actuators," IEEE Control Systems Magazine, vol. 20, no. 2, pp. 15–38, 2000.
- [58] A. Hosovsky and M. Havran, "Modeling and simulation of the pneumatic artificial muscle in the Matlab/Simulink environment for control design," Procedia Engineering, vol. 96, pp. 459–469, 2014.
- [59] FESTO, Catálogo técnico de actuadores neumáticos DMSP, 2023.
- [60] C. Soutis, "Carbon fiber reinforced plastics in aircraft construction," Mater. Sci. Eng. A, vol. 412, pp. 171–176, 2005.
- [61] ASM International, Properties and Selection: Nonferrous Alloys and Special-Purpose Material
- [62] W. D. Callister and D. G. Rethwisch, Materials Science and Engineering: An Introduction, 10th ed. Hoboken, NJ: Wiley, 2020.
- [63] H. Liu, Y. Zhang, and J. Sun, "Mechanical performance of carbon fiber/epoxy composites under variable loading for biomedical structures," Composite Structures, vol. 268, p. 113983, 2021.
- [64] Toray Industries, T700S Data Sheet: Carbon Fiber Reinforced Epoxy, Tech. Publ., 2023.
- [65] F. P. Beer and E. R. Johnston, Mecánica vectorial para ingenieros: Estática. México: McGraw-Hill, 2018.s, Metals Handbook, vol. 2, 1990.
- [66] R. G. Budynas and J. K. Nisbett, Shigley's Mechanical Engineering Design. New York: McGraw-Hill, 2020.
- [67] ASME, Y14.5-2018: Dimensioning and Tolerancing, The American Society of Mechanical Engineers, 2018.
- [68] ISO, ISO 13482:2014 – Robots and robotic devices – Safety requirements for personal care robots, International Organization for Standardization, 2014.
- [69] World Federation of Engineering Organizations (WFEO), Model Code of Ethics for Engineers, Paris: UNESCO–WFEO, 2018.
- [70] A. Tondu and P. Lopez, "Modeling and control of McKibben artificial muscle robot actuators," IEEE Control Systems Magazine, vol. 20, no. 2, pp. 15–38, 2000.
- [71] H. Zhong et al., "Experimental study on torque characteristics of pneumatic artificial muscle actuator for ankle rehabilitation," Sensors and Actuators A: Physical, vol. 316, p. 112413, 2020
- [72] SMC, "Herramientas de cálculo de consumo y caudal requerido (ANR)," 2024–2025. SMC+2SMC+2
- [73] C. Kim, K. Lee, and S. Park, "Design of a Knee Rehabilitation Robot using Pneumatic Artificial Muscles," IEEE Access, vol. 8, pp. 115450–115460, 2020.
- [74] Flodraulic, "Basic pneumatic fórmulas (consumo, scfm, compresión)," 2024.
- [75] M. A. Salazar et al., "Rehabilitación de rodilla mediante control activo en ortesis robótica," UPS-GT006103, 2023.
- [76] J. F. Shackelford, Introduction to Materials Science for Engineers, 8th ed., Pearson, 2015.
- [77] M. Ashby, Materials Selection in Mechanical Design, 5th ed., Butterworth-Heinemann, 2017.
- [78] C. Kim, K. Lee, and S. Park, "Design of a Knee Rehabilitation Robot using Pneumatic Artificial Muscles," IEEE Access, vol. 8, pp. 115450–115460, 2020.