

Diseño y simulación de exoesqueletos activos de miembro inferior para rehabilitación motriz pediátrica: Revisión de enfoques, tecnologías y desafíos

Daniela Guadalupe de Luna Figueroa¹ y Jorge Corona Castuera²

¹ Posgrado CIATEQ, A.C. Centro de Tecnología Avanzada, Circuito Aguascalientes Norte 135, 20358 San Francisco de los Romos, Aguascalientes, México.

² CIATEQ, A.C. Centro de Tecnología Avanzada, Av. Manantiales No. 20, Parque Industrial Bernardo Quintana, El Marqués, Qro. C.P. 76246. *email: jcorona@ciateq.mx

Resumen

La discapacidad motriz en la población pediátrica representa un desafío clínico y tecnológico global. Según estimaciones de la Organización Mundial de la Salud, aproximadamente 95 millones de niños menores de 14 años viven con algún tipo de discapacidad, de los cuales 13 millones presentan discapacidad grave. En México, el INEGI reporta más de 503 000 infantes entre 0 a 4 años con limitación funcional, cifra que evidencia la urgente necesidad de soluciones tecnológicas asequibles y específicamente diseñadas para la anatomía infantil. En este contexto, los exoesqueletos activos de miembro inferior emergen como herramientas terapéuticas y asistivas con alto potencial para complementar y optimizar los procesos de rehabilitación convencional. La presente revisión sistematiza la literatura científica disponible sobre diseño, tecnologías de actuación, metodologías de simulación y desafíos clínicos-técnicos-éticos en exoesqueletos activos pediátricos de miembro inferior. Se analizaron trabajos publicados en Scopus, Web of Science, IEEE Xplore, SciELO, PubMed y Google Scholar, así como registros de patentes y catálogos de fabricantes comerciales, complementados con datos cualitativos obtenidos de un diagnóstico institucional en un centro de rehabilitación del estado de Aguascalientes, México. Los hallazgos indican que, si bien existen dispositivos comerciales con resultados prometedores —como el ATLAS 2030, TREXO Home y el módulo pediátrico Lokomat—, la brecha entre el estado del arte comercial y las necesidades clínicas de los sistemas de salud pública en México y, de forma más amplia, en América Latina sigue siendo amplia; el diagnóstico institucional realizado en el CRIS de Aguascalientes se emplea como caso ilustrativo de esta brecha a nivel regional. Se identificaron como áreas críticas la adaptabilidad antropométrica, la validación clínica longitudinal y la reducción de costos mediante manufactura. Se concluye que la integración temprana de herramientas de simulación biomecánica y multibody, junto con ensayos clínicos pediátricos controlados, es esencial para acelerar la transferencia tecnológica de estos dispositivos.

Palabras clave— desafíos clínicos, diseño robótico, exoesqueleto activo, miembro inferior, rehabilitación pediátrica, simulación biomecánica.

Design and simulation of active lower-limb exoskeletons for pediatric motor rehabilitation: A review of approaches, technologies, and challenges.

Abstract

Motor disabilities in the pediatric population represent a global clinical and technological challenge. According to estimates from the World Health Organization, approximately 95 million children under the age of 14 live with some form of disability, of whom 13 million have severe disabilities. In Mexico, INEGI reports more than 503,000 children between the ages of 0 and 4 with functional limitations, a figure that highlights the urgent need for affordable technological solutions specifically designed for children's anatomy. In this context, active lower-limb exoskeletons are emerging as therapeutic and assistive tools with high potential to complement and optimize conventional rehabilitation processes. This review systematizes the available scientific literature on design, actuation technologies, simulation methodologies, and clinical, technical, and ethical challenges related to active pediatric lower-limb exoskeletons. We analyzed studies published in Scopus, Web of Science, IEEE Xplore, SciELO, PubMed, and Google Scholar, as well as patent registries and commercial manufacturers' catalogs, supplemented with qualitative data obtained from an institutional assessment at a rehabilitation center in the state of Aguascalientes, Mexico. The findings indicate that, while there are commercial devices with promising results—such as the ATLAS 2030, TREXO Home, and the Lokomat pediatric module—the gap between the commercial state of the art and the clinical needs of public health systems in Mexico and, more broadly, in Latin America remains wide; the institutional assessment conducted at the CRIS in Aguascalientes is used as an illustrative example of this gap at the regional level. Anthropometric adaptability, longitudinal clinical validation, and cost reduction through manufacturing were identified as critical areas. It is concluded that the early integration of biomechanical and multibody simulation tools, together with controlled pediatric clinical trials, is essential for accelerating the technology transfer of these devices.

Keywords— clinical challenges, robotic design, active exoskeleton, lower limb, pediatric rehabilitation, biomechanical simulation.

Recibido: 30 de abril de 2026

Aceptado: 27 de agosto de 2026

Disponible en línea: 1 de septiembre de 2026

Publicado: 3 de noviembre de 2026

I. INTRODUCCIÓN

La robótica médica ha experimentado un crecimiento exponencial en las últimas dos décadas, expandiéndose desde entornos de manufactura industrial hasta aplicaciones clínicas de alto impacto. Los exoesqueletos —estructuras mecatrónicas portables que se acoplan al cuerpo del paciente para asistir, aumentar o rehabilitar el movimiento— captan la atención tanto de la comunidad científica como de los sistemas de salud a nivel mundial [1], [2]. Sin embargo, la mayor parte del desarrollo tecnológico ha estado orientado a la población adulta, dejando un vacío significativo de dispositivos específicamente diseñados para la anatomía, la fisiología y las necesidades terapéuticas de los niños [3], [4].

La discapacidad motriz infantil abarca un espectro amplio de condiciones, entre las que destacan la parálisis cerebral (PC), la atrofia muscular espinal (AME), la distrofia muscular de Duchenne (DMD), la espina bífida y las secuelas de accidentes cerebrovasculares neonatales [5], [6]. Estas patologías afectan directamente la capacidad del niño para realizar actividades diarias como caminar, mantener posturas funcionales, con consecuencias profundas en su desarrollo cognitivo, social y emocional [7]. La rehabilitación convencional, basada en fisioterapia manual, presenta limitaciones inherentes relacionadas con la intensidad de las sesiones, la consistencia del tratamiento y la capacidad de cuantificar objetivamente el progreso terapéutico [8].

Los exoesqueletos activos para miembro inferior (Fig. 1) como el dispositivo de la Fig. 2 emergen como una herramienta complementaria y en algunos casos, una alternativa capaz de proporcionar asistencia de movimiento reducible, cuantificable y adaptable a las necesidades individuales del paciente pediátrico [9].

Dispositivos como el que se muestra en la Fig. 3 ATLAS 2030, desarrollado por Marsi Bionics en España, o el TREXO Home de Trexo Robotics desarrollado en Canadá (véase Fig. 4), han demostrado resultados prometedores en la mejora de parámetros de la marcha, el rango articular y la espasticidad en niños con PC y AME [10], [11].

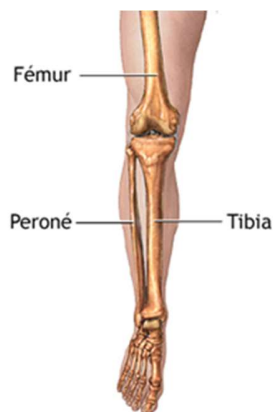


Fig. 1. Anatomía de miembro inferior



Fig. 2. Sistema de rehabilitación de marcha Lokomat (Hocoma AG, SUIZA)



Fig. 3. ATLAS 2030 de Marsi Bionics

No obstante, el alto costo de estos dispositivos —que puede superar los 100 000 USD en algunas plataformas—, junto con la ausencia de opciones específicamente diseñadas para la anatomía infantil en contextos de recursos limitados, representa una barrera considerable para su adopción generalizada, especialmente en países de América Latina.



Fig. 4. Dispositivo TREXO Home (Trexo Robotics)

Un diagnóstico realizado en el Centro de Rehabilitación e Integración Social (CRIS) de Aguascalientes, México, evidenció que, de los 55 pacientes atendidos en el área de pediatría, solo se disponía de dos equipos de apoyo para fisioterapia de miembros inferiores, uno de los cuales no se

encontraba operativo por falta de aditamentos. El 9 % de los pacientes presentaban ausencia total de autonomía motriz, requiriendo soporte físico constante del fisioterapeuta durante sesiones de 30 minutos [12]. Esta realidad local refleja una problemática global: la brecha entre el avance científico en robótica de rehabilitación pediátrica y el acceso efectivo a estas tecnologías en los sistemas de salud públicos.

El objetivo de la presente revisión es sintetizar de forma sistemática los enfoques de diseño, las tecnologías de actuación y control, las metodologías de simulación biomecánica y los desafíos clínicos, técnicos y éticos reportados en la literatura científica sobre exoesqueletos activos de miembro inferior para población pediátrica.

II. METODOLOGÍA DE LA REVISIÓN

A. Protocolo de Búsqueda y Fuentes de Datos

La búsqueda bibliográfica se realizó en las bases de datos de Scopus, Web of Science, IEEE Xplore, PubMed, SciELO y Google Scholar, abarcando el periodo comprendido entre 2005 y 2026. El año 2005 se seleccionó como límite inferior por coincidir con la publicación de los primeros estudios sobre el uso clínico de sistemas robóticos de entrenamiento de marcha con soporte (Lokomat) en poblaciones que incluían pacientes pediátricos, así como la consolidación de la terminología actual del campo (“exoesqueleto”, “wearable robot”, “powered orthosis”) en la literatura indexada; publicaciones previas a esta fecha corresponden mayoritariamente a dispositivos ortésicos pasivos o a robots de rehabilitación no portables, conceptualmente distintos del objeto de esta revisión. Dado que la terminología del campo ha evolucionado durante las dos décadas cubiertas, la estrategia de búsqueda combinó términos históricos (“active orthosis”, “powered orthosis”) con términos contemporáneos (“wearable robots”, “exoskeleton”) para capturar la evolución conceptual del área. Se emplearon los siguientes términos de búsqueda en inglés y español, combinados mediante operadores booleanos: “pediatric exoskeleton”, “lower limb exoskeleton children”, “wearable robot rehabilitation children”, “active orthosis pediatric”, “exoesqueleto pediátrico miembro inferior”, “exoskeleton gait training cerebral palsy”, “spinal muscular atrophy exoskeleton”, “robotic rehabilitation pediatric”, “biomechanical simulation pediatric gait”. Se realizaron búsquedas adicionales en registros de patentes (USPTO, Espacenet) y en catálogos de fabricantes comerciales.

B. Criterios de Inclusión y Exclusión

Se incluyeron estudios que reportaran el diseño, prototipado, simulación o evaluación clínica de exoesqueletos o robots portables de miembro inferior en población pediátrica (0-18 años), estudios de análisis biomecánico de la marcha infantil con relevancia para el diseño robótico, y revisiones sistemáticas o de alcance previas sobre robótica de rehabilitación pediátrica.

Se excluyeron estudios limitados a miembro superior, trabajos con población adulta sin referencia explícita a escalabilidad pediátrica y publicaciones sin revisión por pares (excepto en casos de prototipos de alta relevancia técnica reportados en conferencias IEEE).

C. Proceso de Selección

El proceso de selección se desarrolló en cuatro etapas (Fig. 5). Primero, se identificaron inicialmente 1 247 registros en la búsqueda inicial. Segundo, se eliminaron 315 registros duplicados, quedando 932 registros únicos. Tercero, se aplicaron los criterios de inclusión y exclusión sobre título y resumen, lo que descartó 600 registros y dejó 332 trabajos para evaluación a texto completo. Cuarto, tras lectura a texto completo se excluyeron 262 trabajos adicionales por no cumplir los criterios de inclusión, resultando en las 70 referencias primarias utilizadas en la síntesis cualitativa de esta revisión. La Fig. 4 desglosa las razones de exclusión aplicadas en la etapa de evaluación a texto completo (n=262):

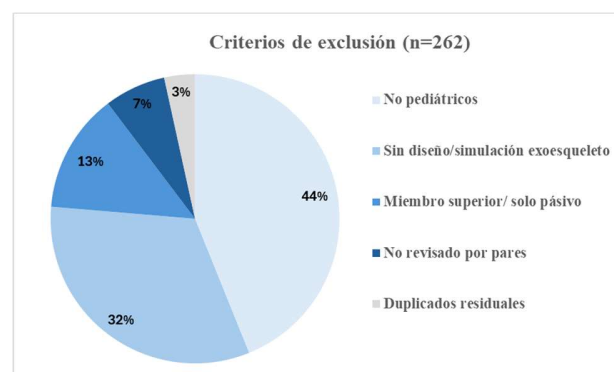


Fig. 5. Distribución de los 262 trabajos excluidos en la evaluación a texto completo, por criterio de exclusión aplicado

Finalmente, 70 referencias primarias fueron seleccionadas para la síntesis cualitativa de esta revisión, incluyendo 40 artículos de investigación original, 12 revisiones sistemáticas, descripciones de prototipos en conferencias, 10 prototipos con al menos una fase de prueba experimental, 4 estudios de caso clínico y 4 registros de patentes o informes técnicos. Estas 70 referencias constituyen el corpus objeto de síntesis del estado del arte y son citadas en las secciones de resultados (Enfoques de diseño, Tecnologías empleadas, Simulación y validación numérica, y Desafíos clínicos, técnicos y éticos). El listado final de Referencias incluye, además, un conjunto adicional de fuentes de apoyo (normas técnicas ISO, definiciones clínicas de referencia, informes institucionales y estadísticas oficiales de organismos como la OMS e INEGI) que contextualizan la introducción y la discusión, pero que no forman parte del corpus sistemático de 70 trabajos evaluados mediante los criterios de inclusión y exclusión descritos en esta sección.

III. ENFOQUES DE DISEÑO DE EXOESQUELETOS PEDIÁTRICOS.

A. Requisitos Biomecánicos y Antropométricos

El diseño de un exoesqueleto pediátrico parte de un análisis exhaustivo de las características morfológicas y biomecánicas del usuario objetivo. A diferencia de los adultos, los niños presentan una variabilidad antropométrica significativa asociada al crecimiento, incluye cambios en la longitud de segmentos corporales, la distribución de masa corporal y los patrones cinemáticos de la marcha [13]. Los datos de referencia

de la Organización Mundial de la Salud para niños de 5 a 19 años, así como los tabuladores antropométricos del INEGI para México, constituyen insumos fundamentales para la definición de los rangos de ajuste del dispositivo.

En la población de 5 a 7 años, que representa el grupo de mayor prevalencia en centros de rehabilitación como el CRIS de Aguascalientes, la longitud promedio del muslo oscila entre 22 y 26 cm, la longitud de la tibia entre 20 y 24 cm, y la masa corporal entre 18 y 26 kg [12], [14].

El exoesqueleto debe aportar asistencia dentro de los rangos articulares funcionales: la Fig. 6 muestra la acción de flexión/extensión de cadera (0° - 120° / 0° - 45°), la Fig. 7 la acción de flexión/extensión de rodilla (0° - 130°) y Fig. 8 la acción de dorsiflexión/flexión plantar de tobillo (0° - 20° / 0° - 45°), según datos cinemáticos de la marcha normal pediátrica reportados por Díaz et al. [15].

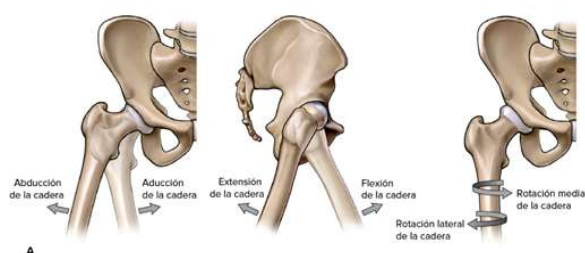


Fig. 6. Acciones de la articulación de la cadera

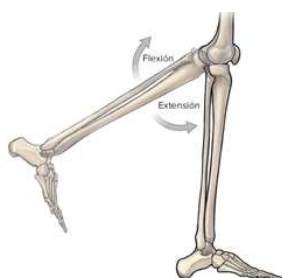


Fig. 7. Acciones de la articulación de la rodilla



Fig. 8. Acciones de la articulación del tobillo

Un requisito crítico es la minimización del peso del dispositivo. La literatura recomienda que el peso total del exoesqueleto no supere el 15 % de la masa corporal del niño, con el objetivo de no interferir con el patrón de marcha ni generar fatiga muscular prematura. En el contexto de la robótica pediátrica, Delgado et al. y García et al. demuestran que la minimización de las cargas externas y el uso de tecnologías de cumplimiento articular son críticos para garantizar la seguridad

clínica, reducir el esfuerzo metabólico y permitir la realización de sesiones prolongadas de entrenamiento sin desencadenar fatiga muscular o perturbar la cinemática de la marcha infantil [16]. Meyer-Heim et al. demostraron que el peso del dispositivo impacta directamente en la adherencia terapéutica en niños [17].

B. Topología y Arquitectura Mecánica

Las topologías de exoesqueletos pediátricos pueden clasificarse en función de los grados de libertad (DoF) activos y la configuración bilateral o unilateral. Los dispositivos bilaterales, como Lokomat Pediátrico (Hocoma AG, Suiza) o el ATLAS 2030 (Marsi Bionics, España), asisten simultáneamente ambas extremidades y suelen estar suspendidos mediante arnés de soporte de peso corporal, lo que garantiza la seguridad del paciente durante la terapia [16]. Los dispositivos unilaterales son preferibles en patologías con afectación hemipléjica, mientras que los bilaterales resultan más adecuados para condiciones con compromiso motor generalizado, como AME o la PC espástica cuadripléjica [18].

En cuanto al número de DoF, la tendencia predominante en prototipos pediátricos es la incorporación de 3 DoF por extremidad —flexo/extensión de cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital— como mínimo funcional para replicar el ciclo de marcha normal [19], [20].

En el ámbito de la robótica y asistencia a la marcha, los exoesqueletos comerciales de miembro inferiores presentan arquitecturas mecánicas y topologías cinemáticas diferenciadas según su entorno de aplicación y el nivel de soporte requerido. Por un lado, el sistema Lokomat (Hocoma) representa una topología estacionaria acoplada a caminadora (treadmill-based) con soporte de peso corporal cenital como se muestra en la Fig. 1; su arquitectura integra cuatro grados de libertad (DoF) activos orientados al plano sagital para la flexión/extensión de cadera y rodilla mediante actuadores lineales o rotatorios, complementados por mecanismos pasivos o elásticos para la dorsiflexión del tobillo. Por otro lado, para aplicaciones sobreterrestres (overground), el ATLAS 2030 (Marsi Bionics) destaca por una topología pediátrica autónoma que incorpora hasta ocho DoF activos (2 cadera, 1 rodilla y 1 tobillo), caracterizada por una arquitectura con actuadores de rigidez variable (tecnología ARES) capaces de adaptar el comportamiento mecánico ante la espasticidad muscular, sobre un chasis ajustable en dimensiones antrópicas (vease Fig. 2). Finalmente, la Fig. 3 muestra el dispositivo TREXO Home (Trexo Robotics) implementa una topología híbrida/móvil modular diseñada para uso domiciliario; su arquitectura se fundamenta en actuadores rotatorios compactos directos en las articulaciones de cadera y rodilla (2 a 4 DoF activos) montados sobre una estructura externa de andador técnico, priorizando la maniobrabilidad, el peso contenido y la asistencia continua en actividades cotidianas.

Algunos prototipos avanzados incorporan DoF adicionales para abducción/aducción de cadera (Fig. 5), con el objetivo de mejorar el control del equilibrio lateral [21]. Sin embargo, cada DoF activo adicional incrementa la complejidad mecánica, el peso y el costo del sistema, por lo que la selección óptima

depende de un análisis de compromiso entre funcionalidad clínica y viabilidad tecnológica [22].

C. Adaptabilidad y Escalabilidad

La naturaleza dinámica del crecimiento infantil impone requisitos específicos de ajustabilidad que no tienen equivalente en los dispositivos para adultos. Los mecanismos de ajuste telescópico en los eslabones del muslo y la tibia permiten adaptar la longitud del exoesqueleto a diferentes tallas, mientras que los sistemas de fijación con cinchas y velcros de múltiples puntos garantizan una interfaz humano-robot segura y confortable [23]. González et al. realizaron una revisión exhaustiva de las características de diseño de robots de rehabilitación pediátrica, identificando la adaptabilidad antropométrica como el factor diferenciador más relevante entre plataformas pediátricas y adultas [24].

Varios diseños de exoesqueletos pediátricos ajustan su geometría con base en datos antropométricos derivados de censos poblacionales de Norteamérica: Goo et al. diseñaron un marco ajustable para niños de 6-11 años [25]; Sarajchi y Sirlantzis, así como Zhang et al., desarrollaron exoesqueletos ajustables para niños de 8-12 años a partir de datos antropométricos del grupo objetivo [26], [27].

Los enfoques modulares, en los que es posible reconfigurar el dispositivo para asistir únicamente la rodilla, el tobillo, o la extremidad completa según la evolución clínica del paciente, representan una tendencia emergente de alto valor clínico [28].

D. Dispositivos Pediátricos

La Tabla I compara las principales características técnicas y clínicas de tres exoesqueletos pediátricos reportados en la literatura hasta la fecha. Se incluyen aspectos de diseño, población objetivo y limitaciones.

TABLA I
COMPARATIVA DE CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS

CARACTERÍSTICA	ATLAS 2030	TREXO	LOKOMAT
Población objetivo	Parálisis cerebral y alteraciones de la marcha	Lesión medular pediátrica	Lesión medular y parálisis cerebral
Topología	Exoesqueleto pediátrico sobre-terrestre (overground) de cuerpo completo/ miembros inferiores.	Exoesqueleto pediátrico móvil de rehabilitación acoplado a un andador técnico	Exoesqueleto estacionario de marcha asistida por caminadora (Treadmill-based)
Rango etario (años)	1 – 12	No especificado explícitamente (pediátrico dependiente de talla)	Pediátrico y adulto
Grados de libertad (activo)	Cadera y rodilla bilateral 8 Grados de Libertad Activos	Cadera y rodilla; tobillo pasivo o dinámico	Cadera y rodilla en plano sagital; tobillo pasivo flexión/extensión de cadera y rodilla bilaterales via accionamiento lineal/rotatorio

TABLA I (CONTINUA)

Arquitectura mecánica	Tecnología de rigidez variable (ARES) en los actuadores para adaptarse a la espasticidad, estructura de aluminio/carbo no con ajuste telescópico para acomodar el crecimiento del niño, marco de soporte con ruedas para estabilidad anticáidas sin fijación a caminadora	Estructura modular montada directamente sobre la estructura	Mecanismos pasivos/dinámicos para la elevación de tobillo mediante tirantes o resortes, sistema de descarga de peso corporal mediante amnés cenital (BWS o Body Weight Support), estructura robótica acoplada a un marco fijo paralelo a la caminadora
Peso del dispositivo (kg)	Aproximadamente 12 kg	15-18 kg (incluye andador acoplado)	No aplica (equipo estacionario)
Precio aproximado	No divulgado públicamente por el fabricante (dispositivo aún en proceso de certificación/comercialización)	Reportado en medios en torno a 40 000 USD por unidad (venta directa a familias), más cuota de depósito	Equipo institucional de alto costo, típicamente superior a 100 000 USD instalado; no se comercializa como unidad individual para uso doméstico
Estructura y soporte	Marco auxiliar acoplable, soporte desde el tronco hasta los pies, no requiere control torácico.	Exoesqueleto y andador obligatorio para equilibrio	Exoesqueleto estacionario con cinta y suspensión de peso corporal
Ajustabilidad/Crecimiento	Sí, dimensiones ajustables al crecimiento	No ajustable para crecimiento; requiere cambio de talla	No reportado (estacionario, tallas fijas)
Tipo de control	Basado en sensores de fuerza (medición de interacción)	Control adaptable que responde al intento de paso del niño	Control de impedancia o adaptativo
Retroalimentación y datos	Seguimiento preciso de evolución del paciente (medición de fuerza aplicada)	El usuario direcciona el paso (mayor participación activa)	Gamificación del entrenamiento (entornos virtuales)
Limitaciones principales	Peso elevado para población pediátrica; autonomía limitada	Requiere andador; no libera manos; poca ajustabilidad	No portátil: marcha en cinta; tobillo pasivo
Referencia	[16] [10]	[11]	[29] [30]

Si bien ATLAS 2030 ofrece mayor número de grados de libertad y ajustabilidad al crecimiento, su peso (12 kg) podría limitar su uso en niños menores de 4 años. Aunque no existe actualmente una norma técnica o clínica que establezca de manera explícita una edad mínima recomendada para el uso de exoesqueletos pediátricos; los fabricantes reportan rangos

etarios orientativos basados en la relación peso del dispositivo/masa corporal y en el grado de control cefálico y de tronco del paciente (por ejemplo, ATLAS 2030 se indica para niños de 3 – 4 a 14 años), pero la decisión final depende de una valoración individualizada del fisioterapeuta o médico rehabilitador que considere la condición médica específica, el grado de control postural y la etapa de desarrollo motor del niño [31], [16].

TREXO fomenta la participación activa del niño, pero requiere un andador, lo que restringe la funcionalidad de las manos. LOKOMAT, aunque cuenta con gamificación, es un dispositivo estacionario que no permite el entrenamiento en entornos comunitarios.

IV. TECNOLOGÍAS EMPLEADAS

A. *Sistemas de Actuación*

Los sistemas de actuación constituyen el núcleo tecnológico de cualquier exoesqueleto activo, determinando directamente su rendimiento en términos de par, velocidad, eficiencia energética y seguridad de interacción. En el contexto pediátrico, las restricciones de peso y tamaño hacen que la potencia del actuador sea un criterio de selección aún más crítico que en aplicaciones adultas.

Los actuadores eléctricos basados en servomotores DC o motores sin escobillas (BLDC) con transmisiones de tornillo-sin-fin, correa dentada o engranajes cicloideales son la opción predominante en prototipos de investigación y dispositivos comerciales como el ATLAS 2030, debido a su control preciso, bajo mantenimiento y capacidad de retroalimentación de posición [10], [32]. El diseño para las articulaciones de la cadera y la rodilla en niños de 5 a 10 años oscila típicamente entre 10 y 40 Nm, dependiendo de la patología y la velocidad de marcha objetivo [19].

Los actuadores neumáticos de músculos artificiales (PMA, Pneumatic Muscle Actuators), empleados en plataformas como el proyecto LOPES de la Universidad de Twente, ofrecen una relación fuerza-peso favoreciendo la interacción segura con el usuario. Sin embargo, su dependencia de una fuente de aire comprimido externa limita su aplicabilidad en entornos domiciliarios. Los sistemas hidráulicos, como los empleados en el Lokomat, proporcionan elevadas fuerzas de actuación, pero con un peso y volumen que los restringe a aplicaciones clínicas estacionarias [33], [30].

B. *Materiales*

La selección de materiales en un exoesqueleto pediátrico debe equilibrar tres requisitos: resistencia mecánica, mínimo peso y biocompatibilidad. Las aleaciones base aluminio de grado aeroespacial (series 6 000 y 7 000) constituyen la opción más empleada en prototipos de investigación por su excelente relación resistencia-peso y facilidad de mecanizado [34]. Los polímeros reforzados con fibra de carbono (CFRP) ofrecen una densidad con resistencias a la tracción de 600-1 500 MPa y módulos elásticos de 70-150 GPa, superando a los metales convencionales en términos de rigidez específica [35].

Para componentes críticos de carga con requisitos de biocompatibilidad estrictos, las aleaciones de titanio Ti-6Al-4V destacan por su excelente relación resistencia-peso, su baja reactividad con los tejidos biológicos y su resistencia a la

corrosión, siendo ampliamente empleadas en implantes ortopédicos [36]. Los polímeros de alto rendimiento como el PEEK (Poliéter éter cetona) son radiolúcidos, resistentes a la esterilización y con propiedades mecánicas superiores a las del hueso cortical, con módulos elásticos de 3-4 GPa y resistencias de 90-100 MPa [37].

Para la interfaz humano-robot, los materiales de contacto con la piel del niño deben ser hipoalergénicos, transpirables y conformables. Las siliconas médicas ofrecen durezas 20-80 A con elongaciones de 400-700 %, mientras que el poliuretano termoplástico (TPU) aporta excelente resistencia a la abrasión con alta flexibilidad [38]. Las espumas de etileno-vinil-acetato (EVA) son ampliamente empleadas en la fabricación de plantillas y acolchados por su ligereza y capacidad de amortiguación [39].

La fabricación aditiva (impresión 3D) en PLA, ABS, PETG y resinas de ingeniería como estrategia de alta relevancia para el desarrollo de prototipos pediátricos de bajo costo, permite la personalización geométrica rápida y la iteración de diseño a una fracción del costo de los procesos convencionales [40], [41].

Materiales como el PLA, el ABS, el PETG y la mayoría de las resinas fotocurables de bajo costo no son materiales con la resistencia mecánica y la fatiga necesarias para componentes estructurales sometidos a las cargas cíclicas de la marcha y algunos no son biocompatibles; su uso queda limitado a prototipos funcionales, maquetas de verificación geométrica y piezas no estructurales o de contacto indirecto. Para elementos en contacto prolongado con la piel o sometidos a esfuerzos mecánicos relevantes se requieren materiales certificados conforme a la ISO 10993-1 (evaluación biológica de dispositivos médicos), como poliamidas de grado médico, PEEK o TPU médico cuyo procesamiento por manufactura aditiva (sinterizado selectivo por láser o impresión FDSM/SLA con resinas certificadas) implica un costo considerablemente mayor y un acceso a equipos e insumos restringido que el de la impresión 3D convencional. Aun así, el ahorro relativo frente a procesos sustractivos en aluminio o titanio —que requieren mecanizado CNC, utillaje y mayores tiempos de fabricación—, por lo que la fabricación aditiva con materiales biocompatibles certificados representa una alternativa viable principalmente para componentes de bajo requerimiento estructural [36], [42].

C. *Sensores y Sistemas de Control*

La estrategia de control en un exoesqueleto pediátrico debe garantizar simultáneamente la seguridad del usuario, la eficiencia terapéutica y la adaptabilidad a la intención de movimiento del niño. Los esquemas de control predominantes en la literatura revisada incluyen el control por impedancia, el control de admitancia, el control por par articular y el control basado en modelos musculoesqueléticos [43].

Los controladores PID (Proporcional-Integral-Derivativo) siguen siendo ampliamente empleados en su implementación básica por su robustez y facilidad de ajuste, pero presentan limitaciones en escenarios de alta variabilidad de carga y velocidad, como los que ocurren durante la transición entre fases del ciclo de marcha [44]. Los controladores basados en modelos (Model-Based Controllers o MBC) incorporan una representación matemática del sistema mecánico del exoesqueleto adaptado al usuario —típicamente mediante algoritmos de Denavit-Hartenberg y dinámica inversa—

permitiendo anticipar y compensar las perturbaciones de forma proactiva [45].

Los sensores inerciales (Unidad de Medición Inercial o IMU) son empleados prácticamente para la estimación de la posición y orientación articular en tiempo real, con ventajas de peso y costo respecto a los encoders ópticos [46]. La electromiografía de superficie (sEMG) permite detectar la intención de movimiento del usuario a partir de la actividad muscular residual, habilitando esquemas de control cooperativos en los que el exoesqueleto amplifica el esfuerzo voluntario del niño en lugar de imponer una trayectoria predefinida [47], [48]. Los sensores de fuerza en la interfaz humano-robot permiten monitorizar las fuerzas de interacción, garantizando que estas permanecen dentro de los límites de seguridad [49].

Los algoritmos de control adaptativo basados en aprendizaje por refuerzo (RL) y redes neuronales artificiales, se exploran como estrategias para ajuste automático de los parámetros de asistencia en función del desempeño del paciente durante la sesión terapéutica [50], [51].

D. Software de Simulación

Las herramientas de simulación biomecánica y multibody son componentes esenciales en el proceso de diseño y validación conceptual de exoesqueletos pediátricos, permitiendo evaluar la seguridad y el desempeño del dispositivo antes de la fabricación de prototipos físicos [52]. OpenSim (Stanford University/NMSB) es la plataforma de código abierto empleada para la simulación dinámica musculoesquelética, integrando modelos anatómicos validados del aparato locomotor que pueden ser escalados a dimensiones antropométricas de niños [53]. AnyBody Modeling System (AnyBody Technology) permite el análisis de fuerzas musculares, fuerzas de contacto y consumo energético mediante dinámica inversa [54].

Los simuladores multibody como MSC ADAMS, Simscape Multibody (MATLAB/Simulink) y Webots permiten la importación directa de modelos CAD del exoesqueleto para la evaluación cinemática y dinámica del sistema completo exoesqueleto-usuario [55], [56]. La combinación de análisis por elemento finito (FEA) en plataformas como ANSYS o SolidWorks Simulation con los resultados de cargas obtenidos en la simulación multibody constituye el flujo de trabajo más robusto para la validación estructural del dispositivo [57].

La Tabla II sintetiza los enfoques tecnológicos identificados a lo largo del corpus revisado, agrupados por categoría funcional; y por su relevancia técnica y claridad metodológica dentro de cada categoría. Esta síntesis evidencia que, si bien existe convergencia hacia la actuación eléctrica y los materiales compuestos como tendencia dominante, persisten brechas transversales: la escasa validación clínica controlada, la extrapolación de modelos biomecánicos adultos a población pediátrica, y la dependencia de materiales no biocompatibles en fases tempranas de prototipado. Estas brechas, más que limitaciones aisladas de un dispositivo particular, constituyen los principales retos de investigación del campo.

TABLA II
COMPARATIVA DE ENFOQUES TECNOLÓGICOS REPORTADOS EN LA LITERATURA

CATEGORÍA	ENFOQUES IDENTIFICADOS	REFS.	VENTAJAS PRINCIPALES	LIMITACIONES/ BRECHA DE INVESTIGACIÓN
Actuación	Eléctrica (servomotores DC/BLDC, transmisión por tornillo sin fin, correa o engranaje ciclodial)	[10] [32] [58]	Control preciso, bajo mantenimiento, retroalimentación de posición; predominantes en dispositivos comerciales	Relación par/peso aún limitante para pares >40 Nm en formatos ligeros
	Neumática (músculos artificiales, PMA ejemplo LOPES)	[33] [30]	Alta relación fuerza-peso; interacción intrínsecamente segura y compliant	Depende de fuente externa de aire comprimido; poco viable en domicilio
	Hidráulica (ejemplo Lokomat)	[18] [16]	Fuerzas de actuación elevadas y estables	Peso y volumen excesivos; limitada a uso estacionario/ clínico
Material Estructural	Aleaciones de aluminio aeroespacial (series 6 000/ 7 000)	[34]	Buena relación resistencia-peso, fácil mecanizado	Menor rigidez específica que compuestos
	Polímeros reforzados con fibra de carbono (CFRP)	[35]	Alta rigidez específica (600-1 500 MPa, 70-150 Gpa)	Costo y complejidad de fabricación mayores
Material Estructural	Titanio Ti-6Al-4V / PEEK grado médico	[36] [37] [59]	Biocompatibilidad certificada (ISO 10993-1) apto para contacto prolongado	Costo elevado; acceso restringido a equipos de procesamiento
	Manufactura aditiva (PLA/ABS/PE TG/resinas)	[40] [41]	Bajo costo, iteración rápida de prototipos	No biocompatibles ni aptos para carga cíclica estructural; solo prototipado.
Estrategias de control	PID clásico	[44]	Robusto, fácil de sintonizar	Limitado ante alta variabilidad de carga/velocidad entre fases de marcha
	Control basado en modelo (MBC, dinámica inversa)	[45]	Anticipa y compensa perturbaciones de forma proactiva	Requiere modelado preciso del sistema exoesqueleto-usuario
	Control adaptativo (aprendizaje por refuerzo, redes neuronales)	[50] [51] [60]	Ajuste automático a desempeño del paciente en sesión	Aún exploratorio; poca validación clínica pediátrica

TABLA III (CONTINUA)

Sensórica	IMU (medición inercial)	[46]	Bajo peso/costo vs encoders ópticos	Menor precisión angular en movimientos rápidos
	sEMG (electromiografía de superficie)	[47] [48]	Detecta intención de movimiento; habilita control cooperativo	Señal ruidosa en piel pediátrica; recalibración frecuente
	Sensores de fuerza en interfaz H-R	[49]	Garantiza límites de seguridad en tiempo real	Añade complejidad y puntos de falla mecánica
Simulación y validación	Musculosquelética (OpenSim, AnyBody)	[53] [54]	Modelos anatómicos escalables a antropometría infantil	Escalado pediátrico basado en datos adultos extrapolados
	Multibody(ADAMS, Simscape, Webots)	[55] [56]	Evalúa cinemática/dinámica del sistema completo antes de fabricar	No sustituye validación experimental en usuario real
	Elemento finito (ANSYS, SolidWorks)	[57] [61] [62]	Verifica factores de seguridad estructural (Von Mises)	Cargas de diseño asumidas, no siempre medidas in vivo
Nivel de evidencia	Validación computacional / banco de pruebas	[18]	Predominante en el corpus revisado	<30 % de los estudios incluye ensayos clínicos controlados
	Estudios clínicos en pacientes reales	[10] [63] [64]	Evidencia de mejoras en cadencia, longitud de paso ROM	Serie de casos con muestras reducidas; sin seguimiento longitudinal

V. SIMULACIÓN Y VALIDACIÓN NUMÉRICA

A. Modelado Biomecánico del Exoesqueleto Pediátrico

El modelado matemático del exoesqueleto acoplado al cuerpo del niño requiere la integración de herramientas de álgebra matricial, cinemática diferencial y dinámica multibody. La representación de la cadena cinemática del exoesqueleto mediante el algoritmo de Denavit-Hartenberg (D-H) permite obtener matrices de transformación homogénea que relacionan el sistema de referencia de cada articulación con el sistema global [65]. Para un exoesqueleto de 3 DoF por extremidad (cadera, rodilla, tobillo en plano sagital), la cadena cinemática puede modelarse como una estructura serial con eslabones rígidos, cuyos parámetros geométricos se ajustan a los datos antropométricos del paciente objetivo.

La cinemática inversa, necesaria para determinar los ángulos articulares requeridos para que el pie del exoesqueleto siga una trayectoria predefinida en el espacio, puede resolverse analíticamente mediante métodos geométricos o numéricamente mediante el jacobiano de la cadena cinemática [65], [66]. Los cuaterniones de rotación son preferibles a los ángulos de Euler para la representación de la orientación tridimensional de los segmentos, por su inmunidad al problema de bloqueo de cardán (gimbal lock) y su eficiencia computacional en algoritmos de control en tiempo real [67].

B. Simulaciones de Marcha y Parámetros de Evaluación

Las simulaciones de marcha típicamente replican el ciclo completo de la marcha normal pediátrica —definido desde el apoyo inicial de un pie hasta el siguiente apoyo inicial del mismo pie— empleando datos cinemáticos de referencia obtenidos de estudios de análisis de marcha en niños sanos [11], [68]. Los parámetros de evaluación más frecuentes reportados incluyen los perfiles angulares articulares (posiciones, velocidad y aceleración en función del tiempo), el par requerido en cada articulación, las fuerzas de reacción del suelo (GRF), la potencia mecánica y el consumo energético del actuador [69] [70].

Moreno et al. demostraron en un estudio observacional con el exoesqueleto pediátrico ATLAS 2030 que los pacientes con parálisis infantil que utilizaron el exoesqueleto mostraron mejoras significativas en los parámetros espacio-temporales de la marcha, incluyendo la cadencia, la longitud del paso y la velocidad de marcha [63]. Cumplido-Transmonte et al. reportaron en una serie de casos con niños con AME tipo II que el uso del ATLAS 2030 produjo mejoras en el rango de movimiento y la fuerza muscular en las articulaciones de la cadera y la rodilla [10].

C. Evaluación de Seguridad y Limitaciones

La evaluación de seguridad estructural mediante FEA es indispensable en el proceso de diseño, especialmente considerando que el dispositivo interactúa físicamente con un usuario en desarrollo. Los análisis de tensión de Von Mises bajo cargas máximas esperadas durante la marcha permiten verificar que los factores de seguridad están en todos los componentes estructurales. La deformación máxima debe mantenerse dentro de límites que no comprometan la alineación articular ni generen momentos parasitarios en la interfaz humano-robot [61].

Una limitación reconocida en la literatura es que la mayoría de los trabajos presentan únicamente validaciones computacionales o de banco de pruebas, sin evidencia clínica en pacientes pediátricos reales. Llamas-Ramos et al., en una revisión sistemática de sistemas robóticos para la fisioterapia en niños con PC, identificaron que menos del 30 % de los estudios incluían ensayos clínicos controlados y que la mayor parte de la evidencia disponible proviene de series de casos con muestras reducidas [18].

VI. DESAFÍOS CLÍNICOS, TÉCNICOS Y ÉTICOS

A. Desafíos Clínicos

La adaptación de los exoesqueletos pediátricos a la diversidad de patologías que originan la discapacidad motriz infantil constituye el principal desafío clínico del campo. La parálisis cerebral, que constituye la causa más frecuente de discapacidad motriz en niños y afecta aproximadamente a 2-3 por cada 1 000 nacidos vivos, se manifiesta en múltiples formas clínicas —espástica, discinética, atáxica y mixta— con perfiles biomecánicos distintos que requieren estrategias de control diferenciadas [71], [72]. La espasticidad muscular, caracterizada por el aumento del tono muscular dependiente de la velocidad, puede interactuar con las trayectorias impuestas por el exoesqueleto generando fuerzas de resistencia que deben ser compensadas por el control [73].

La AME, segunda causa de muerte por enfermedad autosómica recesiva con una incidencia mundial de 1 por cada 6 000 a 11 000 nacimientos [74], impone requisitos adicionales de minimización de la carga mecánica sobre las articulaciones afectadas, dada la debilidad muscular progresiva que caracteriza la enfermedad. El diagnóstico realizado en el CRIS de Aguascalientes reveló que los tipos de discapacidad más frecuentes incluyen alteraciones de la marcha por pie plano y pie equino varo, parálisis cerebral y condiciones de origen genético, con edades de presentación predominantes en los rangos 0-2 y 3-5 años [12].

La monitorización terapéutica continua y la cuantificación objetiva del progreso del paciente son aspectos críticos para justificar la inversión en estos dispositivos desde la perspectiva de los sistemas de salud. La integración de plataformas de análisis de datos longitudinales que correlacionen los parámetros biomecánicos registrados durante las sesiones clínicas reportados por los terapeutas y las familias es una necesidad no resuelta en el estado del arte [75].

B. Retos Técnicos

El peso del exoesqueleto es quizás el reto técnico más crítico en el diseño pediátrico. Mientras que dispositivos comerciales como el ATLAS 2030 pesan aproximadamente 12 kg – lo que representa el 70-90 % del peso corporal de niños de 4-6 años en la práctica—, los prototipos de investigación de menor funcionalidad logran reducir este valor a 4-6 kg mediante el uso de materiales compuestos y actuadores de menor par. La integración de baterías de alta densidad energética (Li-Po o Li-Ion) para garantizar autonomía suficiente durante las sesiones terapéuticas sin penalizar excesivamente el peso del sistema representa un desafío de optimización energética [32].

El costo de fabricación constituye una barrera de acceso fundamental. Los dispositivos comerciales disponibles oscilan entre 20 000 € (ABLE Human Motion) y más de 150 000 USD (plataformas de investigación personalizadas), con costos de mantenimiento anuales que pueden representar el 10-20 % del precio de adquisición [76]. En México, las infraestructuras médicas públicas carecen frecuentemente de los recursos necesarios para financiar la adquisición y operación de estos dispositivos, agravando las inequidades de acceso [77].

La ergonomía de la interfaz humano-robot en niños plantea retos específicos relacionados con la variabilidad anatómica, la sensibilidad cutánea y la tolerancia al uso prolongado. El cumplimiento de la norma ISO 10993-1 de evaluación biológica de dispositivos médicos, junto con los requisitos de seguridad de la ISO 13482 para robots de cuidado personal, establece un marco normativo riguroso que los prototipos deben satisfacer para su translación clínica [42], [61].

C. Retos de Integración Clínica

La incorporación de exoesqueletos en los protocolos de la rehabilitación pediátrica requiere la formación especializada de fisioterapeutas en la operación de sistemas robóticos, lo que implica tiempo, recursos y un proceso de aprendizaje que no siempre es contemplado en los estudios de implementación. La estandarización de protocolos de uso —incluyendo criterios de inclusión/exclusión de pacientes, duración e intensidad de las sesiones y criterios de progresión terapéutica— es una necesidad urgente para permitir la comparación entre estudios

y la acumulación de evidencia clínica robusta [78].

D. Consideraciones Éticas

El uso de dispositivos robóticos en población pediátrica implica consideraciones éticas específicas que trascienden las aplicables a usuarios adultos. El consentimiento informado debe obtenerse de los padres o tutores legales, con una explicación accesible de los riesgos y beneficios potenciales del dispositivo, y debe contemplarse en la medida posible el asentimiento del propio niño en función de su edad y capacidad cognitiva [79], [80], [81]. Los protocolos de investigación que involucren niños con discapacidad deben garantizar la supervisión continua de un fisioterapeuta certificado durante cada sesión, con mecanismos de paro de emergencia accesibles y verificados previamente al inicio de la terapia [82].

Los sesgos de diseño constituyen un riesgo ético latente: la mayoría de los datos antropométricos y biomecánicos empleados en el diseño de estos dispositivos provienen de poblaciones norteamericanas o europeas, lo que puede resultar en dispositivos mal adaptados a las características físicas de niños latinoamericanos, asiáticos o africanos [83]. La generación de bases de datos de marcha pediátrica representativas de diversas poblaciones es una prioridad tanto científica como ética.

Finalmente, la naturaleza puramente computacional de los estudios —como el presente proyecto de investigación desarrollado en el Centro de Tecnología Avanzada (CIATEQ), que emplea un modelo basado en datos bibliográficos estandarizados sin involucrar sujetos humanos —exime de la revisión por un comité de ética de investigación, pero no reduce la responsabilidad de los investigadores de garantizar la seguridad del dispositivo antes de cualquier prueba con usuarios reales.

VII. CONCLUSIÓN

La presente revisión evidencia que los exoesqueletos activos de miembro inferior constituyen una tecnología con potencial significativo para el apoyo en la rehabilitación motriz pediátrica. Exoesqueletos comerciales como ATLAS 2030, TREXO Home y Lokomat Pediátrico respaldan una creciente base de evidencia científica y presentan resultados clínicos prometedores en dispositivos de primera generación. Sin embargo, el campo de estudio enfrenta desafíos de aspectos tecnológicos, clínicos, económicos y éticos, cuya resolución requiere de colaboraciones interdisciplinarias estrechas entre ingenieros, médicos rehabilitadores, fisioterapeutas, diseñadores industriales y responsables de políticas de salud pública.

Los enfoques de diseño predominantes convergen en la necesidad de un número mínimo de 3 DoF activos por extremidad para replicar el ciclo de marcha funcional, con un mecanismo de ajuste antropométrico que permita adaptar el dispositivo al crecimiento del infante. Los materiales compuestos de fibra de carbono y las aleaciones de titanio ofrecen el mejor compromiso en relación a la resistencia mecánica y peso, aunque la fabricación aditiva en polímeros de ingeniería emerge como una alternativa de alto potencial para contextos de recursos limitados. Los actuadores eléctricos son transmisores de alta eficiencia y siguen siendo una opción

predominante, la integración con sensores IMU y sEMG ha demostrado superioridad en la predicción de par articular.

Las herramientas de simulación biomecánica y multibody como OpenSim, AnyBody, Simscape Multibody y ANSYS son una estrategia de validación conceptual que permite evaluar el desempeño, la seguridad y la ergonomía del dispositivo antes de la fabricación del primer prototipo físico. No obstante, la brecha que existe entre la validación computacional y la evidencia clínica en pacientes pediátricos reales sigue siendo amplia y representa la limitación más significativa del estado del arte actual.

El contexto de centro de rehabilitación como el CRIS de Aguascalientes, con recursos limitados y una alta prevalencia de niños con discapacidad motriz sin acceso a dispositivos que ofrezcan una rehabilitación de calidad, subraya la importancia social y ética de orientar la investigación hacia soluciones de bajo costo, alta adaptabilidad y facilidad en el mantenimiento de estos dispositivos. Las colaboraciones entre instituciones académicas, centros de salud y la industria local son esenciales para acelerar el avance tecnológico en estos dispositivos como una alternativa más de apoyo en los sistemas de salud pública en México y América Latina.

Desde el punto de vista del desarrollo tecnológico interdisciplinario, la obtención de exoesqueletos pediátricos funcionales requiere la integración de al menos cuatro áreas: la ingeniería mecatrónica y de control (diseño estructural, actuación y algoritmos de control), la ciencia de materiales y manufactura (selección de materiales biocompatibles y procesos de fabricación de bajo costo), la biomecánica y las ciencias de la rehabilitación (definición de requisitos funcionales y validación clínica) y el diseño centrado en el usuario (ergonomía e interfaz humano-robot). Esta integración debe involucrar no solo a los pacientes pediátricos como usuarios finales, sino también a los fisioterapeutas y médicos responsables del tratamiento y del seguimiento clínico, cuya retroalimentación es indispensable para orientar el desarrollo tecnológico hacia necesidades reales de uso.

Un desafío adicional, escasamente abordado en la literatura revisada, es el mantenimiento técnico de estos equipos a lo largo de su vida útil. Más allá de la capacitación del personal médico y de fisioterapia en la operación clínica de los dispositivos, es necesario formar personal técnico local capaz de realizar mantenimiento preventivo y correctivo, calibración de sensores y actuadores, y diagnóstico de fallas. Programas de licenciatura en biomedicina, biotecnología e ingeniería biomédica podrían incorporar competencias específicas en mantenimiento de equipo robótico de rehabilitación, generando perfiles técnicos locales que reduzcan la dependencia de soporte técnico externo, particularmente relevante para instituciones públicas en contextos de recursos limitados como el CRIS de Aguascalientes.

REFERENCIAS

- [1] R. Bogue, "Exoskeletons and robotic prosthetics: a review of recent developments," *Industrial Robot: The International Journal of Robotics Research and Application*, vol. 36, no. 5, pp. 421-427, 2009.
- [2] A. J. Young and D. P. Ferris, "State of the Art and Future Directions for Lower Limb Robotic Exoskeletons," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 25, no. 2, pp. 171-182, 2017.
- [3] P. Kutilek and S. Viteckova, "Wearable lower limb robotics: A review," *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, vol. 33, no. 2, pp. 96-105, 2013.
- [4] J. L. Pons, "Rehabilitation exoskeletal robotics: The promise of an emerging field," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 29, no. 3, pp. 57-63, 2010.
- [5] P. Rosenbaum, N. Paneth, A. Leviton, M. Goldstein, M. Bax, D. Damiano, B. Dan and B. Jacobsson, "A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006," *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 49, no. 109, pp. 8-14, 2007.
- [6] E. Mercuri, E. Bertini and S. T. Iannaccone, "Childhood spinal muscular atrophy: controversies and challenges," *The Lancet Neurology*, vol. 11, no. 5, pp. 443-452, 2012.
- [7] I. Novak, S. McIntyre, C. Morgan, L. Campbell, L. Dark, N. Morton, E. Stumbles, S.-A. Wilson and S. Goldsmith, "A systematic review of interventions for children with cerebral palsy: state of the evidence," *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 55, no. 10, pp. 885-910, 2013.
- [8] J. Mehrholz, S. Thomas and B. Elsner, "Treadmill training and body weight support for walking after stroke," *Cochrane Database of Systematic Reviews*, vol. 8, no. 8, p. CD002840, 2017.
- [9] I. Díaz, J. J. Gil and E. Sánchez, "Lower-Limb Robotic Rehabilitation: Literature Review and Challenges," *Journal of Robotics*, vol. 2011, no. 9, p. 759764, 17 Noviembre 2011.
- [10] C. Cumplido-Trasmonte, J. Ramos-Rojas, E. Delgado-Castillejo, E. Garcés-Castellote, G. Puyuelo-Quintana, E. Barquín-Santos, A. Plaza-Flores, M. Hernández-Melero, A. Gutiérrez-Ayala, M. Martínez-Moreno, E. García-Armada and M. Destarac-Eguizabal, "Effects of ATLAS 2030 gait exoskeleton on strength and range of motion in children with spinal muscular atrophy II: a case series," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 19, no. 1, p. 75, 19 Julio 2022.
- [11] C. M. Diot, J. L. Youngblood, A. H. Friesen, T. Wong, T. A. Santos, B. M. Norman, K. A. Larkin-Kaiser and E. G. Condliffe, "Robot-Assisted Gait Training with Trexo Home: Users, Usage and Initial Impacts," *Children*, vol. 10, no. 3, p. 437, 24 Febrero 2023.
- [12] P. d. Loera, Interviewee, *Diagnóstico interno del CRIS (Comunicación personal/entrevista)*. [Interview]. 29 Enero 2025.
- [13] M. de Onis, A. W. Onyango, E. Borghi, A. Siyam, C. Nishida and J. Siekmann, "Development of a WHO growth reference for school-aged children and adolescents," *Bulletin of the World Health Organization*, vol. 85, no. 9, pp. 660-667, 2007.
- [14] Instituto Nacional de Estadística y Geografía; Instituto Nacional de Salud Pública; Secretaría de Salud, "Encuesta Nacional de Salud y Nutrición," Edición Continua, México, 2022.
- [15] J. T. Díaz, D. C. Juan, E. D. García, C. D. Novo and T. R. Moliner, "Rasgos esenciales para la obtención del patrón biomecánico de la marcha en niños sanos: una revisión sistemática," *Rehabilitación*, vol. 56, no. 3, pp. 195-203, 2022.
- [16] E. Delgado, E. García-Armada, C. Cumplido, J. Ramos, E. Garcés, M. Hernández, A. Gutiérrez, T. Tavernier, G. Puyuelo, A. Plaza, M. A. Destarac y M. Martínez, «ATLAS2030 Pediatric Gait Exoskeleton: Changes on Range of Motion, Strength and Spasticity in Children With Cerebral Palsy. A Case Series Study.» *Frontiers in Pediatrics*, vol. 9, p. 753226, 2021.
- [17] A. Meyer-Heim, I. Borggraefe, C. Ammann-Reiffer, S. Berweck, F. Sennhauser, G. Colombo, B. Knecht and F. Heinen, "Feasibility of robotic-assisted locomotor training in children with central gait impairment," *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 49, no. 12, pp. 900-906, 2007.
- [18] R. Llamas-Ramos, J. L. Sánchez-González and I. Llamas-Ramos, "Robotic Systems for the Physiotherapy Treatment of Children with Cerebral Palsy: A Systematic Review," *International Journal of Environmental Research and Public Health*, vol. 19, no. 9, p. 5116, 2022.
- [19] R. Riener, L. Lünenburger and G. Colombo, "Human-centered robotics applied to gait training and assessment," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 43, no. 5, pp. 679-

694, 2006.

- [20] F. J. Espinosa García, R. Tapia Herrera, M. Arias Montiel, E. Lugo González and L. A. Arango Gómez, "Diseño de un prototipo de exoesqueleto para miembro inferior de infantes," *Pistas Educativas*, vol. 42, no. 137, pp. 27-41, 2020.
- [21] D. Aoyagi, W. E. Ichinose, S. J. Harkema, D. J. Reinkensmeyer and J. E. Bobrow, "A robot and control algorithm that can synchronously assist in naturalistic motion during body-weight-supported gait training following neurologic injury," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 15, no. 3, pp. 387-400, 2007.
- [22] M. Bortole, A. Venkatakrishnan, F. Zhu, J. C. Moreno, G. E. Francisco, J. L. Pons and J. L. Contreras-Vidal, "The H2 robotic exoskeleton for gait rehabilitation after stroke: early findings from a clinical study," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 12, p. 54, 2015.
- [23] D. Sanz-Merodio, G. Puyuelo, A. Ganguly, E. Garces, A. Goñi and E. Garcia, "EXOtrainer Project Clinical Evaluation of Gait Training with Exoskeleton in Children with Spinal Muscular Atrophy," in *Advances in Robotics Research: From Lab to Market*, vol. 132, Springer, 2020, pp. 211-227.
- [24] A. Gonzalez, L. Garcia, J. Kilby and P. McNair, "Robotic devices for paediatric rehabilitation: a review of design features," *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 20, no. 1, p. 89, 6 Septiembre 2021.
- [25] A. C. Goo, J. J. Wiebrecht, D. A. Wajda y J. T. Sawicki, «Human Factors Assessment of a Novel Pediatric Lower-Limb Exoskeleton,» *Robotics*, vol. 12, n° 1, p. 26, 2023.
- [26] M. Sarajchi and K. Sirlantzi, "Pediatric Robotic Lower-Limb Exoskeleton: An Innovative Design and Kinematic Analysis," *IEEE Access*, vol. 11, pp. 115219-115230, 2023.
- [27] Y. Zhang, M. Bressel, S. De Groof, F. Dominé, L. Labey and L. Peyrodie, "Design and Control of a Size-Adjustable Pediatric Lower-Limb Exoskeleton Based on Weight Shift," *IEEE Access*, vol. 11, pp. 6372-6384, 2023.
- [28] D. A. Tibaduiza-Burgos, P. A. Aya-Parra and M. Anaya-Vejar, "Exoesqueleto para rehabilitación de miembro inferior con dos grados de libertad orientado a pacientes con accidentes cerebrovasculares," *INGE CUC*, vol. 15, no. 2, pp. 36-47, 2019.
- [29] L. Wu, G. Xu y Q. Wu, «The effect of the Lokomat® robotic-orthosis system on lower extremity rehabilitation in patients with stroke: a systematic review and meta-analysis,» *Frontiers in Neurology*, vol. 14, p. 1260652, 2023.
- [30] A. Ozhiken, G. Sergazin, K. Ozhikenov, H. Wang, N. Zhetenbayev, G. Tursunbayeva, A. Nurmangaliyev y A. Uzbekbayev, «Research and Experimental Testing of a Remotely Controlled Ankle Rehabilitation Exoskeleton Prototype,» *Sensors*, vol. 25, n° 21, p. 6784, 2025.
- [31] Universitat Politècnica de Catalunya, "Premio Duran Farell a Elena García, investigadora del CAR (CSIC-UPM), por un exoesqueleto pediátrico, y a Jordi Sort, profesor ICREA de la UAB, por un sistema de almacenamiento de datos en dispositivos electrónicos," 26 Enero 2021. [Online]. Available: <https://www.upc.edu/es/sala-de-prensa/noticias/premio-duran-farell-a-investigadora-csic-elena-garcia-y-a-profesor-icrea-uab-jordi-sort>. [Accessed 15 Febrero 2025].
- [32] A. Zoss, H. Kazerooni and A. Chu, "Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 11, no. 2, pp. 128-138, 2006.
- [33] X. Xu, C. Chen, Z. Sun, W. Xian, L. Ma y Y. Liu, «Research on Control Strategy of Lower Limb Exoskeleton Robots: A Review,» *Sensors*, vol. 26, n° 2, p. 355, 2026.
- [34] K. Duong, H. Cheng, H.-T. Tran and J. Qiu, "Minimizing Human-Exoskeleton Interaction Force Using Compensation for Dynamic Uncertainty Error with Adaptive RBF Network," *Journal of Intelligent and Robotic Systems*, vol. 82, no. 3-4, pp. 413-433, 2016.
- [35] D. Özkan, M. S. Gökt and A. C. Karaoğlu, "Engineering Design Applications III: Structures, Materials and Processes," in *Engineering Design Applications III: Structures, Materials and Processes*, vol. 124, A. Öchsner and H. Altenbach, Eds., Springer, 2020, pp. 235-253.
- [36] C. Leyens and M. Peters, *Titanium and Titanium Alloys. Fundamentals and Applications*, Weinheim: Wiley-VCH, 2003.
- [37] R. K. Roeder, "Bioactive Polyaryletherketone Composites," in *PEEK Biomaterials Handbook*, 2 ed., S. M. Kurtz, Ed., Elsevier, 2019, pp. 203-227.
- [38] J. Qiu, H. Zhao, S. Luan, L. Wang and H. Shi, "Recent advances in functional polyurethane elastomers: From structural design to biomedical applications," *Biomaterials Science*, vol. 13, no. 9, pp. 2526-2548, 2025.
- [39] N. Mills, *Polymer Foams Handbook: Engineering and Biomechanics Applications and Design Guide*, Oxford: Butterworth-Heinemann, 2007.
- [40] X. Tang, X. Wang, X. Ji, Y. Zhou, J. Yang, Y. Wei and W. Zhang, "A Wearable Lower Limb Exoskeleton: Reducing the Energy Cost of Human Movement," *Journal of Mechanisms and Robotics*, vol. 13, no. 6, p. 900, 6 Junio 2022.
- [41] K. K. Chawla, *Composite Materials: Science and Engineering*, 4th ed., Springer, 2019.
- [42] Organización Internacional de Normalización, "Evaluación biológica de dispositivos médicos — Parte 1: Requisitos y principios generales para la evaluación de la seguridad biológica dentro de un proceso de gestión de riesgos," Organización Internacional de Normalización, ISO 10993-1:2025.
- [43] F. J. Abu-Dakka and M. Saveriano, "Variable Impedance Control and Learning-A Review," *Frontiers in Robotics and AI*, vol. 7, p. 590681, 2020.
- [44] A. M. Dollar and H. Herr, "Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 24, no. 1, pp. 144-158, 2008.
- [45] A. B. L. F. Peñín, C. Balaguer and R. Aracil, *Fundamentos de robótica*, McGrawHill, 2007.
- [46] W. Tao, T. Liu, R. Zheng and H. Feng, "Gait analysis using wearable sensors," *Sensors*, vol. 12, no. 2, pp. 2255-2283, 2012.
- [47] D. P. Ferris, K. E. Gordon, G. S. Sawicki and A. Peethambaran, "An improved powered ankle-foot orthosis using proportional myoelectric control," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 14, no. 4, pp. 425-428, 2006.
- [48] H. Huang, D. L. Crouch, M. Liu, G. S. Sawicki and D. Wang, "A Cyber Expert System for Auto-Tuning Powered Prosthesis Impedance Control Parameters," *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 44, no. 5, pp. 1613-1624, 2016.
- [49] L. E. Miller, A. K. Zimmermann and W. G. Herbert, "Clinical effectiveness and safety of powered exoskeleton-assisted walking in patients with spinal cord injury: systematic review with meta-analysis," *Medical Devices: Evidence and Research*, vol. 9, pp. 455-466, 2016.
- [50] M. Lyu, W. Chen, X. Ding, J. Wang, S. Bai and H. Ren, "Design of a biologically inspired lower limb exoskeleton for human gait rehabilitation," *Review of Scientific Instruments*, vol. 87, no. 10, p. 104301, 2016.
- [51] T. Zhang and H. Huang, "Design and Control of a Series Elastic Actuator With Clutch for Hip Exoskeleton for Precise Assistive Magnitude and Timing Control and Improved Mechanical Safety," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 24, no. 5, pp. 2215-2226, 2019.
- [52] A. Seth, M. Sherman, J. A. Reinbolt and S. L. Delp, "OpenSim: a musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange," *Procedia IUTAM*, vol. 2, pp. 212-232, 2011.
- [53] S. Delp, F. C. Anderson, A. S. Arnold, P. Loan, A. Habib, C. T. John, E. Guendelman and D. G. Thelen, "OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, no. 11, pp. 1940-1950, 2007.
- [54] M. Damsgaard, J. Rasmussen, S. T. Christensen, E. Surma and M. d. Zee, "Analysis of musculoskeletal system in the AnyBody Modeling System," *Simulation Modelling Practice and Theory*, vol. 14, no. 8, pp. 1100-1111, 2006.

- [55] Á. Pérez-Somarriba Moreno, M. Medel-San Miguel, C. Rodríguez-Olmo, C. García-Lerma and I. Martínez-Caballero, "ATLAS 2030: Mejoras en los parámetros espacio-temporales de la marcha en niños con parálisis cerebral infantil. Estudio observacional," *Journal of MOVE and Therapeutic Science*, vol. 6, no. 2, p. 677, 2025.
- [56] M. W. Spong, S. Hutchinson and M. Vidyasagar, *Robot Modeling and Control*, 2nd ed., John Wiley & Sons, 2020.
- [57] S. Wang, L. Wang, C. Meijneke, E. v. Asseldonk, T. Hoellinger, G. Cheron, Y. Ivanenko, V. La Scaleia, F. Sylos-Labini, M. Molinari, F. Tamburella, I. Pisotta, F. Thorsteinsson, M. Ilzkovitz, J. Gancet, Y. Nevatia, R. Hauffe, F. Zanow and H. van der Kooij, "Design and control of the MINDWALKER exoskeleton," *IEEE Transactions on Neural Systems Rehabilitation Engineering*, vol. 23, no. 2, pp. 277-286, 2015.
- [58] C. Zhao, Z. Liu, L. Zhu y Y. Wang, «Design and Research of Series Actuator Structure and Control System Based on Lower Limb Exoskeleton Rehabilitation Robot,» *Actuators*, vol. 13, nº 1, p. 20, 2024.
- [59] L. Zheng, R. Ramli, S. Yuan y M. H. Mohd Ghazali, «System-level lightweight design of lower-limb exoskeletons: challenges and co-design strategies,» *Frontiers in Mechanical Engineering*, vol. 12, p. 1835857, 06 Julio 2026.
- [60] J. Narayan y S. K. Dwivedy, «Pediatric gait training using a lower-limb exoskeleton with adaptive finite-time sliding mode control scheme: An experimental study,» *Transactions of the Institute of Measurement and Control*, vol. 47, nº 6, pp. 1185-1198, 2024.
- [61] International Organization for Standardization, "Robots and Robotic Devices - Safety Requirements for Personal Care Robots," International Organization for Standardization, ISO 13482:2014.
- [62] N. Sari, F. Maulana Alni, A. Imran y M. Puspita Sari, «Analisis dan Desain Frame Exoskeleton Lower Limb Dengan Menggunakan Metode Finite Element Analysis (FEA),» *Journal of Mechanical and Industrial*, vol. 1, nº 1, p. 37730, 2026.
- [63] D. Valdés Tirado, G. García Carro, J. C. Alvarez, A. M. López and D. Álvarez, "Design and Characterization of a Wearable Inertial Measurement Unit," *Sensors*, vol. 24, no. 16, p. 5388, 2024.
- [64] J. Young Choi, S. Ki Kim, J. Hong, H. Park, S.-S. Yang, D. Park y M.-K. Song, «Overground Gait Training With a Wearable Robot in Children With Cerebral Palsy: A Randomized Clinical Trial,» *JAMA Network Open*, vol. 7, nº 7, p. e2422625, 2024.
- [65] K. M. Lynch and F. C. Park, *Modern Robotics: Mechanics, Planning and Control*, Cambridge University Press, 2017.
- [66] R. L. Norton, *Design of Machinery: An Introduction to the Synthesis and Analysis of Mechanisms and Machines*, McGraw-Hill Education, 2020.
- [67] J. C. Moreno and J. L. Pons, *Wearable Exoskeleton Systems: Design, Control and Applications*, Institution of Engineering and Technology, 2018.
- [68] L. Zhang, G. Liu, B. Han, Z. Wang, Y. Yan, J. Ma and p. Wei, "Knee Joint Biomechanics in Physiological Conditions and How Pathologies Can Effects It: A Systematic Review," *Applied Bionics and Biomechanics*, vol. 2020, p. 7451683, 2020.
- [69] L. Zheng, R. Ramli and W. Zhang, "Exoskeleton robotics: from rigid structures to bio-integrated systems," *Frontiers in Neurorobotics*, vol. 20, no. 2026, pp. 63-73, 11 Junio 2026.
- [70] J. Yang, Y. Zhu, H. Li, K. Wang, D. Li and Q. Qi, "Effect of robotic exoskeleton training on lower limb function, activity and participation in stroke patients: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials," *Frontiers in Neurology*, vol. 15, no. 1453781, 2024.
- [71] M. Bax, M. Goldstein, P. Rosenbaum, A. Leviton, N. Paneth, B. Dan, B. Jacobsson and D. Damiano, "Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005," *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 47, no. 8, pp. 571-576, 2005.
- [72] A. LaForme Fiss, S. Westcott McCoy, L. Avery, S. E. Hanna and O. Team, "Developmental Trajectories for the Early Clinical Assessment of Balance by Gross Motor Function Classification System Level for Children With Cerebral Palsy," *Physical Therapy*, vol. 99, no. 2, pp. 217-228, 2019.
- [73] E. F. Tizzano, "La atrofia muscular espinal en el nuevo escenario terapéutico," *Revista Médica Clínica Las Condes*, vol. 29, no. 5, pp. 512-520, 2018.
- [74] A. S. Minchalo Gallegos and E. J. M. Viteri, "Atrofia Muscular Espinal, una afección neuromotora," *Revista E-IDEA 4.0*, vol. 4, no. 13, pp. 71-80, 2022.
- [75] K. P. Murphy, M. A. Alexander and D. J. Matthews, *Pediatric Rehabilitation: Principles and Practice*, 5 ed., Demos Medical Publishing, 2015.
- [76] M. Mathew, M. J. Thomas, N. Varma, S. Sulaiman, A. N. Amudhan and A. P. Sudheer, "A systematic review of technological advancements in signal sensing, actuation, control and training methods in robotic exoskeletons for rehabilitation," *Industrial Robot: The International Journal of Robotics Research and Application*, vol. 50, no. 3, pp. 432-455, 2023.
- [77] J. C. Ávila-Vilchis and A. H. Vilchis-González, "Desafíos y avances en la robótica de rehabilitación: Un enfoque en la inclusión y la innovación," *Sociedad & Tecnología*, vol. 8, no. S1, pp. 18-38, 2025.
- [78] B. Dierwechter and S. A. Kolakowsky-Hayner, "Journey to 1 Million Steps: A Retrospective Case Series Analyzing the Implementation of Robotic-Assisted Gait Training Into an Outpatient Pediatric Clinic," *Pediatric Physical Therapy*, vol. 36, no. 2, pp. 285-293, 2024.
- [79] B. Xia, N. Mi, Z. Wen y Y. Zhang, «Protocol for the "stand the future" trial: robotic exoskeleton gait training for non-ambulatory children with spastic cerebral palsy,» *Frontiers in Neurology*, vol. 16, p. 1651913, 2025.
- [80] F. Richter, E. Holmes, F. Richter, K. Guttmann, S. Q. Duong, S. Gangadharan, E. E. Schadt, H. Salmasian, B. D. Gelb y B. S. Glicksberg, «Toward governance of artificial intelligence in pediatric healthcare,» *npj Digital Medicine*, vol. 8, nº 1, p. 636, 2025.
- [81] R. Alanazi, A. S. Alanazi, S. Algalzlan y H. Benlaria, «Assessing the impact of AI tools on mobility and daily assistance for children with down syndrome in Saudi Arabia,» *Scientific Reports*, vol. 15, nº 1, p. 30826, 2025.
- [82] Organización Mundial de la Salud; Banco Mundial, "Informe mundial sobre la discapacidad 2011," Organización Mundial de la Salud, 2011.
- [83] W. Meng, Q. Liu, Z. Zhou, Q. Ai, B. Sheng and S. Xie, "Recent development of mechanisms and control strategies for robot-assisted lower limb rehabilitation," *Mechatronics*, vol. 31, pp. 132-145, 2015.
- [84] R. M. Jiménez, "Estudio sistémico de una estructura exoesquelética para la rehabilitación de la atrofia muscular de la mano en personas con artritis reumatoide," España, 2023.