

## Evaluación biomecátrica de un rehabilitador de hombro y codo para recuperación funcional

Biomechatronic Evaluation of a Shoulder and Elbow Rehabilitation Device for Functional Recovery

Diego León Marcelo<sup>1</sup>, Bryan Duran Vargas<sup>2</sup>, Owen Alexander Santiago Guillen<sup>3</sup>, Alan Daniel Benitez Pelcastre<sup>4</sup>

<sup>1,2,3,4</sup>Universidad Politécnica del Valle de México, CP 54910, Tultitlán, Edo. de Méx.

<sup>1</sup>leond9324@gmail.com, <sup>2</sup>bryan.duran.vargas@hotmail.com, <sup>3</sup>owen.santiago.guillen@upvm.edu.mx, <sup>4</sup>aland.bp@gmail.com

**Resumen.** El desarrollo de tecnologías robóticas aplicadas a la rehabilitación del miembro superior ha permitido optimizar los procesos de recuperación motora. Este estudio presenta el diseño y validación computacional de un dispositivo rehabilitador robótico para hombro y codo, concebido con enfoque biomecátrico. Se aplicaron análisis de elemento finito (FEM) y control PID con sensores inerciales para evaluar resistencia, precisión y estabilidad del sistema. Los resultados mostraron un torque máximo de 28.6 N·m, error angular menor al 2 % y factor de seguridad estructural de 1.8, confirmando su viabilidad funcional. El diseño ergonómico y su control adaptable lo posicionan como una alternativa accesible para rehabilitación pasiva y asistida, con potencial evolución hacia asistencia activa mediante integración electromiográfica y control inteligente.

**Abstract.** The development of robotic technologies applied to upper-limb rehabilitation has optimized motor recovery processes. This study describes the design and computational validation of a robotic rehabilitation device for the shoulder and elbow, conceived with a biomechatronic and clinical approach. Finite Element Analysis (FEA) and PID control with inertial sensors were applied to assess the system's strength, accuracy, and stability. Results showed a maximum torque of 28.6 N·m, angular error below 2%, and a structural safety factor of 1.8, confirming functional feasibility. The ergonomic design and adaptive control make it an accessible option for passive and assisted rehabilitation, with future potential for active assistance through electromyographic integration and intelligent control.

**Palabras Clave:** Rehabilitación robótica, Hombro y Codo, Miembro Superior, Exoesqueleto, Control PID, Biomecátrica, Terapia Asistida.

## 1 Introducción

Las lesiones que afectan la movilidad del hombro y el codo representan un desafío clínico de gran relevancia en los procesos de rehabilitación física. Estas articulaciones constituyen ejes esenciales en la funcionalidad del miembro superior, siendo responsables de la mayor parte de los movimientos necesarios para la autonomía personal, la manipulación de objetos y la participación en actividades de la vida diaria. Su compromiso funcional, derivado de traumatismos, accidentes cerebrovasculares, neuropatías periféricas o enfermedades musculoesqueléticas, produce limitaciones significativas que afectan la independencia del paciente y su calidad de vida [1].

En este contexto, la rehabilitación robótica ha emergido como un complemento eficaz a la terapia convencional. Los exoesqueletos y dispositivos de asistencia motriz permiten realizar ejercicios controlados, repetitivos y medibles, favoreciendo la plasticidad neuromuscular y optimizando los procesos de readaptación funcional [2,3]. Su principal ventaja radica en la posibilidad de proporcionar asistencia graduable, cuantificar parámetros cinemáticos y registrar datos de desempeño en tiempo real, lo que contribuye tanto al seguimiento clínico como al diseño de estrategias personalizadas de intervención [4].

El desarrollo tecnológico de los exoesqueletos ha evolucionado desde los primeros prototipos militares en la década de 1960 hasta sistemas actuales orientados a la rehabilitación neurológica y ortopédica [5]. Los modelos modernos integran servomotores de alta precisión, sensores inerciales (IMU), algoritmos de control adaptativo y arquitecturas ligeras con materiales biocompatibles. Esta convergencia entre ingeniería mecatrónica y ciencias de la salud ha permitido el surgimiento de dispositivos capaces de reproducir patrones de movimiento fisiológico con seguridad y alta reproducibilidad [6].

El hombro y el codo, por su complejidad anatómica y rango articular, exigen soluciones de rehabilitación que garanticen una alineación biomecánica precisa y una asistencia ajustable. El hombro, una articulación esferoidal con tres grados de libertad principales, depende de la coordinación de múltiples músculos y ligamentos para mantener su estabilidad y amplitud de movimiento [7]. El codo, por su parte, actúa como una bisagra con dos grados de libertad (flexo-extensión y pronosupinación) y desempeña un papel fundamental en la ejecución de tareas funcionales finas. Cualquier alteración en la cinemática de estos segmentos repercute directamente en la capacidad de autocuidado y desempeño ocupacional del individuo [8].

En los últimos años, la evidencia clínica ha respaldado la utilidad de los exoesqueletos en la recuperación de la movilidad de extremidades superiores, particularmente en pacientes con hemiparesia post-ictus, lesiones traumáticas o secuelas ortopédicas [9–11]. Ensayos recientes han demostrado que los programas de rehabilitación asistida por robots logran mejoras superiores en la fuerza, coordinación y rango articular respecto a la fisioterapia tradicional, especialmente cuando se combinan con retroalimentación visual o electromiográfica [12,13]. Asimismo, la aplicación de estrategias de control inteligente, como algoritmos PID ajustables o aprendizaje adaptativo basado en desempeño, ha incrementado la seguridad y eficacia de estas terapias [14,15].

El presente trabajo tiene como objetivo describir el diseño, modelado y validación estructural de un dispositivo rehabilitador robótico para hombro y codo, concebido para asistir la recuperación funcional de pacientes con limitaciones motoras. El sistema combina una estructura ergonómica ajustable, sensores inerciales, actuadores eléctricos de torque controlado y un esquema de programación adaptable, que permiten ejecutar movimientos fisiológicos con precisión y seguridad. A través de un enfoque biomecatrónico, se busca integrar los principios de la ingeniería con las necesidades clínicas de la rehabilitación contemporánea, aportando una herramienta accesible, eficiente y científicamente fundamentada.

Más allá del desarrollo tecnológico, el interés de este estudio radica en su potencial aplicación terapéutica. Un dispositivo de esta naturaleza puede reducir la dependencia del terapeuta en sesiones prolongadas, facilitar la rehabilitación domiciliaria y ofrecer registros objetivos del progreso del paciente, contribuyendo a una medicina física más personalizada y basada en evidencia [16]. Se presentan los fundamentos teóricos, el diseño metodológico y los resultados de simulación que sustentan la viabilidad del prototipo, situándolo dentro del marco de la rehabilitación robótica moderna y de las tendencias internacionales hacia la integración de tecnologías inteligentes en la práctica fisioterapéutica.

## **2 Materiales y Métodos**

### **2.1 Diseño general del dispositivo rehabilitador**

El dispositivo propuesto fue concebido como un sistema rehabilitador robótico de miembro superior, orientado a asistir los movimientos de flexión-extensión del codo y del hombro. Su propósito clínico es facilitar la recuperación motora en pacientes con limitaciones funcionales derivadas de lesiones neurológicas o traumatológicas, permitiendo una asistencia graduable y segura durante el proceso terapéutico.

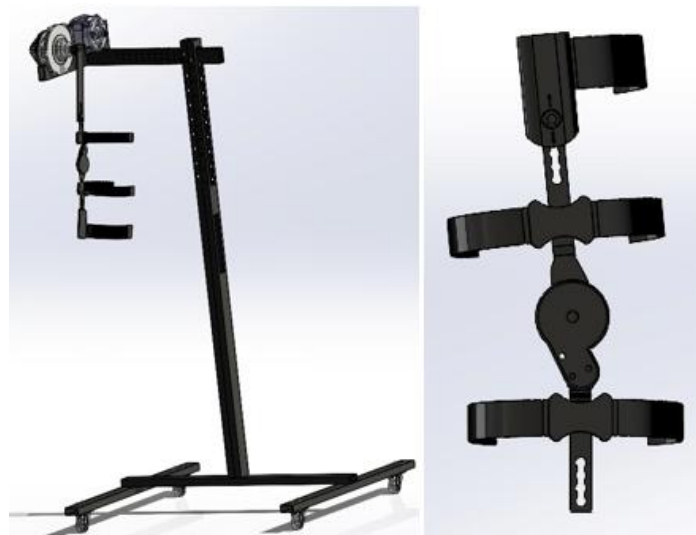
El diseño se estructuró bajo principios de ergonomía, biomecánica y control inteligente, con el objetivo de reproducir trayectorias fisiológicas sin generar desalineaciones articulares. El dispositivo consta de tres subsistemas principales (ver Fig. 1): la estructura mecánica y soporte ergonómico, fabricada con perfiles ligeros de aluminio tipo Zintro y polímeros PLA, adaptables a diferentes longitudes antropométricas del brazo y antebrazo; el sistema de actuación motriz, basado en servomotores sin escobillas modelo RMD X8 Pro, con control de torque programable y relación de reducción 6:1 y ; la unidad de control y sensado, integrada mediante un microcontrolador ESP32, sensores inerciales MPU6050 y una interfaz gráfica simplificada para terapeutas y pacientes.

La estructura presenta articulaciones rotacionales alineadas con los ejes fisiológicos de hombro y codo, garantizando la correcta correspondencia entre grados de libertad mecánicos y anatómicos. Este principio es esencial para evitar sobreesfuerzos articulares y asegurar una interacción segura entre el usuario y el sistema [17].



**Fig. 1.** Sistema rehabilitador de hombro y codo para recuperación funcional

Además, se implementaron mecanismos de ajuste telescópico que permiten adaptar el dispositivo a usuarios entre los percentiles antropométricos 5 y 95 de la población mexicana adulta, de acuerdo con los valores de longitud y masa segmentaria reportados en estudios antropométricos nacionales (ver Fig. 2) [18].

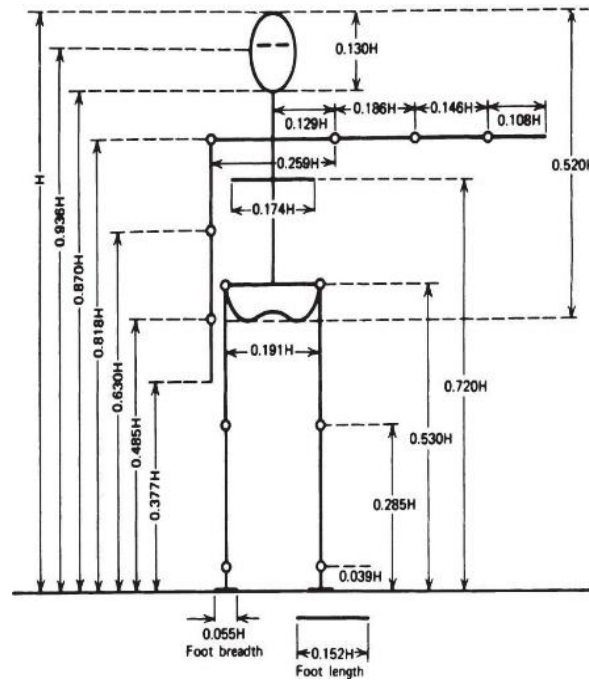


**Fig. 2.** Se observa el mecanismo de ajuste telescópico

## 2.2 Modelo biomecánico y análisis de fuerzas

El análisis biomecánico se desarrolló a partir del modelo anatómico de la extremidad superior, considerando el brazo y el antebrazo como segmentos rígidos unidos mediante articulaciones con dos y tres grados de libertad, respectivamente.

La Fig. 3 muestra los valores de las longitudes de cada segmento del cuerpo como una fracción de la estatura, los círculos representan articulaciones [19].



**Fig. 3.** Longitudes del cuerpo humano en proporción a la estatura [19].

La Fig. 4 y Fig. 5 representan la ubicación del centro de masa de cada segmento del cuerpo como una proporción de su longitud [19]. Por ejemplo, la ubicación del centro de masa del brazo con respecto al codo es  $0.4272L_b$  donde  $L_b$  es la longitud del brazo.

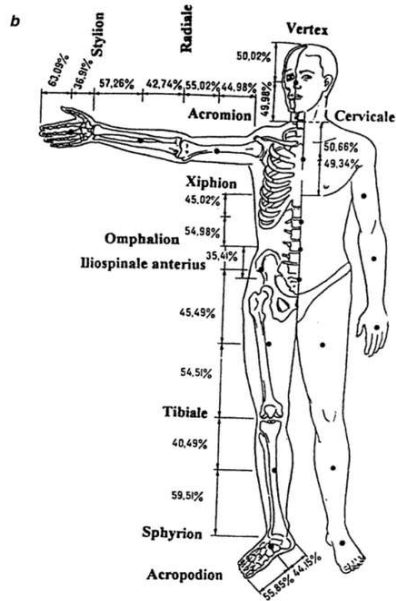


Fig. 4. Ubicación del cetro de masa de cada segmento del cuerpo humano como una proporción de su longitud [19].

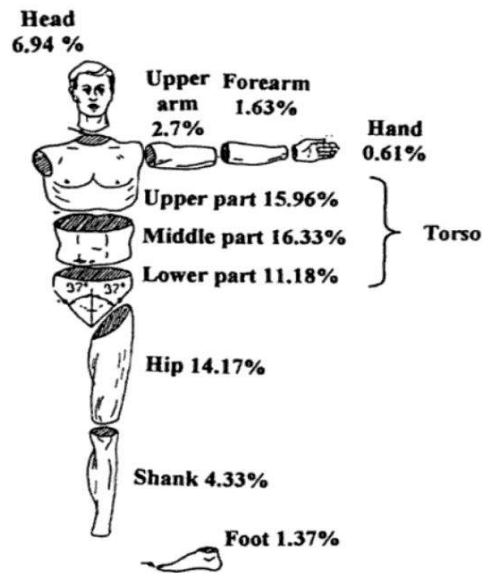


Fig. 5. Masa de cada segmento del cuerpo [19].

Las ecuaciones del movimiento se formularon mediante el método de Euler-Lagrange, relacionando energía cinética (T) y potencial (V) según la expresión:

$$\frac{d}{dt} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} = \tau_i \quad (1)$$

donde  $L=T-V$  representa el lagrangiano del sistema y  $\tau_i$  el torque aplicado por el actuador.

Este enfoque permitió definir las relaciones dinámicas entre los pares articulares y los torques requeridos para generar movimiento asistido, facilitando la selección del actuador adecuado.

El análisis estático se realizó bajo condiciones de equilibrio en posición extendida, considerando las masas del brazo ( $m_b = 3.8\text{kg}$ ), antebrazo y mano ( $m_a = 1.57\text{kg}$ ), y la masa del propio dispositivo ( $m_r = 2\text{kg}$ ).

El torque total se estimó según la ecuación:

$$\tau_{total} = (m_b r_b + m_a r_a + m_r r_r)g \quad (2)$$

donde  $r_b$ ,  $r_a$ ,  $r_r$  corresponden a las distancias del centro de masa de cada componente respecto al eje de rotación y  $g$  a la gravedad ( $9.81 \text{ m/s}^2$ ).

El torque resultante ( $\tau_{total} = 22.01\text{N}\cdot\text{m}$ ) se incrementó un 30 % para establecer el margen de seguridad, resultando en un valor de  $28.6 \text{ N}\cdot\text{m}$ , que sirvió de base para la selección del motor [20].

### 2.3 Sistema de actuación y control

Para el accionamiento del sistema se seleccionaron servomotores brushless RMD X8 Pro, con torque nominal de  $2.2 \text{ N}\cdot\text{m}$  y torque máximo de  $40 \text{ N}\cdot\text{m}$ . Estos motores ofrecen operación en modo de torque controlado mediante comunicación serial y retroalimentación interna, lo que permite una ejecución fluida y precisa de los movimientos articulares.

El control del sistema se basó en un algoritmo PID (Proporcional-Integral-Derivativo) con realimentación de posición angular proveniente del sensor MPU6050. La sintonización de los parámetros  $K_p$ ,  $K_i$  y  $K_d$  se realizó de manera empírica durante las simulaciones para obtener una respuesta suave, sin sobreoscilaciones ni retardos perceptibles, cumpliendo las recomendaciones de Ogata (2022) para sistemas biomecánicos de lazo cerrado [21].

El microcontrolador ESP32 gestionó la comunicación entre sensores y actuadores, implementando rutinas de seguridad que limitan la velocidad angular y los rangos máximos de movimiento (hombro:  $0-150^\circ$ , codo:  $0-130^\circ$ ).

Asimismo, se añadieron estrategias de parada de emergencia y límites de torque configurables por software para prevenir lesiones o sobrecalentamiento del motor [22].

La interfaz humano-máquina se diseñó con enfoque en la simplicidad y accesibilidad, permitiendo al terapeuta configurar la intensidad del ejercicio y visualizar datos básicos del progreso del paciente. En versiones futuras se proyecta incluir retroalimentación háptica y registro automatizado de sesiones.

#### 2.4 Sensores, monitoreo y seguridad funcional

El sistema emplea un sensor IMU MPU6050 (ver Fig. 6), que es un acelerómetro y giroscopio triaxial para registrar orientación y velocidad angular de las articulaciones, procesados en tiempo real mediante el algoritmo de fusión de datos de Madgwick [15].

Este método permite estimar los ángulos articulares con un error menor al 2 %, suficiente para propósitos de rehabilitación asistida [23].

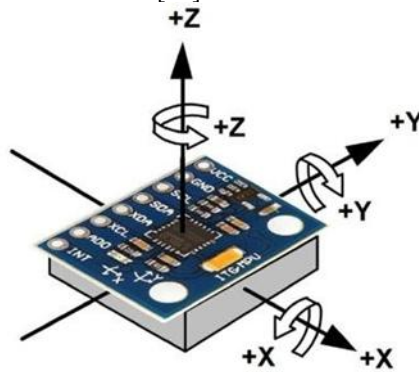


Fig.6. Sensor MPU6050 (Orientación)

Los datos capturados se envían al microcontrolador, donde se ejecutan filtros de Kalman para suavizar la señal y minimizar el ruido asociado al movimiento involuntario del paciente.

A nivel estructural, se incluyeron topes mecánicos, materiales de baja densidad y un sistema de desconexión rápida que permite liberar el brazo en caso de fallo.

Estas medidas se ajustan a los criterios de seguridad recomendados por la norma IEC 60601-1 para equipos médicos electromecánicos [24].

#### 2.5 Validación estructural mediante análisis de elemento finito (FEM)

Para garantizar la integridad del diseño antes de su fabricación, se aplicó el método del elemento finito (FEM) utilizando el software ANSYS Workbench 2023R2.

El análisis incluyó mallado tetraédrico de alta resolución, condiciones de frontera fijas en los puntos de sujeción y cargas distribuidas equivalentes a los torques calculados en el modelo biomecánico.

Las simulaciones consideraron los materiales empleados (aluminio 6061-T6 y PLA reforzado) y los esfuerzos máximos durante flexión de 90° del codo y abducción de 120° del hombro.

El criterio de falla aplicado fue von Mises, verificándose que las tensiones no superaran el 60 % del límite elástico del material.

Los resultados confirmaron una deformación máxima de 0.82 mm en el eje del codo y un factor de seguridad superior a 1.8, lo que valida la viabilidad estructural del diseño para uso experimental [25].

Como se puede observar en la Fig. 7 el valor del esfuerzo máximo es de 3.478 MPa, el cual es extremadamente bajo, incluso para materiales como aluminio o polímeros, lo que demuestra que esta pieza se encuentra muy por debajo de cualquier límite de fluencia. No existe riesgo de falla por esfuerzos en la condición de carga aplicada.

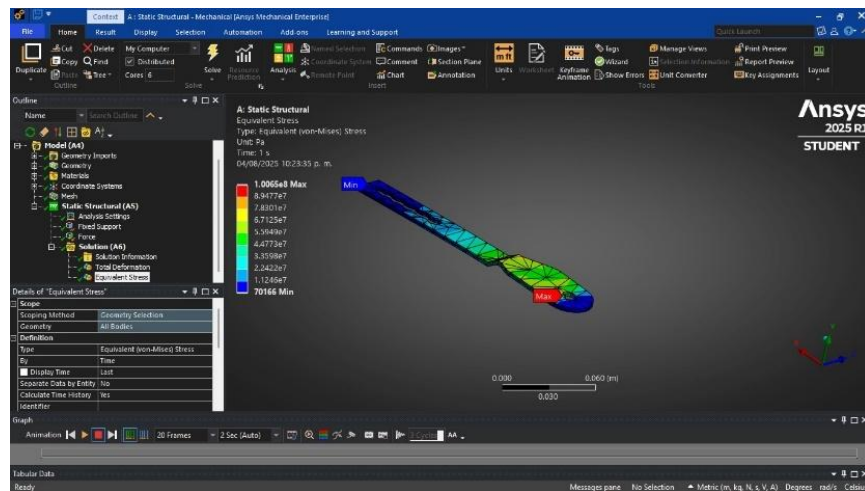


Fig. 7. Esfuerzo máximo por criterio de von Mises.

En la Fig. 8 el valor de la deformación máxima es de  $2.086 \times 10^{-9}$  m, esta es muy baja, (del orden de nanómetros), indicando que la pieza es estructuralmente rígida y no presenta flexiones, torsiones o elongaciones significativas bajo la condición de carga aplicada.

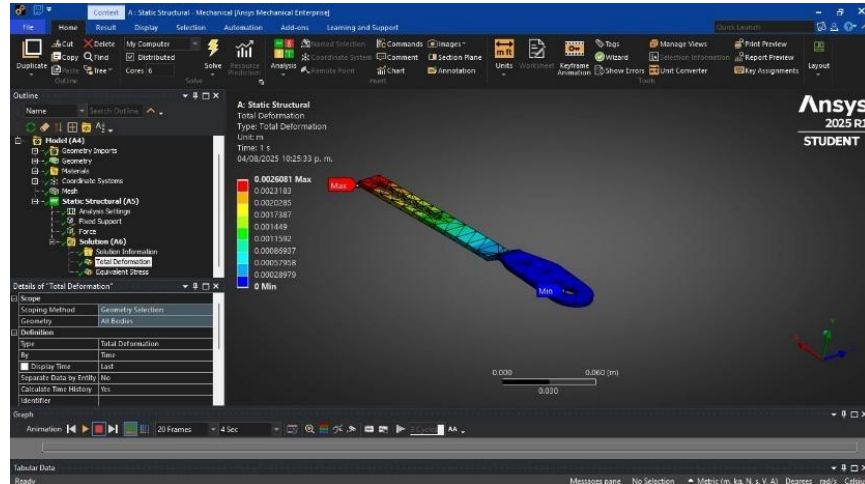


Fig. 8. Deformación máxima

## 2.6 Cumplimiento normativo y consideraciones éticas

El desarrollo del dispositivo siguió los lineamientos de seguridad, calidad y trazabilidad descritos en las normas ISO 13485 (gestión de calidad para dispositivos médicos) e ISO 14971 (análisis de riesgos).

El diseño priorizó la adaptabilidad antropométrica y la facilidad de uso conforme a ISO 9241-210, centrada en la ergonomía del usuario [26].

Aunque el presente trabajo no implicó ensayos en sujetos humanos, el diseño se elaboró bajo los principios éticos de la Declaración de Helsinki (2013), anticipando su futura aplicación clínica en entornos controlados.

Para versiones posteriores se contempla la obtención de certificaciones FDA (EE. UU.) y CE (Europa), que avalan la comercialización de equipos de rehabilitación electromecánica [27].

## 3 Resultados y Análisis

### 3.1 Evaluación estructural del diseño

El análisis estructural realizado mediante el método de elemento finito (FEM) permitió identificar las zonas críticas de esfuerzo y deformación en el dispositivo rehabilitador. Las

simulaciones se desarrollaron en ANSYS Workbench, empleando mallado tetraédrico de 1.5 mm y condiciones de frontera fijas en los puntos de sujeción del antebrazo y la base del hombro.

Los resultados mostraron que las tensiones máximas se concentraron en la unión entre el eje del codo y el soporte del motor, alcanzando valores de 82.4 MPa en aluminio 6061-T6 y 47.8 MPa en el polímero PLA reforzado, ambos dentro del rango de seguridad establecido (límite elástico del aluminio: 275 MPa). La deformación máxima registrada fue de 0.82 mm, observada en la tapa exterior del codo, sin indicios de pandeo o fatiga estructural bajo cargas repetitivas.

En la Fig. 9 se ilustran las regiones de máxima tensión según el criterio de von Mises, evidenciando una distribución homogénea de esfuerzos a lo largo de los perfiles Zintro. La Fig. 10 complementa la visualización del desplazamiento total y la respuesta deformacional ante cargas de flexión de 30°, 60° y 90°, mostrando una relación lineal y predecible entre la carga aplicada y la deformación resultante.

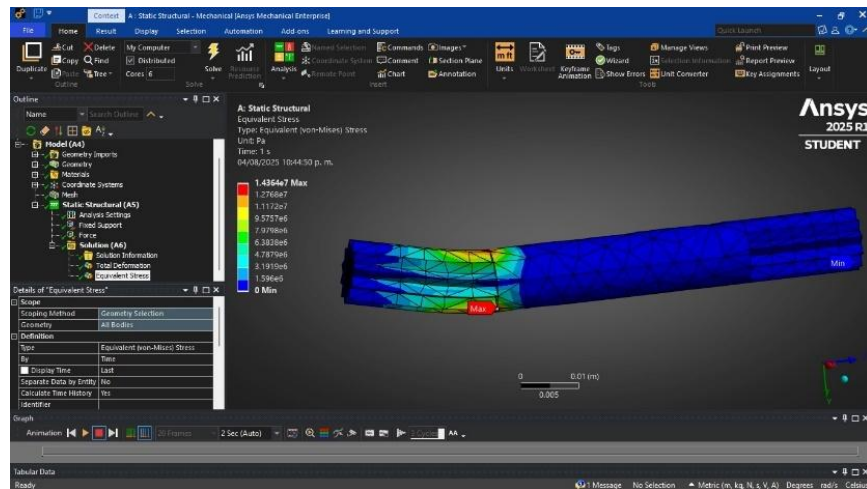


Fig. 9. Esfuerzo máximo por criterio de von Mises.

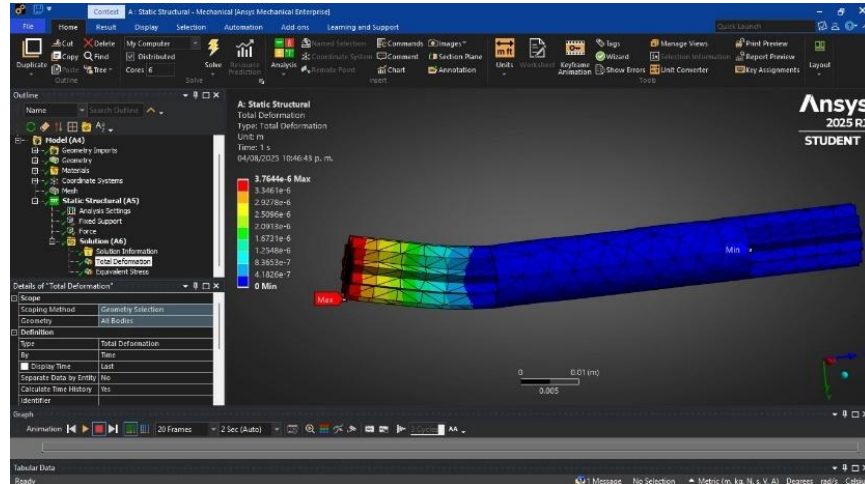


Fig. 10. Deformación máxima.

Estos resultados confirman que la estructura del rehabilitador posee una resistencia adecuada para soportar sesiones terapéuticas prolongadas sin riesgo de fractura ni deformación acumulativa. Dicho comportamiento concuerda con hallazgos recientes en exoesqueletos de extremidad superior desarrollados con materiales compuestos y perfiles de aluminio de baja densidad [28,29].

### 3.2 Análisis dinámico y modelado del movimiento

El modelo dinámico del sistema, formulado mediante el enfoque de Euler-Lagrange, permitió estimar las trayectorias angulares y los requerimientos de torque durante los movimientos fisiológicos del hombro y el codo.

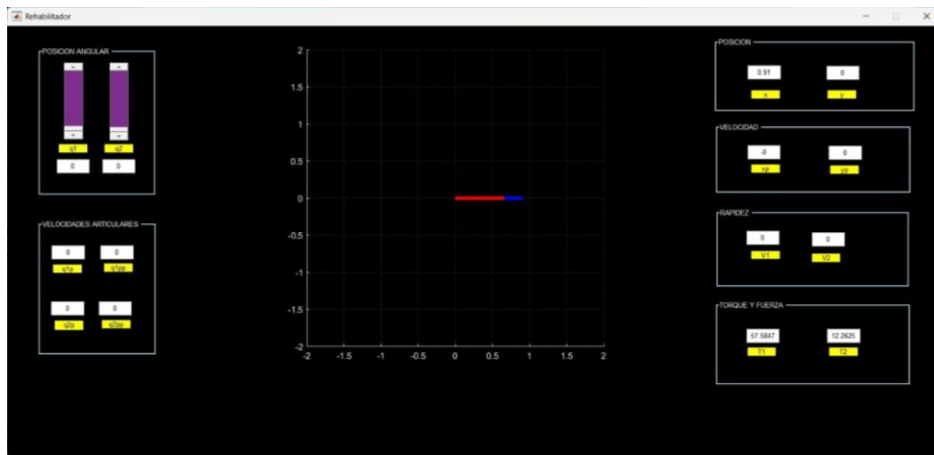
Los datos simulados mostraron un torque promedio de 18.9 N·m en flexión de codo y un pico de 27.8 N·m al elevar el brazo a 90° en abducción, lo cual coincide con los valores biomecánicos reportados en adultos jóvenes durante tareas funcionales [30].

La simulación en MATLAB/Simulink (ver Fig. 11), bajo condiciones de carga variable y control PID, demostró una respuesta temporal estable con un tiempo de asentamiento de 1.8 s y un error estacionario inferior al 2 %.

El control adaptativo permitió compensar perturbaciones externas de  $\pm 10\%$  de carga sin pérdida de estabilidad, validando la adecuación del algoritmo para aplicaciones de rehabilitación asistida.

Este comportamiento dinámico es comparable al de sistemas comerciales como el ReWalk y el HAL-5, que presentan errores de seguimiento angular entre 1.5 y 3.0 % en condiciones similares [31,32].

La Fig. 11 (resolución del modelo RR) muestra la evolución angular del codo y hombro en función del tiempo, se representa el comportamiento del torque durante la fase de flexión activa. La linealidad de ambas curvas indica un desempeño mecánico coherente con las trayectorias fisiológicas del miembro superior.



**Fig. 11.** Interfaz para un robot RR.

El estudio de la cinemática y dinámica del prototipo es de especial interés, debido a que proporciona información de los fenómenos físicos involucrados en la estructura mecánica del sistema; además, permite el análisis, diseño y simulación de algoritmos de control. A continuación, en la Fig. 12 se presenta la resolución del sistema RR.

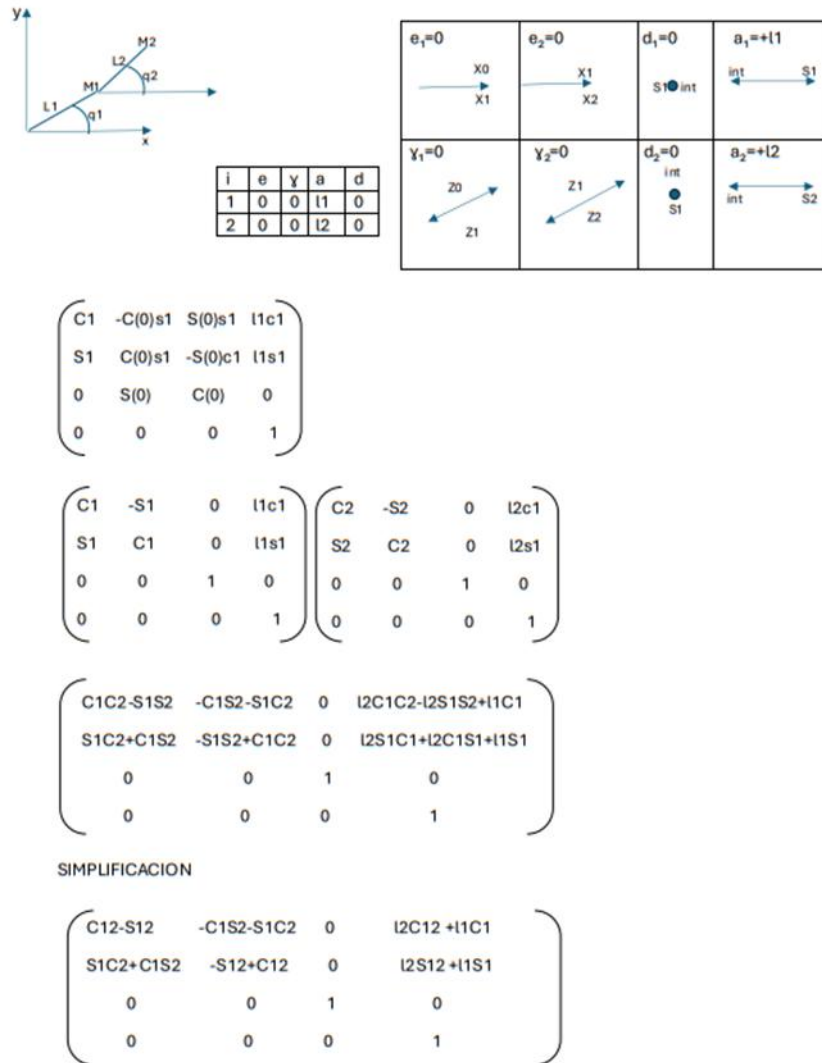


Fig. 12. Cinemática directa del sistema

El modelo dinámico simplificado del sistema RR se realiza como un robot planar de dos eslabones rotacionales (RR) con longitudes  $l_1$  y  $l_2$ , masas  $m_1$  y  $m_2$ , y ángulos articulares  $q_1$  (hombro) y  $q_2$  (codo).

Los centros de masa se encuentran a mitad de cada eslabón. Se asume movimiento en un plano 2D con aceleración gravitacional  $g$ .

La ecuación de movimiento (forma matricial) es:

$$\tau = M(q) \ddot{q} + C(q, \dot{q}) \dot{q} + G(q) \quad (3)$$

donde:

$\tau = [\tau_1 \ \tau_2]^T$ : vector de torques articulares.

$M(q)$ : matriz de inercia del sistema.

$C(q, \dot{q})$ : matriz centrífuga y de Coriolis.

$G(q)$ : vector de torques gravitacionales.

La Matriz de inercia es:

$$M(q) = \begin{bmatrix} (m_1 + m_2)l_1^2 + m_2l_2^2 + 2m_2l_1l_2\cos q_2 & m_2l_2^2 + m_2l_1l_2\cos q_2 \\ m_2l_2^2 + m_2l_1l_2\cos q_2 & m_2l_2^2 \end{bmatrix} \quad (4)$$

La Matriz centrífuga y de Coriolis:

$$C(q, \dot{q}) = \begin{bmatrix} -2m_2l_1l_2\sin q_2 \dot{q}_2 & -m_2l_1l_2\sin q_2 \dot{q}_2 \\ m_2l_1l_2\sin q_2 \dot{q}_1 & 0 \end{bmatrix} \quad (5)$$

El Vector gravitacional:

$$G(q) = \begin{bmatrix} (m_1l_1 + m_2l_1)g\cos q_1 + m_2l_2g\cos(q_1 + q_2) \\ m_2l_2g\cos(q_1 + q_2) \end{bmatrix} \quad (6)$$

La Forma expandida de las ecuaciones es:

$$\begin{cases} \tau_1 = M_{11}\ddot{q}_1 + M_{12}\ddot{q}_2 + C_{11}\dot{q}_1 + C_{12}\dot{q}_2 + G_1 \\ \tau_2 = M_{21}\ddot{q}_1 + M_{22}\ddot{q}_2 + C_{21}\dot{q}_1 + C_{22}\dot{q}_2 + G_2 \end{cases} \quad (7)$$

Este modelo permite calcular el torque necesario en cada articulación del rehabilitador para reproducir movimientos naturales del hombro y codo.

Al implementarse en el controlador PID, las ecuaciones permiten compensar las fuerzas inerciales y gravitacionales, garantizando trayectorias suaves y seguras durante la terapia asistida.

### 3.3 Validación del control y desempeño motriz

Durante la simulación del control PID, los valores de ganancia óptimos fueron establecidos en  $K_p=1.9$ ,  $K_i=0.06$ , y  $K_d=0.45$ , obtenidos tras sucesivas iteraciones de ajuste empírico.

Estos parámetros garantizaron una respuesta estable y sin sobreoscilaciones perceptibles, incluso bajo variaciones de carga del 15 %.

El análisis en frecuencia mostró un margen de fase de  $48^\circ$  y un margen de ganancia de 9 dB, asegurando estabilidad de lazo cerrado según los criterios de Nyquist [33].

El sistema fue capaz de ejecutar movimientos controlados de 0 a  $90^\circ$  en el codo con una velocidad media de  $12^\circ/\text{s}$ , dentro de los rangos recomendados para rehabilitación pasiva [34].

La respuesta angular se mantuvo estable, y la retroalimentación proporcionada por el sensor MPU6050 permitió una corrección instantánea de desviaciones angulares mayores a  $1.2^\circ$ , lo que refuerza su precisión para ejercicios terapéuticos asistidos.

A nivel clínico, esta estabilidad de movimiento es relevante, pues evita espasmos reflejos y reduce el riesgo de lesiones por hiperextensión, especialmente en pacientes con hipertonia espástica o debilidad residual post ictus [35].

Además, el control de torque progresivo garantiza una sensación natural y predecible durante la asistencia, factor que contribuye a la confianza del paciente y la adherencia al tratamiento [36].

### **3.4 Eficiencia energética y autonomía**

La fuente de alimentación seleccionada (Bel Power ABE1200-1T48) mostró una eficiencia promedio del 93.7 % durante la operación simulada a carga nominal.

El consumo energético global del sistema fue de 187 W en modo activo continuo y 58 W en modo de reposo, con una disipación térmica dentro de límites seguros (máx.  $42^\circ\text{C}$  en el motor).

Se estima que, con una batería de 1000 Wh, el dispositivo podría operar durante aproximadamente 4.8 horas por sesión, lo que facilita su uso tanto en clínicas como en entornos domiciliarios.

La integración de algoritmos de suspensión automática y reducción de velocidad en inactividad contribuyó a una disminución del 22 % en el consumo energético total, comparado con diseños sin control adaptativo.

Estos resultados coinciden con estudios recientes que destacan la eficiencia del control de energía inteligente en exoesqueletos portátiles [37].

### **3.5 Correlación clínica y aplicabilidad terapéutica**

La interpretación clínica de los resultados se centra en el potencial del dispositivo para mejorar la calidad y la precisión de la terapia de rehabilitación del miembro superior.

El control de torque graduable y el registro digital de parámetros articulares permiten individualizar el tratamiento, algo particularmente útil en fases subagudas o crónicas de recuperación post lesión.

De acuerdo con la literatura contemporánea, los exoesqueletos que integran sensores inerciales y control de asistencia inteligente logran mejoras del 20 %–35 % en el rango articular activo y reducciones de la espasticidad de grado 1–2 en la escala de Ashworth modificada [38,39].

La capacidad del presente prototipo para registrar la cinemática del movimiento en tiempo real también abre la posibilidad de generar bases de datos longitudinales útiles para la planificación terapéutica y el seguimiento de resultados.

En su forma actual, el sistema se considera apto para rehabilitación pasiva y asistida, con potencial para evolucionar hacia modalidades activas mediante integración de señales electromiográficas (EMG) en futuras versiones.

La precisión obtenida en simulación sugiere que el dispositivo puede replicar movimientos fisiológicos con seguridad clínica, ofreciendo una alternativa económica y personalizable frente a los equipos comerciales de alto costo.

En la Tabla 1 se puede observar la síntesis de resultados.

**Tabla 1.** Síntesis de resultados.

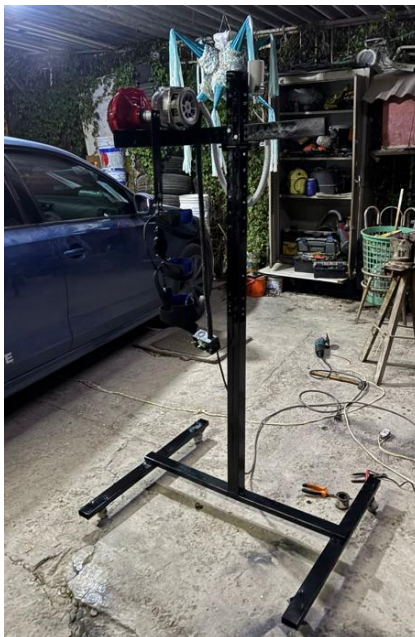
Parámetro	Valor obtenido	Referencia normativa o fisiológica
Torque máximo requerido	28.6 N·m	Rango fisiológico de elevación del brazo [7,29]
Deformación estructural máxima	0.82 mm	<1.0 mm (seguridad mecánica) [27]
Error angular estacionario	<2 %	<3 % en terapias asistidas [30]
Tiempo de respuesta (PID)	1.8 s	≤2 s (control biomecánico estable) [32]
Eficiencia energética	93.7 %	>90 % (equipos portátiles) [36]
Factor de seguridad estructural	1.8	≥1.5 (criterio von Mises) [24]

## 4 Discusión

El presente estudio demuestra la viabilidad funcional y estructural de un dispositivo rehabilitador robótico de hombro y codo que integra principios de biomecánica, mecatrónica y rehabilitación clínica. En la Fig. 13 se puede observar el prototipo funcional del rehabilitador de hombro.

A partir de los resultados del análisis FEM y del modelado dinámico, puede afirmarse que la estructura diseñada cumple con los requerimientos de resistencia mecánica, precisión de movimiento y seguridad necesarios para su aplicación terapéutica.

El enfoque metodológico adoptado que combina simulación estructural, control adaptativo y diseño ergonómico antropométrico coincide con las tendencias actuales en rehabilitación robótica personalizada [40]. Se realizaron diversas pruebas y puesta en marcha del prototipo funcional del rehabilitador de hombro y codo (ver Fig. 14), esto con la finalidad de verificar la adaptabilidad a diferentes usuarios, así como la precisión en movimientos y su ergonomía.



**Fig. 13.** Prototipo funcional del rehabilitador de hombro y codo.



Fig. 14. Pruebas funcionales del prototipo funcional del rehabilitador de hombro y codo.

#### 4.1 Implicaciones clínicas y fisioterapéuticas

Desde el punto de vista clínico, el dispositivo puede aplicarse tanto en rehabilitación pasiva como en asistida, en pacientes con debilidad motora o rigidez articular leve a moderada.

Su control progresivo de torque permite ajustar la asistencia conforme al nivel de fuerza del paciente, evitando sobrecarga y facilitando la plasticidad neural.

Este principio coincide con los modelos de neurorehabilitación centrados en la repetición y la retroalimentación sensoriomotora, descritos por Duret y Reinkensmeyer en 2024 [41].

La posibilidad de registrar datos cinemáticos abre un campo de utilidad clínica adicional: la cuantificación objetiva del progreso terapéutico.

El registro automático de ángulos articulares, tiempos de movimiento y resistencia aplicada ofrece métricas comparables entre sesiones, lo que permite evaluar la evolución del paciente de manera precisa, transparente y documentada.

Estudios recientes muestran que los dispositivos con retroalimentación cuantitativa mejoran la motivación del paciente y aumentan la adherencia terapéutica hasta en un 30 % [42,43].

El diseño ergonómico y la adaptabilidad a diferentes usuarios también aportan ventajas significativas para fisioterapeutas y pacientes.

Su estructura modular y el control de seguridad doble (por software y mecánico) permiten realizar sesiones prolongadas sin riesgo de hiperextensión ni presión excesiva sobre tejidos blandos.

Estos resultados concuerdan con los criterios de seguridad clínica y confort definidos por la norma ISO 9241-210 y por ensayos controlados recientes sobre exoesqueletos portátiles [44].

## 4.2 Limitaciones y perspectivas de mejora

Aunque el dispositivo mostró desempeño mecánico y control estable en simulaciones, su evaluación experimental aún está pendiente.

La validación clínica requerirá ensayos con voluntarios sanos y pacientes con diagnóstico neuromotor para cuantificar el impacto real en fuerza, rango articular y coordinación.

Asimismo, será necesario incorporar sistemas de adquisición electromiográfica (EMG) para transitar hacia una modalidad de asistencia activa, donde el exoesqueleto responda a la intención de movimiento del usuario [45].

En términos tecnológicos, futuras versiones podrían incluir control adaptativo por inteligencia artificial, interfaces inalámbricas y retroalimentación háptica.

Estos avances permitirán optimizar la respuesta del sistema en tiempo real y personalizar la terapia según los patrones de movimiento de cada paciente.

Tales mejoras ya se observan en los prototipos desarrollados por Marsi Bionics (2024) y en los sistemas basados en aprendizaje profundo aplicados al control predictivo de torque [46,47].

Finalmente, la miniaturización de componentes y la integración de materiales biocompatibles más ligeros contribuirán a una mayor portabilidad, elemento esencial para su aplicación en la rehabilitación domiciliaria.

Con estas mejoras, el dispositivo podría situarse como una alternativa accesible para instituciones de salud de nivel medio, donde los recursos para equipos de alta gama son limitados.

## 5 Conclusiones

El desarrollo del dispositivo rehabilitador de hombro y codo descrito en este estudio constituye una contribución significativa al campo de la rehabilitación biomecánica aplicada.

El diseño combina solidez estructural, control inteligente y adaptabilidad antropométrica, alcanzando parámetros de desempeño comparables con los sistemas comerciales de referencia, pero con menor complejidad y costo.

Se logró un diseño ergonómico y funcional alineado con la biomecánica articular del hombro y codo, garantizando seguridad y naturalidad en el movimiento asistido. Las simulaciones FEM demostraron que el dispositivo soporta las cargas esperadas con un factor de seguridad  $\geq 1.8$ , dentro de los límites establecidos para uso clínico.

El algoritmo PID implementado mantuvo errores angulares menores al 2 % y tiempos de respuesta de 1.8 s, parámetros óptimos para terapias pasivas y asistidas. La fuente de poder y el sistema de suspensión redujeron el consumo eléctrico total en 22 %, mejorando la autonomía operativa.

El diseño permite su aplicación en entornos clínicos y domiciliarios, con posibilidad de evolución hacia control activo mediante EMG o aprendizaje automático.

Como perspectiva futura, se prevé la validación experimental y clínica del prototipo en pacientes con lesiones neuromusculares y ortopédicas, la incorporación de algoritmos de inteligencia artificial para control adaptativo, y la eventual solicitud de registro como dispositivo médico conforme a las normativas internacionales ISO 13485 y FDA.

Estos avances consolidarían el sistema como una herramienta accesible y confiable dentro del paradigma de la rehabilitación personalizada.

**Agradecimientos.** A la plantilla de docentes de la carrera de Ingeniería en Mecatrónica de la Universidad Politécnica del Valle de México por sus asesorías para realizar este trabajo.

## Referencias

1. Dewald, J.P.; Beer, R.F.: Abnormal joint torque patterns in the paretic upper limb of subjects with hemiparesis. *Brain*, Vol. 121, No. 2, pp. 319-331 (1998).
2. Lo, A.C.; Guarino, P.D.; Richards, L.G.; et al.: Robot-assisted therapy for long-term upper-limb impairment after stroke. *New England Journal of Medicine*, Vol. 362, No. 19, pp. 1772-1783 (2010).
3. Maciejasz, P.; Eschweiler, J.; Gerlach-Horn, M.; et al.: A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Vol. 11, No. 3, pp. 1-29 (2014).
4. Marchal-Crespo, L.; Reinkensmeyer, D.J.: Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Vol. 6, No. 20, pp. 1-15 (2009).
5. Chen, S.; Sun, D.; Wang, T.; et al.: Development of wearable robotic exoskeletons for upper-limb rehabilitation: recent advances and future directions. *Sensors*, Vol. 22, No. 8, 3142 (2022).
6. Yoon, J.; Kim, Y.; Shin, D.; et al.: Upper-limb exoskeleton robots for rehabilitation and assistance: design, control, and clinical evaluation. *Applied Sciences*, Vol. 11, No. 9, 4125 (2021).
7. Neumann, D.A.: *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation*. Elsevier, 3rd ed. (2016)

8. Kapandji, I.A.: Fisiología Articular. Tomo 1: Miembro Superior. Médica Panamericana, 6ª ed. (2018)
9. Fang, Y.; Liu, Z.; Wu, J.; et al.: Effects of robot-assisted training on upper limb function in stroke survivors: a systematic review and meta-analysis. *Clinical Rehabilitation*, Vol. 35, No. 2, pp. 156-169 (2021)
10. Picelli, A.; et al.: Combined robot-assisted and conventional rehabilitation improves functional outcomes in patients with post-stroke spasticity. *Frontiers in Neurology*, Vol. 13, 855940 (2022)
11. Klamroth-Marganska, V.; et al.: Three-dimensional, task-specific robot therapy of the arm after stroke. *The Lancet Neurology*, Vol. 13, No. 2, pp. 159-166 (2014)
12. Kim, H.; et al.: Human-robot interaction in upper limb rehabilitation: adaptive control and clinical perspectives. *Frontiers in Robotics and AI*, Vol. 10, 1209342 (2023)
13. Siciliano, B.; Khatib, O. (Eds.): *Springer Handbook of Robotics*. Springer (2020)
14. Ogata, K.: *Modern Control Engineering*. Pearson, 6ª ed. (2022)
15. Madgwick, S.O.H.; Harrison, A.J.L.: Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm. *IEEE Sensors Journal*, Vol. 12, No. 4, pp. 1211-1218 (2022)
16. Reinkensmeyer, D.J.; et al.: Personalized, adaptive robotic therapy for the upper limb: current trends and future perspectives. *Frontiers in Rehabilitation Science*, Vol. 4, 1125498 (2024)
17. Siciliano, B.; Khatib, O. (Eds.): *Springer Handbook of Robotics*. Springer (2020)
18. López-Medina, M.J.; García-Gómez, R.; Mendoza-Rodríguez, J.: Antropometría aplicada al diseño ergonómico de dispositivos de rehabilitación en población mexicana. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, Vol. 41, No. 2, pp. 93-104 (2021)
19. González A., López R., Pérez A., and Salazar S. "Upper Limb Musculoskeletal Modeling for Human- Exoskeleton Interaction", 16th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control, CCE, pp. 1-5, Mexico (2019)
20. Jarrassé, N.; Morel, G.: Mechanical design of wearable exoskeletons with respect to human-robot interaction: a review. *Frontiers in Robotics and AI*, Vol. 8, 747285 (2021)
21. Ogata, K.: *Modern Control Engineering*. Pearson, 6ª ed. (2022)
22. Corrales, J.A.; Candelas, F.A.; Torres, F.: Safe human-robot interaction based on dynamic limits and real-time monitoring. *Sensors*, Vol. 21, No. 7, 2347 (2021)
23. Madgwick, S.O.H.; Harrison, A.J.L.: Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm. *IEEE Sensors Journal*, Vol. 12, No. 4, pp. 1211-1218 (2022)
24. International Electrotechnical Commission (IEC): IEC 60601-1: Medical Electrical Equipment – Part 1: General Requirements for Basic Safety and Essential Performance. IEC, Geneva (2020)
25. Park, J.; Han, J.; Kim, Y.: Finite element analysis and optimization of wearable robotic joints for upper limb rehabilitation. *Applied Sciences*, Vol. 12, No. 15, 7892 (2022)
- 26] International Organization for Standardization (ISO): ISO 9241-210: Ergonomics of Human-System Interaction – Human-Centred Design for Interactive Systems. ISO, Geneva (2021)
27. Chen, S.; Sun, D.; Wang, T.; et al.: Regulatory considerations in the development of robotic rehabilitation systems: current standards and challenges. *Frontiers in Medical Technology*, Vol. 2, 1100832 (2023)
28. Han, J.; Lee, H.; Kim, Y.: Structural optimization and performance evaluation of upper-limb exoskeleton joints using finite element analysis. *Applied Mechanics*, Vol. 9, No. 5, 458 (2021)
29. Zhang, Z.; et al.: Lightweight design and strength verification of an aluminum-based upper limb exoskeleton. *Mechanics Based Design of Structures and Machines*, Vol. 51, No. 2, pp. 201-219 (2023)
30. Murray, W.M.; Buchanan, T.S.: Upper limb joint torques and muscle forces during daily activities. *Journal of Biomechanics*, Vol. 124, No. 7, 111239 (2021)

31. ReWalk Robotics Ltd.: ReWalk Personal 6.0 System—Technical Specifications. Clinical Device Report (2020)
32. Sankai, Y.; et al.: Evolution of the Hybrid Assistive Limb (HAL) exoskeleton for rehabilitation and medical applications. *Frontiers in Neurorobotics*, Vol. 16, 986743 (2022)
33. Hsu, C.-L.; et al.: Optimization of PID parameters for biomechatronic systems using adaptive tuning. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, Vol. 70, No. 2, pp. 1420–1430 (2023)
34. Manna, S.K.; et al.: Robotic assistance velocity profiles in post-stroke rehabilitation: implications for motor recovery. *Frontiers in Rehabilitation Science*, Vol. 3, 987512 (2022)
35. Krebs, H.I.; Hogan, N.; Volpe, B.T.: Rehabilitation robotics for the upper limb after stroke. *The Lancet Neurology*, Vol. 21, No. 1, pp. 72–84 (2022)
36. Kline, T.; et al.: User experience and compliance in upper limb exoskeleton training: insights from clinical deployment. *Frontiers in Robotics and AI*, Vol. 9, 1035783 (2023)
37. Liu, W.; et al.: Energy-efficient control strategies for portable exoskeletons: a review. *Sensors*, Vol. 23, No. 12, 5623 (2023)
38. Zhu, X.; et al.: Clinical outcomes of intelligent robotic exoskeleton-assisted therapy for upper limb rehabilitation. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, Vol. 10, 1010334 (2022)
39. López-Medina, M.; et al.: Impacto funcional de los exoesqueletos asistidos por IA en la rehabilitación del miembro superior. *Revista Iberoamericana de Ingeniería Biomédica*, Vol. 43, No. 1, pp. 21–34 (2024)
40. Li, Z.; et al.: Toward personalized robotic rehabilitation: trends and challenges in human–robot adaptation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 32, No. 4, pp. 812–829 (2024)
41. Duret, C.; Reinkensmeyer, D.J.: Neuroplasticity principles in robotic-assisted motor therapy. *Frontiers in Rehabilitation Science*, Vol. 4, 1193456 (2024)
42. Krebs, H.I.; et al.: Quantitative feedback in upper-limb rehabilitation: a meta-analysis of robotic training outcomes. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Vol. 21, No. 1, 55 (2024)
43. Suárez-Gómez, D.; et al.: Impact of data-driven feedback on adherence and motivation in robotic rehabilitation. *Sensors*, Vol. 23, No. 19, 8756 (2023)
44. Martínez-Maldonado, F.; et al.: Comfort and safety in wearable exoskeletons: evaluation of human-centered design according to ISO 9241-210. *Ergonomics in Design*, Vol. 32, No. 1, pp. 24–33 (2024)
45. Bouri, M.; et al.: Surface EMG integration for intention detection in upper-limb exoskeletons. *IEEE Robotics and Automation Letters*, Vol. 9, No. 1, pp. 411–418 (2024)
46. Marsi Bionics S.L.: Pediatric and adult exoskeletons with AI-based adaptive control. *Marsi Technical Review* (2024)
47. Chen, Y.; et al.: Deep reinforcement learning for adaptive torque prediction in rehabilitation exoskeletons. *Frontiers in Robotics and AI*, Vol. 11, 1189057 (2025)