



MÁSTER EN INGENIERÍA INDUSTRIAL

TRABAJO FIN DE MÁSTER

OPTIMIZACIÓN PARA USO PORTABLE Y EXTERIOR DE ADEMÁS DE ABARATAMIENTO DE COSTES DE UN EXOESQUELETO PARA NIÑOS CON DISCAPACIDAD MOTORA

Autor: Daniela Sanz Verdesoto

Director: María Dolores Carnicero García

Madrid

Agosto de 2025

Declaro, bajo mi responsabilidad, que el Proyecto presentado con el título
Optimización para uso portable y exterior de además de abaratamiento de costes de un
exoesqueleto para niños con discapacidad motora

en la ETS de Ingeniería - ICAI de la Universidad Pontificia Comillas en el

curso académico 2024/25 es de mi autoría, original e inédito y

no ha sido presentado con anterioridad a otros efectos.

El Proyecto no es plagio de otro, ni total ni parcialmente y la información que ha sido

tomada de otros documentos está debidamente referenciada.



Fdo.: Daniela Sanz Verdesoto

Fecha: 30 / 08 / 2025

Autorizada la entrega del proyecto

EL DIRECTOR DEL PROYECTO



Fdo.: María Dolores Carnicero García

Fecha: 30 / 08 / 2025



MÁSTER EN INGENIERÍA INDUSTRIAL

TRABAJO FIN DE MÁSTER

OPTIMIZACIÓN PARA USO PORTABLE Y EXTERIOR DE ADEMÁS DE ABARATAMIENTO DE COSTES DE UN EXOESQUELETO PARA NIÑOS CON DISCAPACIDAD MOTORA

Autor: Daniela Sanz Verdesoto

Director: María Dolores Carnicero García

Madrid

OPTIMIZACIÓN PARA USO PORTABLE Y EXTERIOR DE ADEMÁS DE ABARATAMIENTO DE COSTES DE UN EXOESQUELETO PARA NIÑOS CON DISCAPACIDAD MOTORA

Autor: Sanz Verdesoto, Daniela.

Director: Carnicero García, María Dolores.

Entidad Colaboradora: ICAI

RESUMEN DEL PROYECTO

Este trabajo presenta un rediseño del exoesqueleto pediátrico Atlas 2030 orientado a mejorar su portabilidad y su uso en exteriores, así como a reducir los costes de fabricación. La propuesta combina la reducción de grados de libertad activos, el diseño de un sistema de ruedas y la evaluación comparativa de materiales mediante simulaciones estructurales.

Palabras clave: Exoesqueleto pediátrico, ATLAS 2030, portabilidad, grados de libertad, amortiguación, ruedas, estabilidad, Abaqus.

1. Introducción

Los exoesqueletos infantiles han demostrado su utilidad terapéutica en patologías neuromusculares, pero su adopción diaria se ve limitada por el peso, el coste y la falta de adaptabilidad a entornos no clínicos.

El presente trabajo plantea soluciones de ingeniería orientadas a transformar el Atlas 2030 en un dispositivo más ligero, económico y fácil de utilizar, con el objetivo de favorecer su integración en la vida cotidiana de niños y familias.

2. Definición del proyecto

El objetivo es doble: por un lado, reducir la masa, el consumo energético y la complejidad del control, y por otro lado, extender la operación a contextos reales como viviendas, aulas o aceras. Para ello se propone una reducción del número de grados de libertad activos, un sistema de rodadura modular con amortiguación ajustada y un bastidor optimizado mediante simulación estructural en distintos materiales.

3. Descripción del modelo/sistema/herramienta

El proyecto se basa en proponer modificaciones al exoesqueleto Atlas 2030 con el fin de hacerlo más portable, más económico y adecuado para entornos cotidianos. En la siguiente ilustración se muestra el esquema del dispositivo estudiado.



Ilustración 1 - Esquema del exoesqueleto Atlas 2030 [1]

La primera línea de trabajo ha sido la reducción de grados de libertad, pasando de ocho a cuatro articulaciones activas por pierna. Se mantienen motorizados los movimientos esenciales para la propulsión y la estabilidad mediolateral, mientras que los ejes secundarios se resuelven con mecanismos pasivos o semiactivos de impedancia regulable.

En segundo lugar, se diseñó un sistema de amortiguación y ruedas tomando como modelo dinámico cada apoyo con un sistema masa–resorte–amortiguador de frecuencia natural 6 Hz y amortiguamiento del 25 por ciento. Con esta configuración se absorben vibraciones y pequeños impactos sin comprometer la estabilidad, y se estableció una capacidad mínima de 500 N por rueda para cubrir situaciones de carga dinámica. La solución final propone dos juegos de ruedas intercambiables: uno de 100 mm para uso interior, con baja resistencia al rodamiento y buena maniobrabilidad, y otro de 125 mm para exteriores, con mayor tracción y capacidad de superar obstáculos. Finalmente, el bastidor se dimensionó con una base de 0,65 m por 0,50 m y una altura de referencia del centro de gravedad de hasta 0,85 m.

Por otro lado, se realizaron simulaciones en Abaqus para analizar su comportamiento en acero, aluminio y fibra de carbono, comparando tensiones y desplazamientos.

4. Resultados

Los resultados obtenidos validan la propuesta de ruedas intercambiables. En interiores, la rueda de 100 mm permite superar de forma segura obstáculos de hasta 28 mm, manteniendo baja resistencia al rodamiento y giros suaves. En exteriores, la rueda de 125 mm aumenta la capacidad hasta 36 mm, reduciendo el ángulo de ataque y mejorando el confort en superficies irregulares gracias a la goma más blanda y al taqueado fino. Este diseño modular garantiza versatilidad, seguridad y confort en distintos escenarios.

Por otro lado, el gráfico de la relación entre masa y desplazamiento máximo (Ilustración 2) para diferentes materiales confirma la conveniencia del aluminio como material estructural. El acero presenta baja deformación pero un peso elevado, la fibra de carbono reduce la masa pero muestra desplazamientos mayores y un coste alto, mientras que el aluminio se sitúa en un equilibrio adecuado entre ligereza, rigidez y coste, lo que lo convierte en la opción más apropiada para el bastidor del dispositivo.

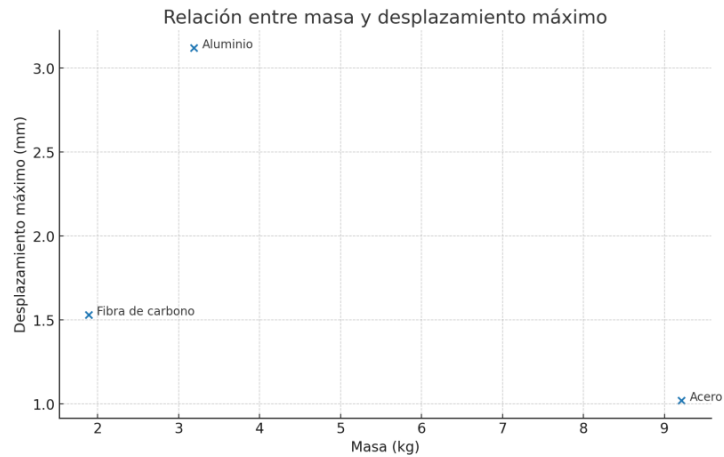


Ilustración 2 – Relación entre masa y desplazamiento para diferentes materiales

La simulación estructural en Abaqus con el bastidor fabricado en aluminio ofrece como resultado una deformación máxima de 3,11 mm y una tensión máxima equivalente de Von Mises de 388,3 MPa. Estos valores se encuentran dentro de márgenes aceptables para un uso seguro, ya que la deformación máxima no compromete la geometría funcional del bastidor y la tensión se sitúa por debajo del límite elástico del aluminio estructural empleado.

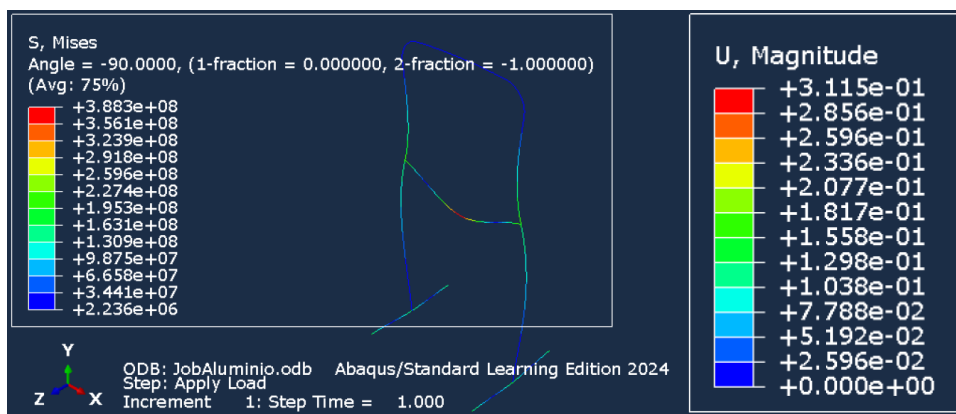


Ilustración 3 – Resultados simulación Abaqus con aluminio

5. Conclusiones

El proyecto demuestra que es posible optimizar el Atlas 2030 para obtener un exoesqueleto pediátrico más ligero, portable y económico sin perder eficacia terapéutica. La reducción selectiva de grados de libertad y la modularidad en el sistema de ruedas permiten su adaptación a distintos entornos, mientras que la elección del aluminio garantiza un buen equilibrio entre coste y prestaciones.

6. Referencias

- [1] García Armada, E. “Descripción del proyecto Atlas”, Premio Duran Farell de Investigación Tecnológica, 2020. <https://www.upc.edu/ca/sala-de-premsa/pdfs/descripcion-proyecto-atlas-elena-garcia-armada.pdf>

OPTIMIZATION OF A PEDIATRIC EXOSKELETON FOR PORTABLE AND OUTDOOR USE WITH COST REDUCTION

Author: Sanz Verdesoto, Daniela.

Supervisor: Carnicero García, María Dolores.

Collaborating Entity: ICAI

ABSTRACT

This work presents a redesign of the pediatric exoskeleton Atlas 2030 aimed at improving its portability and outdoor use, as well as reducing manufacturing costs. The proposal combines the reduction of active degrees of freedom, the design of a wheel and damping system, and a comparative evaluation of materials through structural simulations.

Keywords: Pediatric exoskeleton, ATLAS 2030, portability, degrees of freedom, damping, wheels, stability, Abaqus.

1. Introduction

Pediatric exoskeletons have proven their therapeutic usefulness in neuromuscular pathologies, but their daily adoption is limited by weight, cost, and the lack of adaptability to non-clinical environments. This work proposes engineering solutions to transform the Atlas 2030 into a lighter, more affordable, and easier-to-use device, with the aim of promoting its integration into the daily lives of children and their families.

2. Project definition

The objective is twofold: on the one hand, to reduce mass, energy consumption, and control complexity; and on the other hand, to extend operation to real contexts such as homes, classrooms, or sidewalks. To achieve this, a reduction in the number of active degrees of freedom is proposed, together with a modular rolling system with tuned damping, and a chassis optimized through structural simulation with different materials.

3. Description of the model/system/tool

The project is based on proposing modifications to the Atlas 2030 exoskeleton in order to make it more portable, more economical, and better suited to daily environments. The following illustration shows the scheme of the studied device.



Figure 3 – Diagram of the Atlas 2030 exoskeleton [1]

The first line of work was the reduction of degrees of freedom, going from eight to four active joints per leg. The essential movements for propulsion and mediolateral stability are kept motorized, while the secondary axes are resolved through passive or semi-active mechanisms with adjustable impedance.

Secondly, a damping and wheel system was designed, modeling each support as a mass–spring–damper system with a natural frequency of 6 Hz and a damping ratio of 25 percent. With this configuration, vibrations and small impacts are absorbed without compromising stability, and a minimum capacity of 500 N per wheel was established to cover dynamic load situations. The final solution proposes two sets of interchangeable wheels: one of 100 mm for indoor use, with low rolling resistance and good maneuverability, and another of 125 mm for outdoor use, offering greater traction and obstacle-surpassing capacity. Finally, the frame was dimensioned with a base of 0.65 m by 0.50 m and a reference center of gravity height of up to 0.85 m.

In addition, simulations were carried out in Abaqus to analyze its behavior in steel, aluminum, and carbon fiber, comparing stresses and displacements.

4. Results

The results obtained validate the proposal of interchangeable wheels. Indoors, the 100 mm wheel allows safe overcoming of obstacles up to 28 mm, maintaining low rolling resistance and smooth turns. Outdoors, the 125 mm wheel increases the capacity up to 36 mm, reducing the angle of attack and improving comfort on irregular surfaces thanks to the softer rubber and fine tread pattern. This modular design ensures versatility, safety, and comfort in different scenarios.

On the other hand, the graph of the relationship between mass and maximum displacement (Figure 2) for different materials confirms the suitability of aluminum as a structural material. Steel shows low deformation but high weight, carbon fiber reduces mass but results in greater displacements and high cost, while aluminum offers a balanced compromise between lightness, stiffness, and cost, making it the most appropriate option for the device frame.

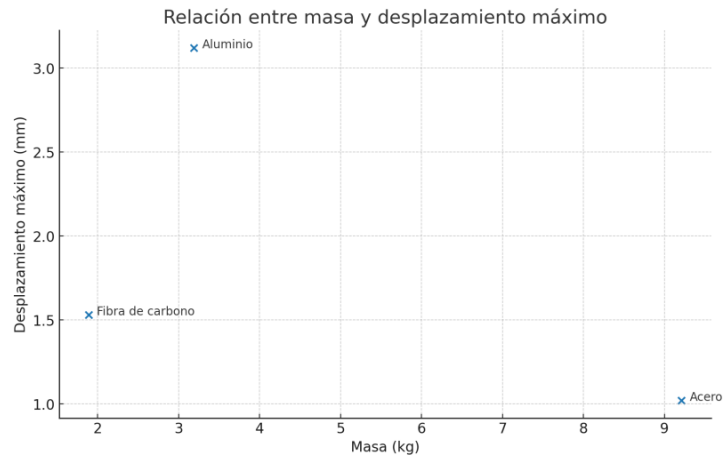


Figure 4 – Relationship between mass and displacement for different materials

The structural simulation in Abaqus with the frame made of aluminum resulted in a maximum deformation of 3.11 mm and a maximum equivalent Von Mises stress of 388.3 MPa. These values fall within acceptable margins for safe use, since the maximum deformation does not compromise the functional geometry of the frame and the stress remains below the yield strength of the structural aluminum employed.

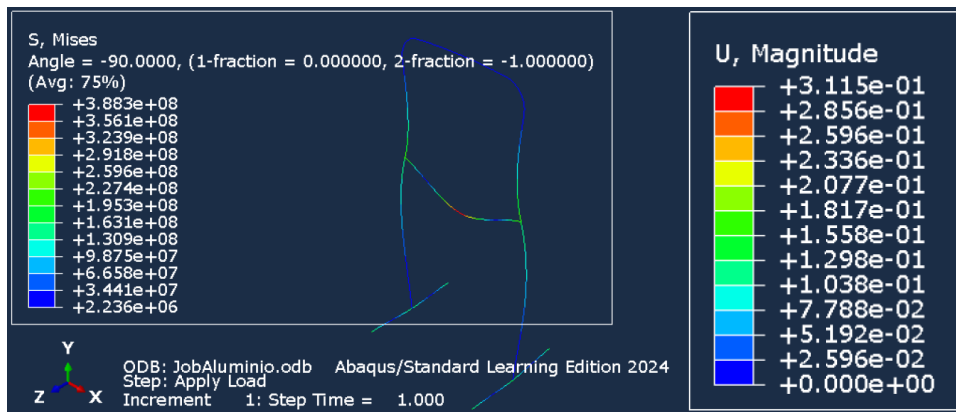


Figure 3 – Abaqus simulation results with aluminum

5. Conclusions

The project demonstrates that it is possible to optimize the Atlas 2030 to obtain a pediatric exoskeleton that is lighter, more portable, and more cost-effective without losing therapeutic effectiveness. The selective reduction of degrees of freedom and the modularity of the wheel system allow adaptation to different environments, while the choice of aluminum ensures a good balance between cost and performance.

6. References

- [1] García Armada, E. “Descripción del proyecto Atlas”, Premio Duran Farell de Investigación Tecnológica, 2020. <https://www.upc.edu/ca/sala-de-premsa/pdfs/descripcion-proyecto-atlas-elena-garcia-armada.pdf>

Índice de la memoria

Capítulo 1. Introducción	7
1.1 Motivación del proyecto	8
Capítulo 2. Descripción de las Tecnologías.....	9
Capítulo 3. Estado de la Cuestión	12
3.1 Introducción al estado de la cuestión	12
3.1.1 Objetivo del capítulo	12
3.1.2 Contexto de la discapacidad motora infantil	12
3.1.3 Necesidad de tecnologías de asistencia adaptadas.....	13
3.2 Clasificación de las soluciones existentes.....	14
3.2.1 Exoesqueletos activos pediátricos.....	14
3.2.2 Dispositivos pasivos: andadores y bipedestadores.....	15
3.2.3 Plataformas robóticas clínicas de rehabilitación	17
3.3 Exoesqueletos pediátricos en el mercado.....	18
3.3.1 ATLAS 2030.....	18
3.3.2 EksoNR.....	21
3.4 Dispositivos pasivos de soporte y marcha	23
3.4.1 Reciprocador NF-Walker.....	23
3.4.2 Bipedestador Standz.....	25
3.5 Sistemas robóticos de rehabilitación fija.....	26
3.5.1 Lokomat.....	26
3.5.2 Gait Trainer GT II.....	28
3.5.3 Innowalk Pro.....	29
3.6 Comparación entre tecnologías.....	31
3.6.1 Accesibilidad y coste	31
3.6.2 Funcionalidad (activa vs pasiva).....	32
3.6.3 Adaptabilidad y portabilidad	33
3.6.4 Requisitos de uso (entorno clínico vs doméstico)	34
3.7 Limitaciones de las soluciones actuales.....	36
3.7.1 Barreras técnicas	36

3.7.2 Barreras económicas.....	37
3.7.3 Barreras de implementación en entornos reales.....	38
3.8 Oportunidades detectadas.....	39
3.8.1 Espacio para dispositivos híbridos (uso clínico y domiciliario).....	39
3.8.2 Importancia del rediseño estructural y funcional.....	40
3.8.3 Relevancia de la portabilidad y la autonomía energética	40
Capítulo 4. Definición del Trabajo	42
4.1 Justificación.....	42
4.1.1 Análisis crítico de las soluciones actuales.....	42
4.1.2 Limitaciones detectadas	44
4.1.3 Oportunidades de mejora y enfoque propuesto	45
4.2 Objetivos	47
4.2.1 Objetivo general.....	47
4.2.2 Objetivos específicos	48
4.3 Metodología	49
Capítulo 5. Sistema/Modelo Desarrollado	51
5.1 Reducción de grados de libertad	51
5.1.1 Análisis del sistema original	51
5.1.2 Justificación técnica de la reducción.....	54
5.1.3 Efectos en coste, control y usabilidad.....	55
5.1.4 Diseño final propuesto	57
5.1.5 Articulaciones pasivas o semiactivas.....	61
5.2 Diseño de amortiguación y selección de ruedas	67
5.2.1 Geometría del bastidor y parámetros de diseño	67
5.2.2 Cargas por rueda	68
5.2.3 Modelo dinámico de cada apoyo	70
5.2.4 Rigidez y amortiguamiento equivalentes.....	72
5.2.5 Estabilidad lateral y ángulo de vuelco.....	74
5.2.6 Fricción y resistencia al rodamiento	76
5.2.7 Selección final de ruedas para uso interior y exterior.....	78
5.2.8 Cálculo del ángulo de ataque y capacidad de superación de obstáculos.....	80
5.3 Desarrollo del modelo en Abaqus.....	82

5.3.1	<i>Introducción al modelado en Abaqus</i>	82
5.3.2	<i>Creación de la geometría (Parts)</i>	83
5.3.3	<i>Definición de secciones y propiedades</i>	86
5.3.4	<i>Ensamblaje (Assembly)</i>	88
5.3.5	<i>Mallado (Mesh)</i>	89
5.3.6	<i>Condiciones de contorno (BC)</i>	92
5.3.7	<i>Aplicación de cargas (Load)</i>	93
5.3.8	<i>Análisis (Job Manager)</i>	95
5.3.9	<i>Comparativa</i>	99
Capítulo 6. Análisis de Resultados		101
6.1	Análisis grados de libertad.....	101
6.2	Análisis diseño de amortiguación y selección de ruedas	102
6.3	Análisis de resultados Abaqus	104
Capítulo 7. Conclusiones y Trabajos Futuros		108
Capítulo 8. Bibliografía		110
ANEXO I		113

Índice de figuras

Figura 2. Diagrama dispositivo activo.....	15
Figura 3. Diagrama dispositivo pasivo	17
Figura 4. Diagrama dispositivos robóticos	18
Figura 5. Exoesqueleto Atlas 2030 [1].....	19
Figura 6. Pantalla principal de la aplicación y pantalla de ajustes (Atlas 2030) [1]	21
Figura 7. Exoesqueleto ExsoNR.....	22
Figura 8. Reciprocador NF-Walker	24
Figura 9. Bipedestador Standz.....	25
Figura 10. Sistema robótico Lokomat	27
Figura 11. Dispositivo Gait Trainer GT II.....	28
Figura 12. Dispositivo Innowalk Pro.....	30
Figura 13. Limitaciones exoesqueleto Atlas 2030.....	45
Figura 14. Oportunidades de mejora exoesqueleto Atlas 2030	47
Figura 15. Metodología del proyecto	50
Figura 16. Grados de libertad de la extremidad inferior humana	51
Figura 17. Grados de libertad activos exoesqueleto Atlas 2030.....	53
Figura 18. Modelo exoesqueleto Symbitron.....	62
Figura 19. Exoesqueleto unipodal con tres grados de libertad: flexión/extensión activa de rodilla, rotación pasiva de rodilla y grado de libertad prismático pasivo en el tobillo.....	63
Figura 20. Exoesqueleto G-Exos, compuesto por un sistema pasivo que utiliza la biomecánica natural de la marcha para asistir la dorsiflexión y permitir la eversión/inversión del tobillo.....	65
Figura 21. Variación del ángulo de vuelco con la altura del centro de gravedad.....	75
Figura 22. Part 1(modelo Abaqus)	84
Figura 23. Part 2 (modelo Abaqus)	85
Figura 24. Part 3 (modelo Abaqus)	85

Figura 25. Part 4 (estructura completa en 3D).....	86
Figura 26. Definición de perfil tubular	87
Figura 27. Estructura ensamblada en el Assembly	89
Figura 28. Mallado de la estructura (Assembly, elementos tipo beam)	91
Figura 29. Condiciones de contorno aplicadas	93
Figura 30. Cargas aplicadas en el RP	94
Figura 31. Campo de desplazamientos de la estructura en el plano deformado (caso aluminio)	96
Figura 32. Distribución de tensiones equivalentes de von Mises en la estructura (caso aluminio).....	96
Figura 33. Campo de desplazamientos de la estructura en el plano deformado (caso acero)	97
Figura 34. Distribución de tensiones equivalentes de von Mises en la estructura (caso acero)	97
Figura 35. Campo de desplazamientos de la estructura en el plano deformado (caso fibra de carbono).....	98
Figura 36. Distribución de tensiones equivalentes de von Mises en la estructura (caso fibra de carbono)	98
Figura 37. Desplazamiento máximo según material	99
Figura 38. Masa de la estructura según material	100
Figura 39. Relación entre masa y desplazamiento máximo	100

Índice de tablas

Tabla 1. Comparativa entre tecnologías	36
Tabla 2. Ventajas/ Desventajas dispositivos.....	43
Tabla 3. Escenarios de estudio	73
Tabla 4. Ángulo de vuelco para diferentes usuarios.....	75
Tabla 5. Coeficiente de fricción para distintas superficies	77
Tabla 6. Características ruedas de interior y exterior	79
Tabla 7. Propuesta final de ruedas del dispositivo	81
Tabla 8. Propiedades de los materiales empleados en la simulación	88
Tabla 9. Comparativa de precios	105

Capítulo 1. INTRODUCCIÓN

La parálisis cerebral infantil (PCI) es una de las afecciones neurológicas más comunes en la infancia, y constituye la principal causa de discapacidad motora permanente en niños. Se trata de un trastorno del desarrollo motor causado por una lesión cerebral no progresiva que ocurre en las etapas tempranas del desarrollo, generalmente antes, durante o poco después del nacimiento. Aunque la lesión en sí no empeora con el tiempo, sus efectos pueden intensificarse a medida que el niño crece, afectando la postura, el control muscular, la coordinación, el equilibrio y, en muchos casos, también el habla y la percepción sensorial.

A nivel global, se estima que entre 2 y 3 de cada 1.000 niños nacen con algún grado de parálisis cerebral, lo que supone millones de familias que enfrentan día a día los desafíos asociados a esta condición. Las limitaciones físicas que genera la PCI afectan profundamente la capacidad del niño para realizar tareas cotidianas de forma autónoma, como caminar, sentarse, alimentarse o jugar, condicionando su calidad de vida y su integración social. Estas dificultades no solo repercuten en el desarrollo físico y emocional del menor, sino que también suponen un gran impacto psicológico y económico para sus familias, que deben adaptarse a una vida de cuidados continuos, terapias prolongadas y barreras de accesibilidad en múltiples niveles. [2]

La inclusión de estos niños en entornos educativos, recreativos y comunitarios depende en gran medida del acceso a tecnologías de apoyo que les permitan desplazarse y participar activamente en su entorno. Sin embargo, muchas de estas soluciones siguen siendo inaccesibles por su coste, su complejidad técnica o su exclusividad en entornos hospitalarios. Ante este contexto, se hace evidente la necesidad de fomentar la investigación y el desarrollo de dispositivos más accesibles, adaptables y centrados en las necesidades reales de las familias.

El presente proyecto nace de una motivación profundamente humana. Surge del caso de Daniela, una niña de cinco años que padece una alteración genética que afecta gravemente su desarrollo motor. Daniela no puede caminar ni sentarse sin ayuda, y sufre frecuentes episodios epilépticos que complican aún más su autonomía. Su situación, compartida por muchos otros niños con condiciones similares, refleja las limitaciones actuales de las soluciones tecnológicas existentes, que no logran adaptarse del todo a la vida diaria de los menores ni a las realidades de sus cuidadores.

El compromiso de su padre, Carlos, por mejorar su calidad de vida, puso de manifiesto la necesidad urgente de encontrar alternativas más asequibles, ligeras y funcionales que permitan a niños como Daniela ganar independencia, moverse con mayor libertad y participar en su entorno familiar, educativo y social sin depender exclusivamente de entornos clínicos. Este trabajo busca precisamente dar respuesta a esa necesidad, no como un ejercicio puramente técnico, sino como una propuesta con impacto real en la vida de las personas.

Desde una perspectiva social, económica y ética, el proyecto se enmarca en el esfuerzo global por reducir desigualdades y promover el acceso a la salud y a la innovación tecnológica como derecho, y no como privilegio. La motivación que lo impulsa es clara: acercar la ingeniería a las personas que más lo necesitan, mediante soluciones tangibles que contribuyan a una sociedad más inclusiva y equitativa.

Capítulo 2. DESCRIPCIÓN DE LAS TECNOLOGÍAS

El análisis por elementos finitos (FEA, por sus siglas en inglés) es un método numérico utilizado para resolver problemas de ingeniería que implican deformaciones, esfuerzos, temperatura, transferencia de calor u otros fenómenos físicos. Consiste en dividir una geometría compleja en un conjunto de pequeñas unidades simples llamadas elementos, que se conectan entre sí mediante nodos. Este proceso permite transformar ecuaciones diferenciales en sistemas algebraicos que pueden resolverse mediante cálculo matricial.

La finalidad del FEA es obtener una aproximación del comportamiento de un sistema físico bajo determinadas condiciones. En lugar de analizar toda la geometría como un bloque único, el método evalúa cómo se comporta cada elemento ante las cargas aplicadas y cómo se transmite ese comportamiento a través de los nodos. Así, se obtienen distribuciones de desplazamientos, tensiones y deformaciones, lo que permite detectar zonas críticas, verificar la resistencia estructural y comparar diferentes configuraciones antes de fabricar el objeto real. [3]

El proceso habitual de una simulación comienza con el diseño geométrico del modelo y su discretización mediante una malla. A continuación, se asignan propiedades materiales (como módulo de elasticidad y coeficiente de Poisson), se definen las condiciones de contorno (por ejemplo, apoyos o restricciones) y se aplican las cargas externas. Una vez completados estos pasos, se ejecuta el análisis y se obtienen los resultados, que se interpretan a través de gráficos o mapas de colores que representan magnitudes físicas.

En el desarrollo de componentes mecánicos, este tipo de análisis permite tomar decisiones informadas sobre el espesor, la forma o el material de cada pieza. También es útil para comprobar si una estructura puede soportar el uso previsto sin fallos. Aunque se trata de un método aproximado, su precisión puede ser alta si se realiza con una malla adecuada y una definición correcta de los parámetros del modelo.

En este proyecto se utiliza el software Abaqus, una herramienta de cálculo por elementos finitos desarrollada por Dassault Systèmes. Abaqus permite modelar, analizar y visualizar el comportamiento estructural de componentes mecánicos sometidos a diferentes condiciones. El entorno de trabajo Abaqus/CAE proporciona funciones para importar geometrías en 3D, definir contactos entre superficies, aplicar materiales reales y configurar distintos tipos de análisis, como estáticos, dinámicos o térmicos.

El programa permite asignar modelos de material lineales o no lineales, considerar grandes deformaciones, definir fricción entre piezas en contacto y analizar tanto cargas lentas como impactos. Es especialmente útil para estudiar piezas con formas irregulares o con muchas superficies en contacto, como ocurre en el caso de los mecanismos articulados. Además, la calidad de los resultados depende en buena parte de cómo se definan la malla, las cargas, las condiciones de contorno y las propiedades del material.

En el caso del rediseño del exoesqueleto objeto de este trabajo, Abaqus se empleará para comprobar si las piezas propuestas cumplen con los requisitos mecánicos mínimos. Las simulaciones estarán enfocadas en evaluar:

- Tensiones máximas en componentes estructurales.
- Deformaciones bajo carga.
- Distribución de esfuerzos en zonas de unión.
- Estabilidad de la estructura.

Esto permite comprobar si el dispositivo es funcional sin necesidad de fabricar prototipos físicos durante esta etapa. También sirve para comparar diferentes versiones del diseño, modificar parámetros y reducir el peso total del conjunto sin perder seguridad.

En resumen, la combinación del método de elementos finitos y el uso de Abaqus permite estudiar con detalle el comportamiento del exoesqueleto antes de su fabricación. Esto facilita tomar decisiones basadas en datos objetivos y adaptar el diseño a los requerimientos específicos del proyecto.

Capítulo 3. ESTADO DE LA CUESTIÓN

3.1 INTRODUCCIÓN AL ESTADO DE LA CUESTIÓN

3.1.1 OBJETIVO DEL CAPÍTULO

El objetivo de este capítulo es realizar una revisión de las tecnologías y soluciones existentes actualmente en el ámbito de la asistencia a niños con discapacidad motora, con especial énfasis en los dispositivos orientados a mejorar la movilidad, la postura y la función motora. Esta revisión abarca tanto productos comercializados como desarrollos en fase de investigación, agrupándolos en categorías según su función y grado de asistencia. A través de este análisis se pretende identificar las limitaciones de las soluciones actuales y justificar, en capítulos posteriores, la necesidad de una propuesta alternativa.

3.1.2 CONTEXTO DE LA DISCAPACIDAD MOTORA INFANTIL

La discapacidad motora en la infancia, causada en muchos casos por parálisis cerebral u otras afecciones neuromusculares, condiciona significativamente el desarrollo psicomotor y la autonomía funcional del niño. Estas limitaciones afectan a su capacidad para caminar, mantener el equilibrio, sentarse sin ayuda o participar en actividades escolares y sociales. El entorno familiar, educativo y clínico suele requerir adaptaciones constantes y el uso de tecnologías de apoyo para compensar las funciones limitadas.

Dentro de este contexto, el uso de dispositivos asistenciales es una herramienta fundamental para promover la participación activa del niño en su entorno. Sin embargo, las soluciones disponibles varían en complejidad, coste y aplicabilidad. Algunos sistemas han sido desarrollados específicamente para la rehabilitación dentro del entorno clínico, mientras que

otros buscan facilitar la vida diaria en el hogar o en la escuela. No obstante, la mayoría de las soluciones disponibles presentan limitaciones relevantes en cuanto a portabilidad o adaptabilidad al crecimiento del usuario.

3.1.3 NECESIDAD DE TECNOLOGÍAS DE ASISTENCIA ADAPTADAS

El diseño de tecnologías de asistencia para niños presenta retos específicos que no pueden abordarse simplemente adaptando tecnologías pensadas para adultos. Los usuarios pediátricos requieren dispositivos ajustables, con pesos reducidos, formas ergonómicas, materiales seguros y configuraciones mecánicas que se adapten a su crecimiento. Además, el entorno de uso no se limita a una sala de rehabilitación: los dispositivos deben funcionar también en casa, en el colegio o al aire libre, sin la necesidad constante de supervisión médica.

Los exoesqueletos infantiles, los dispositivos de soporte postural y los sistemas robotizados de rehabilitación representan distintas respuestas tecnológicas a esta necesidad, pero hasta el momento ninguna solución ha logrado conjugar adecuadamente funcionalidad clínica, portabilidad y accesibilidad económica. Este desfase entre lo que la tecnología puede ofrecer y lo que las familias pueden utilizar en su día a día es uno de los principales factores que justifican la exploración de nuevas propuestas.

El presente capítulo se recopila, clasifica y analiza de forma crítica el estado actual de las tecnologías existentes en este ámbito, sentando las bases para el desarrollo de una solución alternativa que intente superar las limitaciones observadas.

3.2 CLASIFICACIÓN DE LAS SOLUCIONES EXISTENTES

En el desarrollo de tecnologías de asistencia dirigidas a niños con discapacidad motora, es posible identificar tres enfoques principales en función del nivel de actuación mecánica, el entorno de uso y el grado de intervención sobre el cuerpo del usuario. Estas soluciones, aunque muy diversas en diseño y aplicación, pueden agruparse en tres grandes categorías: los exoesqueletos activos pediátricos, los dispositivos pasivos como andadores o bipedestadores, y las plataformas robóticas clínicas orientadas a la rehabilitación funcional. Cada una de estas categorías responde a necesidades distintas, ofreciendo diferentes niveles de soporte, autonomía y complejidad técnica.

3.2.1 EXOESQUELETOS ACTIVOS PEDIÁTRICOS

Los exoesqueletos activos pediátricos son sistemas robóticos portables diseñados para asistir o generar movimiento en las extremidades inferiores de niños con discapacidad motora. Incorporan actuadores, sensores e interfaces de control que les permiten adaptarse al cuerpo infantil tanto en proporciones como en requerimientos fisiológicos. Esto incluye consideraciones clave como el bajo peso corporal, los cambios morfológicos asociados al crecimiento y la necesidad de garantizar ergonomía, seguridad y comodidad durante su uso diario.

El movimiento que proporcionan estos dispositivos se genera activamente mediante motores eléctricos o actuadores hidráulicos, que reproducen patrones de marcha fisiológica y ofrecen soporte cuando la musculatura del niño no puede generar el desplazamiento por sí sola. Para lograr una asistencia personalizada, el sistema integra sensores inerciales, sensores de presión, que permiten interpretar la intención de movimiento del usuario y ajustar la respuesta en tiempo real. Estos exoesqueletos pueden operar en distintos modos, desde

asistencia completa hasta soporte parcial o seguimiento pasivo, en función de los objetivos terapéuticos definidos por el equipo clínico. Si bien su implementación está avanzando tanto en contextos hospitalarios como domiciliarios, su uso generalizado aún se ve limitado por el elevado coste, la necesidad de recarga energética y la supervisión técnica o médica requerida durante su funcionamiento.

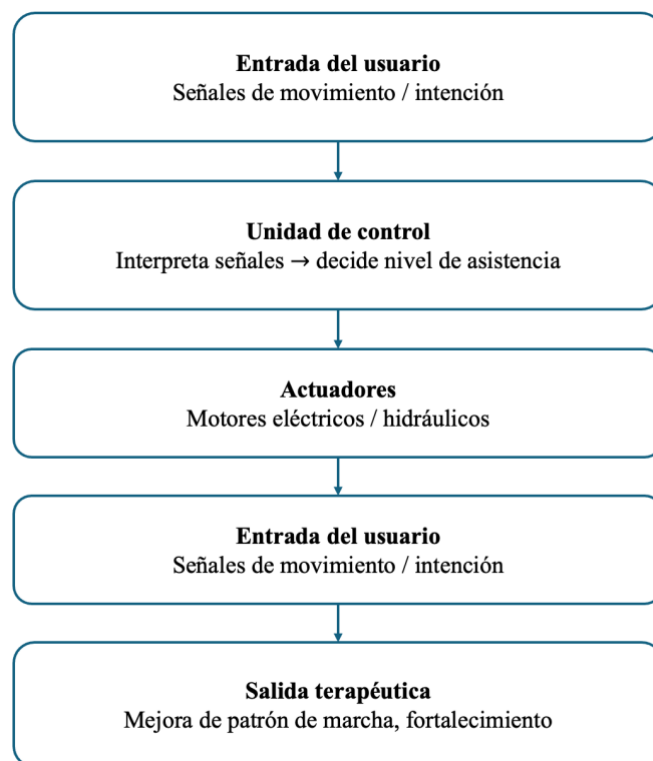


Figura 1. Diagrama dispositivo activo

3.2.2 DISPOSITIVOS PASIVOS: ANDADORES Y BIPEDESTADORES

Los dispositivos pasivos, como los andadores o los bipedestadores, representan una solución de menor complejidad técnica, pero con gran presencia en el ámbito cotidiano de la atención infantil. A diferencia de los dispositivos activos, estos no generan movimiento mecánico ni cuentan con sistemas automáticos de actuación. Su función principal es brindar un soporte

físico que ayude al niño a mantener la postura, estabilizar su equilibrio y facilitar el desplazamiento asistido en aquellos casos en los que exista cierta capacidad motora residual.

Los andadores suelen estar formados por estructuras metálicas rígidas, con ruedas y puntos de apoyo ajustables, lo que permite que el niño se desplace parcialmente por sí mismo, apoyando parte de su peso corporal sobre el dispositivo. Disponen generalmente de sistemas de freno, antirretroceso y regulación en altura, lo cual favorece su adaptabilidad. Los bipedestadores, por su parte, están diseñados para mantener al niño en posición vertical, favoreciendo no solo la activación postural sino también funciones fisiológicas como la respiración, la digestión y el fortalecimiento óseo. Existe también una categoría intermedia que incluye los reciprocadores de marcha, que emplean mecanismos pasivos como poleas o muelles para inducir un patrón alternante de locomoción, activado por el propio desplazamiento corporal del usuario. Estos dispositivos destacan por su accesibilidad económica, facilidad de uso y portabilidad, aunque su eficacia disminuye significativamente en casos de debilidad muscular severa o espasticidad pronunciada.

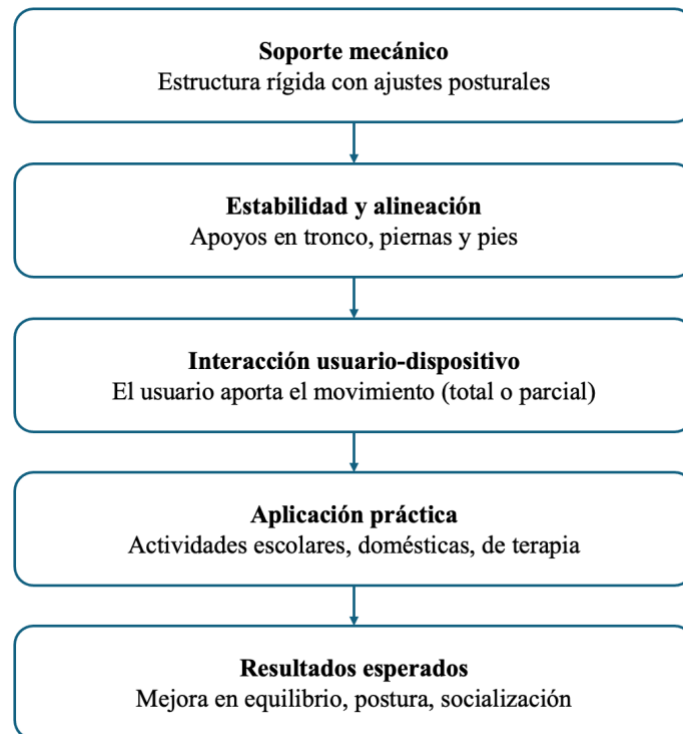


Figura 2. Diagrama dispositivo pasivo

3.2.3 PLATAFORMAS ROBÓTICAS CLÍNICAS DE REHABILITACIÓN

Las plataformas robóticas clínicas de rehabilitación constituyen un tipo de tecnología avanzada pensada para su uso exclusivo en entornos terapéuticos especializados. Se trata de sistemas no portables, anclados a una estructura fija que integra cintas de marcha, soportes de suspensión corporal y mecanismos motorizados que guían el movimiento de las extremidades inferiores. Su propósito principal es permitir el entrenamiento intensivo y repetitivo de la marcha en condiciones controladas, asegurando la correcta ejecución del patrón locomotor incluso en usuarios con movilidad muy reducida.

Estos sistemas permiten ajustar parámetros clave como la velocidad de desplazamiento, la cadencia o el nivel de asistencia en cada articulación, facilitando una rehabilitación personalizada según las capacidades del paciente. Además, incluyen arneses que descargan parte del peso corporal del usuario, lo que disminuye el esfuerzo necesario para ejecutar el movimiento y reduce el riesgo de caídas o lesiones. A través de sensores integrados, las plataformas permiten monitorizar en tiempo real variables como la simetría del paso, el rango articular o la progresión a lo largo del tratamiento. No obstante, a pesar de su alto valor clínico, estas tecnologías presentan una serie de limitaciones importantes: su elevado coste, la necesidad de supervisión profesional constante y su escasa portabilidad restringen su uso a centros especializados, sin posibilidad de ser implementadas en entornos domésticos o escolares.

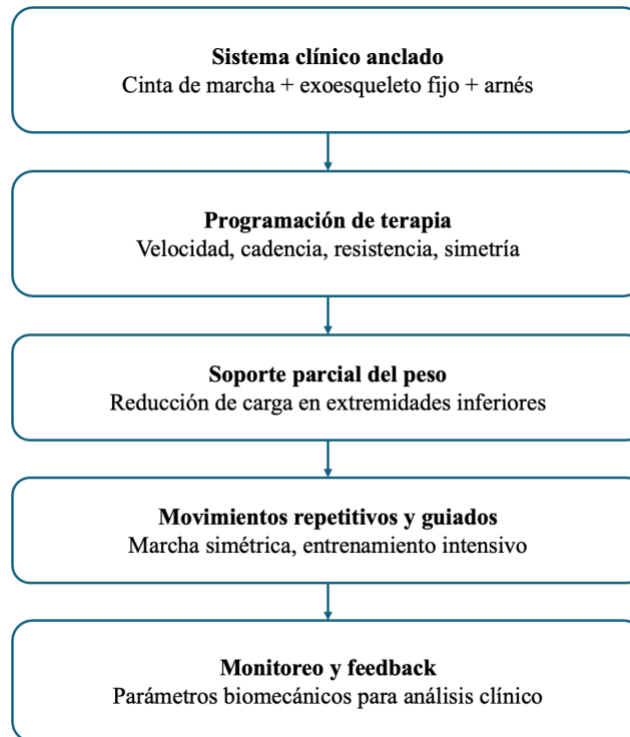


Figura 3. Diagrama dispositivos robóticos

3.3 EXOESQUELETOS PEDIÁTRICOS EN EL MERCADO

3.3.1 ATLAS 2030

El exoesqueleto Atlas 2030 representa un hito en el campo de la robótica de asistencia pediátrica, siendo el primer exoesqueleto activo diseñado específicamente para niños con autorización para su uso tanto en entornos clínicos como domiciliarios. Desarrollado por Marsi Bionics en colaboración con el CSIC, Atlas se ha concebido como un dispositivo ortoprotésico activo del tipo THKAFO (Trunk-Hip-Knee-Ankle-Foot Orthosis), dirigido a pacientes de entre 4 y 10 años afectados por parálisis cerebral, atrofas musculares o lesiones medulares.



Figura 4. Exoesqueleto Atlas 2030 [1]

Desde un punto de vista estructural, el dispositivo está compuesto por dos extremidades inferiores robóticas y una unión torácica central, conformando un chasis articulado ajustable en longitud y anchura, apto para usuarios con estaturas comprendidas entre los 95 cm y 135 cm. Cada pierna incluye tres eslabones principales: un segmento superior (fémur) que conecta la cadera con la rodilla, un segmento inferior (tibia) que conecta la rodilla con el tobillo, y un tercer segmento que une el tobillo con el calzado del usuario. Estos elementos disponen de un sistema telescópico que permite su adaptación morfológica progresiva al crecimiento del niño, sin comprometer la alineación biomecánica.

A nivel funcional, Atlas 2030 se distingue por su capacidad para reproducir con precisión la marcha humana tridimensional, incluyendo tanto el plano sagital como el frontal. Cada pierna cuenta con cuatro grados de libertad activos: flexión-extensión de cadera, abducción-aducción de cadera, flexión-extensión de rodilla y flexión-extensión de tobillo. A estos se suma una mínima abducción controlada de cadera, pensada específicamente para prevenir subluxaciones o luxaciones, comunes en niños con displasia de cadera. El rango articular está diseñado para respetar los límites fisiológicos de los usuarios pediátricos, permitiendo, por ejemplo, una flexión de cadera entre -20 y 20 grados, de

rodilla entre 0 y 15 grados, y de tobillo entre -20 y 20 grados. La abducción de cadera y tobillo se sitúa entre 0 y -10 grados.

El sistema se acopla al cuerpo humano de forma no invasiva mediante una interfaz física compuesta por arnés, abrazaderas, cinchas ajustables y calzado técnico. El proceso de colocación ha sido diseñado para realizarse con el usuario en posición sentada o decúbito, optimizando la accesibilidad para pacientes con movilidad reducida.

El sistema de control de Atlas 2030 incluye una arquitectura distribuida que integra sensores propioceptivos (posición articular, velocidad angular), sensores estereceptivos (entorno), parámetros fisiológicos (carga, esfuerzo percibido) y señales perceptivas (interacción humano-robot). Esta información alimenta un algoritmo de control multinivel que ajusta en tiempo real el par motor, la asistencia articular y el equilibrio dinámico del conjunto usuario-dispositivo, manteniendo el centro de masas dentro del soporte biomecánicamente seguro. El dispositivo puede operar en dos modos: modo automático o pasivo, en el cual el sistema reproduce un patrón de marcha predefinido; y modo activo, que detecta la intención de movimiento del paciente a partir de umbrales de fuerza en las articulaciones y responde con asistencia adaptativa.

Atlas 2030 incorpora una aplicación móvil para dispositivos portátiles como tabletas o teléfonos inteligentes, desde la cual el profesional clínico puede supervisar y configurar el funcionamiento del exoesqueleto. Esta interfaz permite ajustar la velocidad de la marcha, seleccionar el modo de activación, revisar el nivel de carga de batería y recibir notificaciones sobre el estado del sistema mediante alarmas por autodetección de errores. La presencia de esta herramienta facilita su uso tanto en rehabilitación asistida como en sesiones domiciliarias supervisadas, ampliando su aplicabilidad terapéutica.

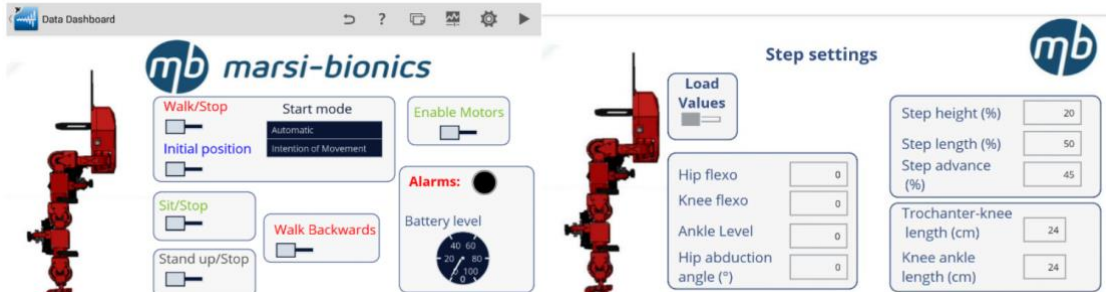


Figura 5. Pantalla principal de la aplicación y pantalla de ajustes (Atlas 2030) [1]

A pesar de sus notables ventajas clínicas y biomecánicas, uno de los principales desafíos que presenta Atlas 2030 en su implementación masiva es su elevado coste económico y su peso, factores que, si bien optimizados respecto a versiones anteriores, aún condicionan su uso prolongado en exteriores o entornos no estructurados.

En conjunto, Atlas 2030 se consolida como una de las soluciones más completas y avanzadas en el ámbito de la robótica pediátrica, tanto por su capacidad de adaptación antropométrica como por su fidelidad biomecánica y su enfoque de integración clínica-doméstica. Su desarrollo ha sido protegido mediante patente internacional (ES-2575255-B1), extendida a Europa y Estados Unidos, lo que refuerza su posicionamiento como referencia tecnológica en rehabilitación infantil avanzada.

3.3.2 EKSONR

EksoNR es un exoesqueleto robótico desarrollado por la empresa estadounidense Ekso Bionics, inicialmente concebido para la rehabilitación de adultos con lesiones medulares, ictus o daño cerebral adquirido. En los últimos años, su uso ha sido progresivamente adaptado a la población pediátrica, particularmente en adolescentes y preadolescentes, dentro de entornos clínicos especializados. Aunque no fue diseñado desde el principio para

uso infantil, su versatilidad y robustez lo han convertido en una herramienta útil en programas de rehabilitación neuromotora en niños con movilidad reducida.



Figura 6. Exoesqueleto ExsoNR [12]

El sistema consiste en una estructura externa rígida que se acopla al cuerpo del usuario mediante un arnés torácico, un cinturón pélvico y abrazaderas ajustables en muslos y piernas. A nivel de actuación, EksoNR dispone de motores eléctricos en las articulaciones de la cadera y la rodilla, pero no incluye activación en los tobillos, lo que limita parcialmente su capacidad para reproducir un patrón de marcha fisiológico completo. La estructura está pensada para ofrecer soporte y asistencia activa durante la marcha, facilitando el desplazamiento incluso en pacientes con mínima capacidad motora.

Una de las características más relevantes del dispositivo es su sistema de control basado en sensores inerciales, presión plantar y encóderes articulares. Estos sensores permiten detectar el desplazamiento del peso corporal, la posición de cada articulación y la intención de iniciar un paso, ajustando en tiempo real el par motor aplicado en cada extremidad. El sistema ofrece distintos modos de entrenamiento según el nivel de participación del paciente. En el modo de paso automático, el exoesqueleto inicia el movimiento tras detectar una señal previa generada por el usuario. En el modo asistido por botón, el terapeuta activa cada paso de forma manual desde una consola. Y en el modo de carga

lateral, el paso se ejecuta una vez que el usuario ha transferido su peso al lado opuesto, promoviendo una participación más activa.

EksoNR ha sido empleado con éxito en adolescentes con parálisis cerebral, hemiparesia y lesiones medulares incompletas, proporcionando un entrenamiento intensivo en marcha que mejora el control motor, la simetría del paso y la resistencia física. El sistema permite controlar y registrar variables como la velocidad, la longitud de paso, el tiempo de apoyo y la cadencia, lo que resulta de gran utilidad en la planificación de programas de rehabilitación individualizados. Además, cuenta con una interfaz gráfica que ofrece retroalimentación visual durante la sesión, tanto para el terapeuta como para el usuario, aumentando la motivación y el compromiso con la terapia.

Sin embargo, existen limitaciones importantes para su implementación en niños de corta edad. En primer lugar, su estructura está diseñada principalmente para adultos y adolescentes, por lo que no se adapta bien a usuarios con estaturas inferiores a 130 centímetros o pesos muy bajos. En segundo lugar, se trata de un dispositivo no portátil, que requiere una superficie lisa, espacio amplio y la supervisión constante de al menos un profesional. Finalmente, su elevado coste económico y su dependencia de infraestructura especializada restringen su uso al ámbito clínico, siendo inviable en contextos domiciliarios o escolares.

3.4 DISPOSITIVOS PASIVOS DE SOPORTE Y MARCHA

3.4.1 RECIPROCADOR NF-WALKER

El NF-Walker es un sistema de marcha pasiva diseñado para niños con parálisis cerebral u otras afecciones neuromotoras que dificultan o imposibilitan el desplazamiento independiente. Se trata de un reciprocador de marcha que combina soporte postural con un mecanismo biomecánico que permite inducir el movimiento alternante de las piernas

durante la marcha. Su diseño está orientado a usuarios que requieren estabilización completa de tronco, pelvis y extremidades, pero que conservan cierta capacidad de iniciar el movimiento mediante desplazamiento del peso corporal.



Figura 7. Reciprocador NF-Walker [13]

El sistema incluye una estructura rígida articulada que se adapta al cuerpo del niño mediante abrazaderas y correas ajustables en tobillos, rodillas, muslos y pelvis. Está equipado con un arnés torácico que proporciona soporte del tronco y con una base rodante que permite el avance sobre superficies planas. El elemento distintivo del NF-Walker es su mecanismo de reciprocidad, basado en una conexión mecánica entre ambas piernas, de manera que cuando el usuario empuja una pierna hacia atrás, la otra se desplaza hacia adelante automáticamente. Esta sincronización pasiva del patrón de marcha permite al niño experimentar un movimiento rítmico bilateral, incluso con escasa fuerza muscular.

Además del componente de marcha, el dispositivo permite mantener la bipedestación prolongada con una correcta alineación biomecánica, lo que favorece la estimulación de sistemas fisiológicos como la circulación, la digestión y la densidad ósea. También puede configurarse para uso estático o dinámico, según las capacidades del usuario.

Aunque el NF-Walker no proporciona asistencia activa al movimiento, su estructura mecánica lo convierte en una herramienta valiosa para desarrollar coordinación motora, favorecer la propiocepción y facilitar la participación en actividades funcionales. Entre sus limitaciones destacan su tamaño, que puede dificultar el transporte, y la necesidad de superficies relativamente lisas y espaciosas para su uso seguro.

3.4.2 BIPEDESTADOR STANDZ

El Standz es un dispositivo pasivo de bipedestación orientado a niños con movilidad reducida o ausente, diseñado específicamente para facilitar el mantenimiento prolongado de la postura erguida en condiciones de seguridad, confort y control biomecánico. A diferencia del NF-Walker, el Standz no está concebido para facilitar la marcha, sino para proporcionar una base sólida que permita al niño permanecer de pie durante sesiones de terapia, juego o interacción social.



Figura 8. Bipedestador Standz [14]

El sistema se compone de una plataforma base con soporte para los pies, rodillas, pelvis y tronco. La característica más destacada del Standz es su doble funcionalidad, ya que permite la bipedestación tanto en posición prono (mirando hacia adelante) como supina (mirando hacia atrás), lo cual amplía sus posibilidades terapéuticas en función del control postural del usuario. El dispositivo incluye ajustes milimétricos en altura, anchura y ángulos de inclinación, lo que facilita su personalización para cada paciente.

Desde el punto de vista clínico, el uso regular de bipedestadores como el Standz contribuye a prevenir contracturas, favorecer el desarrollo óseo, mejorar el tránsito intestinal y promover la tolerancia a la posición vertical. Además, permite que el niño participe de forma más activa en actividades escolares, terapéuticas o familiares, al encontrarse a una altura similar a la de sus compañeros.

El dispositivo puede ser utilizado en entornos domésticos o educativos, y su estructura con ruedas facilita su desplazamiento dentro de espacios interiores. Sin embargo, no está diseñado para la movilidad activa ni para su uso en exteriores, y requiere la asistencia de un adulto para su colocación y retirada.

3.5 SISTEMAS ROBÓTICOS DE REHABILITACIÓN FIJA

3.5.1 LOKOMAT

Lokomat es uno de los sistemas de rehabilitación robótica más utilizados en el tratamiento de pacientes con trastornos neurológicos, tanto en adultos como en niños. Este sistema combina una cinta de marcha motorizada con un exoesqueleto robótico bilateral que guía el movimiento de las piernas, y un arnés suspendido que reduce el peso corporal del paciente para facilitar la deambulación sin riesgo de caídas.



Figura 9. Sistema robótico Lokomat [15]

Cada una de las extremidades inferiores se acopla a una estructura externa que contiene motores eléctricos sincronizados en cadera y rodilla. Estos actuadores reproducen el patrón fisiológico de marcha mediante trayectorias predefinidas, que pueden ajustarse en amplitud, velocidad y simetría. La unidad de control incluye sensores inerciales y de posición articular que permiten al terapeuta visualizar en tiempo real cómo se comportan las articulaciones durante la marcha.

Uno de los puntos fuertes del Lokomat es la posibilidad de introducir retroalimentación visual en la sesión terapéutica. A través de pantallas interactivas o sistemas de gamificación, el paciente puede observar su rendimiento, realizar tareas con objetivos y mantenerse motivado durante el ejercicio. Esta combinación de robotización y estímulo cognitivo ha demostrado ser eficaz en la mejora del control postural, la capacidad de marcha y la participación activa en niños con parálisis cerebral y lesiones neuromotoras.

Sin embargo, se trata de un equipo de grandes dimensiones, que requiere una infraestructura clínica específica y personal formado para su uso. También presenta un

rango limitado de ajuste antropométrico, por lo que no todos los niños pueden beneficiarse del sistema si no se adaptan a las tallas predefinidas.

3.5.2 GAIT TRAINER GT II

El Gait Trainer GT II es un sistema de rehabilitación que se diferencia de otros modelos por su mecanismo de funcionamiento sin exoesqueleto. En lugar de guiar las articulaciones mediante estructuras rígidas externas, este dispositivo utiliza dos placas móviles donde se colocan los pies del paciente, las cuales describen un movimiento elíptico que imita el ciclo de la marcha.



Figura 10. Dispositivo Gait Trainer GT II [16]

El paciente es colocado de pie sobre el dispositivo, sujeto por un sistema de arnés que descarga parcialmente su peso corporal. Las placas, motorizadas de forma independiente, simulan la fase de apoyo y oscilación del paso, permitiendo que las piernas realicen un

movimiento coordinado. Esta solución es especialmente útil en pacientes que no pueden caminar de forma autónoma, pero que toleran la posición de bipedestación y presentan un mínimo de control postural.

Desde el punto de vista terapéutico, el Gait Trainer permite mejorar la activación muscular, reforzar la coordinación entre los miembros inferiores y facilitar el entrenamiento cardiovascular. Además, su programación permite definir parámetros como la longitud de paso, la velocidad de marcha y el tiempo de apoyo, lo que permite adaptarse a distintos niveles funcionales y objetivos clínicos.

Este tipo de sistema resulta más compacto y económico que otros sistemas más complejos como Lokomat, y puede ser una opción accesible para centros de rehabilitación con recursos limitados. Sin embargo, su principal limitación es que no ofrece un control activo a nivel articular, lo que restringe la capacidad de personalización biomecánica en usuarios con alteraciones severas en el tono o en la alineación corporal.

3.5.3 INNOWALK PRO

Innowalk Pro representa un enfoque diferente dentro del grupo de sistemas robóticos fijos. A medio camino entre un bipedestador dinámico y un entrenador de marcha asistido, este dispositivo permite a usuarios con movilidad severamente reducida experimentar un movimiento activo-asistido desde diferentes posiciones, incluyendo sentado, semiincorporado o en posición erguida.



Figura 11. Dispositivo Innowalk Pro [17]

El dispositivo consiste en un bastidor estructural que incorpora soportes para pies, rodillas, pelvis y tronco, con múltiples ajustes para adaptarse a las dimensiones del paciente. Un motor central acciona el sistema, que mueve las piernas en un patrón de marcha cíclico, con posibilidad de personalizar la velocidad, amplitud de movimiento y tiempo de sesión. A diferencia de otros sistemas, el Innowalk no requiere que el paciente genere la marcha, sino que puede realizar el ejercicio de forma completamente asistida, lo que lo hace especialmente indicado en casos de debilidad muscular extrema, espasticidad o enfermedades degenerativas.

Desde el punto de vista clínico, el Innowalk ha mostrado beneficios en la mejora del rango articular, la circulación sanguínea, la regulación del tono muscular y la prevención de deformidades. Su uso frecuente permite al paciente mantener una movilidad funcional mínima, incluso en ausencia de marcha voluntaria. Además, su diseño permite realizar actividades lúdicas o educativas durante el ejercicio, mejorando la experiencia del usuario.

Sus principales desventajas son su tamaño, su coste elevado y el hecho de que no permite una marcha funcional real, ya que el desplazamiento está limitado al dispositivo. Tampoco proporciona retroalimentación adaptativa en tiempo real ni registros tan detallados como otros sistemas más sofisticados.

3.6 COMPARACIÓN ENTRE TECNOLOGÍAS

3.6.1 ACCESIBILIDAD Y COSTE

La accesibilidad y el coste de las tecnologías de asistencia pediátrica son factores clave que determinan su grado de implementación y alcance social. A nivel técnico-económico, el coste no se limita al precio de adquisición inicial, sino que incluye los gastos de mantenimiento, la formación de personal, las actualizaciones de software (en el caso de dispositivos robotizados) y la posible necesidad de infraestructura adicional. La accesibilidad, por su parte, depende tanto de la disponibilidad geográfica como de la existencia de programas de financiación pública, seguros médicos o ayudas de organizaciones sin ánimo de lucro.

En el caso de los exoesqueletos activos pediátricos, el Atlas 2030 representa una de las soluciones más avanzadas y, a la vez, una de las más costosas. El precio de adquisición se sitúa en torno a 60 000 euros por unidad, a lo que se añaden gastos derivados de su utilización en entornos clínicos, con tarifas anuales que pueden alcanzar los 30 000 euros (MART20). Este nivel de inversión implica que la adquisición directa por parte de familias es extremadamente poco frecuente, quedando restringida a hospitales y centros especializados con acceso a subvenciones o fondos de investigación. Además, su disponibilidad geográfica es reducida, con presencia mayoritaria en países europeos y algunos centros de referencia en América, lo que limita el acceso en regiones sin representación de distribuidores oficiales.

Los dispositivos pasivos, como el NF-Walker, tienen un coste sensiblemente inferior, situándose por debajo del 20 % del precio de un exoesqueleto activo comparable [7]. Este valor reducido se debe a la ausencia de componentes electrónicos complejos y de actuadores, lo que también repercute en menores costes de mantenimiento. A pesar de esta diferencia de precio, su adquisición puede suponer una carga económica significativa para

familias sin cobertura de seguros o ayudas institucionales, por lo que la mayoría de las unidades se adquieren a través de programas escolares, organizaciones benéficas o asociaciones de pacientes.

Las plataformas robóticas clínicas, como el Lokomat, presentan el mayor coste absoluto dentro de este sector. El precio de adquisición puede superar los 250 000 euros, con costes de instalación, formación inicial y mantenimiento anual que oscilan entre 10 000 y 15 000 euros [8]. La magnitud de la inversión hace inviable su compra individual, destinándose únicamente a hospitales o centros de rehabilitación de gran tamaño. Desde un punto de vista económico, este tipo de equipos puede resultar coste-efectivo si se emplea con un alto volumen de pacientes y sesiones, distribuyendo así la inversión, pero su impacto en accesibilidad es bajo, ya que obliga a los usuarios a desplazarse a centros concretos.

3.6.2 FUNCIONALIDAD (ACTIVA VS PASIVA)

La funcionalidad de un dispositivo de asistencia se define por su capacidad para generar, guiar o asistir el movimiento y por el grado de intervención mecánica o robótica sobre el cuerpo del usuario. Los sistemas activos utilizan actuadores eléctricos, hidráulicos o neumáticos junto con sensores e interfaces de control para producir o amplificar el movimiento. Los sistemas pasivos, en cambio, carecen de accionamientos motorizados, limitándose a proporcionar soporte físico, estabilización y, en algunos casos, facilitar patrones de movimiento mecánico que dependen de la fuerza residual del usuario.

En el ámbito de los exoesqueletos activos pediátricos, el Atlas 2030 emplea actuadores eléctricos en cadera, rodilla y tobillo para reproducir patrones de marcha tridimensionales que respetan la biomecánica infantil. Su arquitectura integra sensores inerciales, de presión plantar y de posición articular, lo que le permite detectar la intención de movimiento y ajustar en tiempo real la asistencia aplicada (MART20). Además, el sistema puede funcionar en modo automático, reproduciendo secuencias de marcha preprogramadas, o en modo activo-asistido, en el que el movimiento del paciente desencadena la asistencia

mecánica. Esto permite su uso tanto en pacientes con movilidad parcial como en aquellos con movilidad ausente, facilitando una terapia personalizada.

El NF-Walker, representativo de los dispositivos pasivos, no incorpora motores ni control electrónico. Su funcionamiento se basa en un sistema de reciprocidad mecánica: cuando el usuario impulsa una pierna hacia atrás, un mecanismo de transmisión fuerza el avance de la pierna contraria [7]. Este principio permite inducir un patrón alternante de marcha aprovechando la capacidad residual de movimiento del usuario. El dispositivo proporciona estabilización postural mediante arneses y soportes, lo que lo hace útil para pacientes con control limitado del tronco, pero no apto para casos de parálisis completa.

Las plataformas robóticas clínicas como el Lokomat combinan un exoesqueleto bilateral fijo con una cinta de marcha motorizada. Los motores situados en cadera y rodilla controlan la amplitud, la cadencia y la velocidad del paso, ejecutando patrones predefinidos y ajustables según la necesidad del paciente [9]. A diferencia de los dispositivos portables, el Lokomat puede aplicar fuerzas más elevadas y mantener un control de precisión del patrón locomotor gracias a su instalación fija, lo que permite sesiones de rehabilitación de alta intensidad y repetitividad.

3.6.3 ADAPTABILIDAD Y PORTABILIDAD

La adaptabilidad es la capacidad de un dispositivo para ajustarse a las dimensiones antropométricas, necesidades funcionales y cambios físicos del usuario, especialmente relevante en niños en crecimiento. La portabilidad se refiere a la facilidad con la que el equipo puede ser transportado y utilizado en diferentes entornos, afectando directamente a su versatilidad y a la continuidad del tratamiento en distintos contextos.

En el caso de los exoesqueletos activos pediátricos, el Atlas 2030 presenta una estructura telescópica ajustable en longitud y anchura que permite adaptarlo a estaturas de entre 95 y 135 cm (MART20). Las interfaces de sujeción, como arneses y abrazaderas, son

intercambiables y configurables, de modo que pueden adaptarse a cambios en la morfología del niño sin necesidad de sustituir el equipo completo. Su portabilidad es media: puede trasladarse e instalarse en entornos clínicos o domiciliarios, pero su peso, volumen y la necesidad de una superficie estable limitan su uso en exteriores irregulares.

El NF-Walker ofrece una elevada capacidad de adaptación gracias a sus múltiples ajustes en altura, anchura y sujeciones [7]. Está diseñado para cubrir un rango amplio de usuarios pediátricos y cuenta con una base con ruedas que facilita su traslado dentro de espacios interiores y su transporte en vehículo. Esta portabilidad elevada permite que el dispositivo pueda acompañar al niño en su rutina diaria, tanto en el hogar como en entornos educativos, aumentando las oportunidades de uso.

El Lokomat presenta una adaptabilidad limitada a las tallas predefinidas de su estructura mecánica [9]. Aunque permite ajustes en las longitudes de los segmentos y en la posición de los soportes, su portabilidad es nula debido a que se encuentra anclado a una estructura fija de gran tamaño, requiere instalación profesional y un espacio físico específico, lo que restringe su utilización al lugar donde se encuentra instalado.

3.6.4 REQUISITOS DE USO (ENTORNO CLÍNICO VS DOMÉSTICO)

Los requisitos de uso de un dispositivo de asistencia están determinados por las condiciones técnicas necesarias para su funcionamiento, el nivel de especialización requerido para su manejo y las características del entorno en el que puede emplearse. Estos factores condicionan la posibilidad de utilizarlo en el hogar, en la escuela o exclusivamente en centros clínicos.

El Atlas 2030 está diseñado para su uso en entornos clínicos y, bajo supervisión profesional, en entornos domésticos (MART20). Para garantizar la seguridad y el correcto funcionamiento, requiere una superficie plana, recarga de baterías y revisiones técnicas periódicas. La colocación y ajuste del dispositivo requieren la asistencia de un adulto,

aunque no es imprescindible la presencia continua de personal técnico durante todo el uso domiciliario.

El NF-Walker está orientado a un uso versátil en el hogar, en centros educativos o en sesiones terapéuticas, sin necesidad de personal altamente especializado. No requiere energía eléctrica y puede emplearse en interiores amplios o exteriores con superficies regulares. El único requisito imprescindible es que un adulto ayude al niño en la colocación y retirada del dispositivo, garantizando la correcta sujeción y postura.

El Lokomat está limitado al entorno clínico debido a su tamaño, requisitos de anclaje y dependencia de suministro eléctrico estable [9]. Su manejo exige la presencia de personal entrenado y la integración de la sesión en un programa de rehabilitación planificado. Estas condiciones hacen que su uso fuera del centro de rehabilitación no sea factible.

Tecnología	Accesibilidad / Coste	Funcionalidad	Adaptabilidad / Portabilidad	Requisitos de uso
Exoesqueleto Atlas 2030	~60 000 € por unidad + costes anuales; acceso principalmente institucional; disponibilidad geográfica limitada.	Activo, motores en cadera, rodilla y tobillo; sensores para intención de movimiento; modos automático y activo-asistido.	Alta adaptabilidad (95-135 cm); portabilidad media (clínica y hogar, limitado en exteriores).	Clínico y domiciliario con supervisión profesional; requiere superficie lisa y recarga de baterías.
NF-Walker	<20 % del coste de un exoesqueleto activo; posible acceso mediante ayudas, seguros o programas escolares.	Pasivo, soporte postural completo y patrón de marcha mecánico por reciprocidad.	Alta adaptabilidad y portabilidad (base con ruedas, ajuste en altura y anchura).	Hogar, escuela o clínica; no requiere personal técnico, sí ayuda de un adulto.
Lokomat	>250 000 € + mantenimiento anual; solo en hospitales o grandes centros.	Activo, guiado robótico en cadera y rodilla sobre cinta de marcha; parámetros ajustables.	Adaptabilidad limitada a tallas predefinidas; no portátil.	Exclusivamente clínico; requiere instalación fija, personal especializado y espacio dedicado.

Tabla 1. Comparativa entre tecnologías

3.7 LIMITACIONES DE LAS SOLUCIONES ACTUALES

El desarrollo de dispositivos de asistencia para niños con discapacidad motora ha permitido avances significativos en movilidad, independencia y calidad de vida. Sin embargo, ninguna de las soluciones actuales está exenta de limitaciones que condicionan su adopción y eficacia en distintos contextos. Estas limitaciones pueden dividirse en tres categorías principales: barreras técnicas, barreras económicas y barreras de implementación en entornos reales. Analizar estas restricciones resulta fundamental para orientar futuras mejoras tecnológicas y estrategias de distribución que aumenten el acceso y la efectividad de estos dispositivos.

3.7.1 BARRERAS TÉCNICAS

En los exoesqueletos activos pediátricos, como el Atlas 2030, el principal desafío técnico radica en conseguir un equilibrio entre robustez estructural, capacidad de asistencia y peso total del dispositivo. Aunque los materiales empleados combinan ligereza y resistencia, el peso aproximado de 14 kg sigue siendo considerable para un niño, especialmente en usos prolongados o en actividades que impliquen desplazamientos fuera de un entorno controlado [4]. Además, la autonomía de la batería, que permite sesiones de entre 2 y 4 horas, es suficiente para entornos clínicos, pero puede resultar insuficiente en escenarios de uso intensivo diario. Otro aspecto técnico a considerar es la calibración de los sistemas de control, que requieren ajustes periódicos para adaptarse a cambios en la morfología o en la condición física del usuario [5].

En los dispositivos pasivos como el NF-Walker, las limitaciones técnicas están relacionadas con la dependencia absoluta de la fuerza residual del usuario. Esto implica

que los pacientes con parálisis completa o debilidad muscular severa no pueden beneficiarse del dispositivo. Asimismo, aunque su sistema de reciprocidad mecánica permite un patrón alternante de marcha, no logra reproducir de manera precisa el patrón fisiológico completo, lo que puede limitar su eficacia en programas de rehabilitación orientados a la normalización de la marcha.

Las plataformas robóticas clínicas como el Lokomat ofrecen una elevada precisión en la guía del movimiento, pero esta misma rigidez puede ser una limitación. La adaptación a la antropometría del paciente está condicionada por tallas predefinidas, lo que excluye a niños con proporciones corporales no estándar o con deformidades ortopédicas significativas. Además, la calibración inicial antes de cada sesión puede prolongar los tiempos de preparación y reducir el tiempo efectivo de terapia [8].

3.7.2 BARRERAS ECONÓMICAS

Las barreras económicas constituyen un obstáculo crítico para la generalización de estas tecnologías. El Atlas 2030, con un coste estimado de adquisición de 60 000 euros, requiere además inversiones adicionales para programas de rehabilitación, con tarifas que pueden alcanzar los 30 000 euros anuales [4]. Este coste supera ampliamente el presupuesto que la mayoría de las familias o centros educativos pueden destinar a un solo usuario, por lo que su acceso depende casi siempre de hospitales o centros con financiación externa.

En el caso del NF-Walker, aunque su coste es inferior al de un exoesqueleto activo, sigue siendo una inversión considerable para familias sin acceso a ayudas [7]. En países donde los sistemas de salud o los seguros privados no cubren este tipo de dispositivos, la adquisición queda limitada a quienes logran financiación a través de asociaciones o proyectos de inclusión educativa.

Las plataformas robóticas clínicas como el Lokomat suponen la inversión más elevada, con un coste de adquisición que puede superar los 250 000 euros, además de un mantenimiento

anual estimado entre 10 000 y 15 000 euros [8]. Este coste, unido a la necesidad de un alto volumen de usuarios para amortizar la inversión, restringe su presencia a hospitales de referencia y centros especializados, dejando fuera a muchas regiones y aumentando los desplazamientos de las familias.

3.7.3 BARRERAS DE IMPLEMENTACIÓN EN ENTORNOS REALES

En entornos reales, los exoesqueletos activos como el Atlas 2030 se ven limitados por la necesidad de un entorno seguro y adaptado: superficies planas, espacio suficiente para maniobrar y la presencia inicial de personal especializado [5]. Esto puede dificultar su integración en entornos escolares con espacios reducidos o mobiliario fijo, y en domicilios que no cuenten con una zona adaptada. Además, la colocación y retirada del equipo, aunque optimizada respecto a modelos previos, requiere asistencia externa, lo que reduce la autonomía del usuario.

En el caso del NF-Walker, la implementación en entornos reales es más sencilla gracias a su portabilidad y simplicidad técnica [7]. Sin embargo, su uso en exteriores puede verse limitado por la necesidad de superficies regulares, ya que terrenos irregulares o inclinados pueden comprometer la estabilidad del usuario. Asimismo, aunque no requiere personal técnico, siempre es necesaria la presencia de un adulto para garantizar la colocación segura del dispositivo.

Las plataformas robóticas clínicas como el Lokomat tienen una implementación prácticamente nula fuera del entorno hospitalario. Su tamaño, anclaje fijo, dependencia de un suministro eléctrico estable y la necesidad de personal altamente cualificado hacen inviable su traslado a otros entornos. Incluso en su emplazamiento original, la disponibilidad para los pacientes puede verse limitada por la alta demanda y la necesidad de programar las sesiones con antelación, lo que reduce la frecuencia y continuidad de la terapia [8].

3.8 OPORTUNIDADES DETECTADAS

El análisis del estado actual de las tecnologías de asistencia para niños con discapacidad motora permite identificar no solo limitaciones, sino también oportunidades de mejora que pueden guiar el desarrollo de nuevas soluciones. Entre ellas destacan el potencial de los dispositivos híbridos que puedan utilizarse tanto en entornos clínicos como domiciliarios, la importancia de un rediseño estructural y funcional para mejorar prestaciones y reducir costes, y la necesidad de incrementar la portabilidad y la autonomía energética de estos sistemas.

3.8.1 ESPACIO PARA DISPOSITIVOS HÍBRIDOS (USO CLÍNICO Y DOMICILIARIO)

Una de las principales oportunidades detectadas es el desarrollo de dispositivos que combinen la precisión y capacidad terapéutica de los sistemas clínicos con la flexibilidad y facilidad de uso de los equipos domiciliarios. Actualmente, la mayoría de los dispositivos se diseñan para un único entorno de uso: los exoesqueletos activos como el Atlas 2030 tienen potencial para operar en ambos entornos, pero siguen requiriendo supervisión profesional en sus primeras fases y condiciones de uso controladas.

La evolución hacia dispositivos híbridos permitiría mantener las capacidades de monitorización, ajuste y personalización típicas de un entorno hospitalario, mientras se optimiza el diseño para que el usuario o su cuidador puedan utilizarlos de forma segura en casa o en la escuela. Esto implicaría incorporar sistemas de autocalibración, interfaces de usuario simplificadas, módulos de telemetría para control remoto por parte de profesionales y modos de funcionamiento con diferentes niveles de asistencia. Estudios recientes en robótica rehabilitadora destacan que la transición de los sistemas de

rehabilitación al hogar mejora la adherencia al tratamiento y puede aumentar el tiempo de uso efectivo hasta en un 40 % respecto a programas exclusivamente clínicos [10].

3.8.2 IMPORTANCIA DEL REDISEÑO ESTRUCTURAL Y FUNCIONAL

El rediseño estructural y funcional de los dispositivos de asistencia es clave para superar las barreras técnicas y económicas detectadas. En el caso de los exoesqueletos, la utilización de materiales avanzados como aleaciones de aluminio de alta resistencia, polímeros reforzados con fibra de carbono o composites híbridos puede reducir el peso total entre un 20 % y un 35 %, sin comprometer la resistencia estructural.

Además, un rediseño funcional puede optimizar el número y ubicación de los actuadores, adoptando configuraciones modulares que permitan diferentes niveles de asistencia según las necesidades del usuario. Por ejemplo, un sistema de asistencia parcial que actúe solo sobre cadera y rodilla reduciría peso y consumo energético, haciéndolo más viable para uso prolongado fuera de entornos clínicos. También se abren oportunidades en la integración de sistemas de control adaptativos basados en aprendizaje automático, capaces de ajustar los patrones de asistencia en función del rendimiento del usuario a lo largo del tiempo.

En dispositivos pasivos, un rediseño enfocado en la ergonomía, la facilidad de ajuste y la reducción de puntos de presión podría mejorar la comodidad y aumentar la duración de uso continuo, maximizando el beneficio terapéutico sin incrementar costes de forma significativa.

3.8.3 RELEVANCIA DE LA PORTABILIDAD Y LA AUTONOMÍA ENERGÉTICA

La portabilidad y la autonomía energética se han identificado como dos de los factores más determinantes para el uso real y frecuente de los dispositivos de asistencia en población pediátrica. En el caso de los exoesqueletos, la autonomía habitual de 2 a 4 horas es

suficiente para sesiones clínicas, pero insuficiente para una jornada escolar o un día completo de actividades.

En cuanto a la portabilidad, los sistemas que pueden transportarse fácilmente entre entornos aumentan considerablemente las oportunidades de uso. Esto no solo implica un peso reducido, sino también un diseño que permita montaje y desmontaje rápidos, compatibilidad con transporte en vehículo y resistencia a diferentes condiciones ambientales. En dispositivos pasivos como el NF-Walker, la portabilidad es alta, pero podría optimizarse mediante materiales más ligeros y mecanismos plegables que reduzcan el volumen en transporte [7].

Para las plataformas robóticas clínicas, la portabilidad es prácticamente nula, lo que las limita al entorno hospitalario. Sin embargo, existe una oportunidad en el desarrollo de versiones compactas y modulares, basadas en estructuras portátiles con funciones asistenciales parciales, que puedan replicar parte de los beneficios de las unidades fijas en entornos descentralizados.

Capítulo 4. DEFINICIÓN DEL TRABAJO

4.1 JUSTIFICACIÓN

4.1.1 ANÁLISIS CRÍTICO DE LAS SOLUCIONES ACTUALES

El estudio presentado en el capítulo anterior ha permitido clasificar las tecnologías de asistencia para la movilidad infantil en tres grupos principales: exoesqueletos activos pediátricos, dispositivos pasivos de soporte y plataformas robóticas clínicas de rehabilitación. Cada uno de estos grupos presenta un enfoque diferente en cuanto a diseño, complejidad mecánica y grado de intervención sobre el cuerpo del usuario, pero todos comparten limitaciones que condicionan su aplicación práctica.

En el caso de los exoesqueletos activos, como el ATLAS 2030 o el EksoNR, su principal virtud es la capacidad para reproducir patrones de marcha fisiológicos, adaptándose a la antropometría y requerimientos biomecánicos de cada niño. La integración de actuadores, sensores y control en tiempo real permite un entrenamiento personalizado y de alto valor terapéutico. Sin embargo, el elevado coste de adquisición y mantenimiento, el peso total del dispositivo y la necesidad de supervisión técnica dificultan su uso más allá del ámbito clínico. Además, el elevado número de grados de libertad activos aumenta la complejidad del sistema, el consumo energético y el riesgo de fallos mecánicos o electrónicos, factores que repercuten en su fiabilidad a largo plazo.

Los dispositivos pasivos, como el NF-Walker o el Standz, constituyen soluciones más accesibles y fáciles de integrar en la rutina diaria. No requieren alimentación eléctrica ni sistemas de control complejos, y permiten el uso en entornos domésticos y escolares. Su limitación fundamental radica en que dependen de la capacidad residual de movimiento del usuario, ya que no generan asistencia activa. Esto restringe su aplicación a perfiles de

usuarios con un mínimo de control motor, y reduce su potencial terapéutico en casos de afectación neuromuscular grave [5].

Las plataformas robóticas clínicas, representadas por sistemas como el Lokomat o el Gait Trainer GT II, ofrecen un alto nivel de precisión en el control del movimiento, lo que las convierte en herramientas de referencia para la rehabilitación intensiva en entornos hospitalarios. No obstante, su tamaño, coste y necesidad de infraestructura especializada hacen inviable su traslado y utilización en contextos cotidianos. Además, al trabajar en entornos controlados, no reproducen con fidelidad las condiciones reales a las que el usuario se enfrenta fuera de la clínica.

	Exoesqueleto activo. (ej. ATLAS 2030)	Dispositivo pasivo (ej. NF-Walker)	Plataforma robótica fija (ej. Lokomat)
Ventajas	<ul style="list-style-type: none"> • Asistencia motorizada y control preciso del movimiento • Adaptación a la antropometría del usuario • Alta eficacia terapéutica en rehabilitación 	<ul style="list-style-type: none"> • Menor coste de adquisición y mantenimiento • Uso posible en entornos domésticos y escolares • Sin necesidad de alimentación eléctrica 	<ul style="list-style-type: none"> • Control altamente preciso de la marcha • Adecuado para terapia intensiva • Monitorización avanzada de parámetros de entrenamiento
Limitaciones	<ul style="list-style-type: none"> • Elevado coste • Peso y volumen considerables • Autonomía energética limitada • Complejidad mecánica y de mantenimiento 	<ul style="list-style-type: none"> • Sin asistencia activa • Requiere capacidad residual de movimiento • Limitada utilidad en casos graves de debilidad muscular 	<ul style="list-style-type: none"> • Coste muy alto • No es portable • Requiere infraestructura y personal especializado • Uso limitado a entornos clínicos

Tabla 2. Ventajas/ Desventajas dispositivos

4.1.2 LIMITACIONES DETECTADAS

El análisis comparativo de las tecnologías disponibles permite identificar una serie de limitaciones comunes que afectan a su adopción y efectividad:

En primer lugar, existe una tendencia a la sobredimensión mecánica en los exoesqueletos activos, con más grados de libertad de los estrictamente necesarios para objetivos clínicos básicos. Esto provoca un incremento en el peso, el volumen y el consumo energético del sistema, reduciendo la autonomía de uso y aumentando la complejidad de fabricación y mantenimiento.

En segundo lugar, la portabilidad y la adaptabilidad al entorno siguen siendo retos pendientes. La mayoría de las soluciones, tanto activas como pasivas y fijas, han sido concebidas para entornos planos y controlados. Esto limita su aplicabilidad en situaciones reales como el desplazamiento sobre superficies irregulares, inclinadas o con obstáculos, lo cual reduce el valor funcional de la tecnología para las actividades cotidianas del usuario.

En tercer lugar, los materiales estructurales empleados suelen priorizar la resistencia sobre la ligereza, generando dispositivos robustos pero difíciles de manipular o transportar. Si bien esto garantiza la seguridad del usuario, penaliza la facilidad de uso y la autonomía [5].

Finalmente, el coste de adquisición y mantenimiento de muchas de estas soluciones, especialmente las más avanzadas, constituye una barrera importante para su incorporación en centros de menor capacidad económica o en el ámbito doméstico. Esta limitación económica se combina con la necesidad de personal especializado para la configuración, supervisión y mantenimiento de los dispositivos.



Figura 12. Limitaciones exoesqueleto Atlas 2030

4.1.3 OPORTUNIDADES DE MEJORA Y ENFOQUE PROPUESTO

El presente proyecto toma como referencia el exoesqueleto pediátrico ATLAS 2030, considerado actualmente uno de los desarrollos más avanzados en robótica aplicada a la rehabilitación infantil. Este dispositivo presenta una base tecnológica sólida, pero también un margen de mejora significativo para ampliar su aplicabilidad, reducir costes y optimizar su uso en entornos reales.

La primera oportunidad de mejora se centra en la reducción de los grados de libertad activos. El ATLAS 2030 integra cuatro grados de libertad motorizados por pierna, lo que permite un control muy preciso del movimiento, pero incrementa la complejidad, el peso y el consumo energético. Analizar cuáles de estos movimientos son imprescindibles desde el punto de vista

terapéutico y cuáles pueden ser asistidos de forma pasiva permitiría simplificar la mecánica, reducir la necesidad de actuadores y, en consecuencia, abaratar la producción y el mantenimiento.

La segunda línea de trabajo aborda la mejora de la movilidad sobre diferentes superficies. El diseño actual del sistema de ruedas del ATLAS 2030 está pensado principalmente para suelos planos, lo que limita su uso en entornos exteriores o no adaptados. Se propone rediseñar el sistema de rodadura y amortiguación para permitir el desplazamiento en superficies irregulares, inclinadas o con obstáculos. Esto incluye la selección óptima de diámetro, ancho, material de la rueda y un sistema de suspensión que absorba impactos y mejore la estabilidad dinámica.

La tercera oportunidad se enfoca en la optimización de materiales y diseño estructural. La estructura actual, aunque robusta, podría aligerarse mediante el uso de materiales de alta resistencia y baja densidad, como aleaciones de aluminio, titanio o compuestos de fibra de carbono. Este cambio permitiría mantener la capacidad de carga y la seguridad estructural reduciendo al mismo tiempo el peso total, mejorando la portabilidad y la autonomía del usuario. El rediseño será evaluado mediante simulaciones por elementos finitos para garantizar que las modificaciones propuestas no comprometan la integridad mecánica del sistema [5].

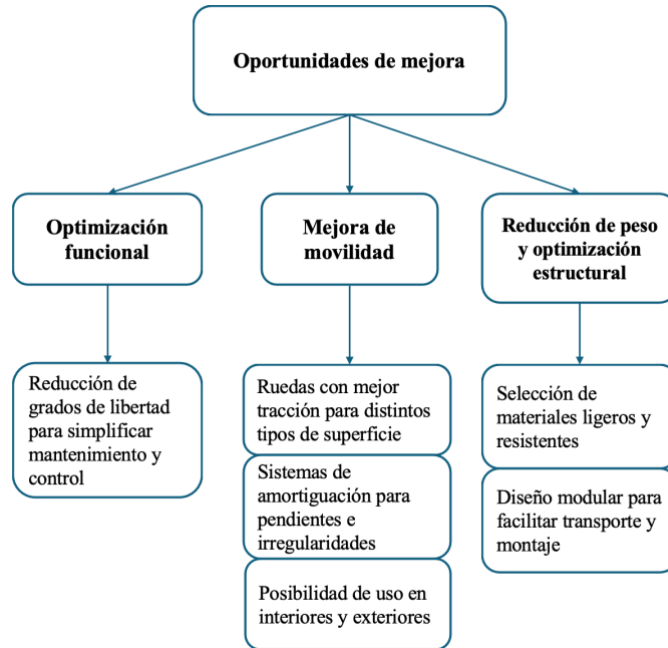


Figura 13. Oportunidades de mejora exoesqueleto Atlas 2030

4.2 OBJETIVOS

4.2.1 OBJETIVO GENERAL

El objetivo principal de este trabajo es analizar el diseño actual del exoesqueleto pediátrico ATLAS 2030 y proponer modificaciones estructurales, mecánicas y funcionales que permitan aumentar su accesibilidad, mejorar su adaptabilidad a diferentes entornos y optimizar su relación peso-resistencia. Estas mejoras estarán orientadas a reducir el coste de fabricación, aumentar la autonomía de uso y facilitar su utilización en entornos no clínicos, manteniendo al mismo tiempo la seguridad, la eficacia terapéutica y la fiabilidad del dispositivo.

4.2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

El primer objetivo específico consiste en evaluar y optimizar los grados de libertad del sistema. Para ello, se analizará la función de cada uno de los movimientos activos del exoesqueleto ATLAS 2030, identificando cuáles son imprescindibles desde el punto de vista terapéutico y cuáles podrían simplificarse o sustituirse por soluciones pasivas o semiactivas. Esta optimización pretende reducir el número de actuadores necesarios, lo que repercutirá en una disminución del peso total, una menor demanda energética y una reducción de la complejidad mecánica y electrónica del sistema, facilitando así su mantenimiento y aumentando su fiabilidad a largo plazo.

El segundo objetivo está orientado al diseño de un sistema de rodadura y amortiguación adaptable a diferentes superficies. Esto incluye la selección del diámetro, el ancho y el material de las ruedas, con el fin de optimizar la tracción y la estabilidad en entornos variados como superficies planas, irregulares, inclinadas o con pequeños obstáculos. Asimismo, se incorporará un sistema de suspensión o amortiguación que absorba impactos y reduzca las vibraciones transmitidas a la estructura y al usuario. Con estas modificaciones se busca ampliar el rango de escenarios en los que el exoesqueleto pueda utilizarse, mejorando la experiencia del usuario y su seguridad.

El tercer objetivo se centra en la optimización de la selección de materiales y del diseño estructural. Se evaluarán diferentes materiales de alta resistencia y baja densidad, tales como aleaciones de aluminio aeronáutico, titanio o compuestos de fibra de carbono, valorando su idoneidad en términos de resistencia mecánica, peso y coste. El objetivo es lograr una estructura capaz de soportar las cargas previstas en uso real sin comprometer la seguridad, pero con un peso reducido que facilite su manipulación, transporte y autonomía. El rediseño estructural será validado mediante simulaciones por elementos finitos, asegurando que las modificaciones propuestas cumplen los requisitos de integridad mecánica.

Finalmente, el cuarto objetivo consiste en analizar la viabilidad técnica y económica de las modificaciones propuestas. Esto implicará comparar los costes de fabricación, montaje y

mantenimiento de la versión original del ATLAS 2030 con los de la versión optimizada, identificando posibles ahorros y mejoras en la relación coste-beneficio. Además, se evaluará cómo estas modificaciones impactan en la accesibilidad del producto para centros clínicos con recursos limitados y para usuarios en el ámbito doméstico, con el fin de determinar el potencial real de adopción de la solución mejorada.

4.3 METODOLOGÍA

El desarrollo del presente proyecto se organiza en una secuencia de etapas que permiten avanzar de manera lógica desde la revisión del estado del arte hasta la propuesta final de rediseño del exoesqueleto ATLAS 2030. La primera etapa consiste en el análisis detallado del diseño actual, incluyendo la revisión bibliográfica, la recopilación de especificaciones técnicas y el estudio de sus prestaciones en diferentes entornos de uso.

La segunda etapa corresponde a la identificación de mejoras potenciales, que se realiza a partir de las limitaciones detectadas en cuanto a grados de libertad, movilidad sobre superficies no planas y materiales estructurales. En esta fase se definen las líneas de actuación prioritaria para el rediseño.

La tercera etapa se centra en el desarrollo y validación de propuestas técnicas. Esto incluye la selección y dimensionamiento de componentes mecánicos, el análisis de materiales, el rediseño de la estructura de soporte, así como la simulación por elementos finitos para evaluar la resistencia y la estabilidad.

Finalmente, la cuarta etapa abarca la evaluación de la viabilidad técnica y económica de las modificaciones propuestas. Se compara el coste, la facilidad de mantenimiento y la aplicabilidad del diseño optimizado frente al diseño original, con el objetivo de garantizar que las mejoras sean factibles y que contribuyan a aumentar la accesibilidad del dispositivo.

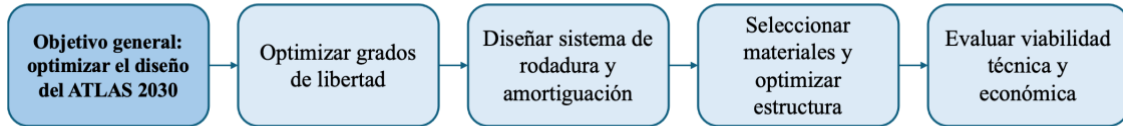


Figura 14. Metodología del proyecto

Capítulo 5. SISTEMA/MODELO DESARROLLADO

5.1 REDUCCIÓN DE GRADOS DE LIBERTAD

5.1.1 ANÁLISIS DEL SISTEMA ORIGINAL

El exoesqueleto pediátrico Atlas 2030 parte de un modelo biomecánico que reproduce de forma detallada la estructura y el comportamiento cinemático de la extremidad inferior humana. Este modelo considera ocho grados de libertad por pierna, distribuidos en tres articulaciones principales: cadera, rodilla y tobillo.

No	Joints	DoF	Movement
1	Hips	3	Flexion–extension
			Abduction–adduction
			Internal–external rotation
2	Knees	2	Flexion–extension
			rotation
3	Ankles	3	plantar flexion–dorsiflexion
			Abduction–adduction
			Eversion–inversion

Figura 15. Grados de libertad de la extremidad inferior humana

En la cadera se contemplan tres movimientos fundamentales: la flexión y extensión, que generan el avance y retroceso de la pierna; la abducción y aducción, responsables del desplazamiento lateral que permite la transferencia de peso entre extremidades; y la rotación interna y externa, que facilita la alineación del pie y la adaptación de la marcha a cambios de dirección. La rodilla integra dos ejes principales: la flexión y extensión, que permiten la oscilación de la pierna y la absorción de impactos durante el apoyo; y la rotación axial, que contribuye a la adaptación postural y a la maniobra en giros. El tobillo incorpora tres

movimientos: la flexión plantar y dorsiflexión, esenciales para la propulsión y la absorción de impactos; la abducción y aducción, que ajustan la posición del pie en el plano frontal; y la eversión e inversión, que aportan estabilidad en terrenos irregulares y controlan el balance lateral fino.

En la versión comercial actual, el Atlas 2030 incorpora ocho articulaciones activas, es decir, cada uno de estos grados de libertad es accionado por un actuador independiente. Este enfoque maximiza la capacidad de reproducir patrones de marcha en tres dimensiones y permite un control individualizado de cada eje, ajustando su rango, velocidad y par en función de las necesidades terapéuticas de cada paciente. Esta capacidad de actuación completa diferencia al modelo actual de configuraciones previas documentadas en la patente base, en las que algunas articulaciones podían ser pasivas o semiactivas.

Cada actuador está equipado con sistemas de sensorización que registran posición angular, velocidad y esfuerzo mecánico, integrándose en una arquitectura de control jerárquica. En el nivel articular se regulan de forma precisa los movimientos individuales; en el nivel de extremidad se coordinan los tres segmentos para generar un ciclo de marcha fluido; y en el nivel global se supervisa y ajusta la posición del centro de masas del conjunto usuario-dispositivo, manteniendo la estabilidad mediante algoritmos que monitorizan indicadores como el punto de momento cero o el margen de estabilidad.

El diseño incorpora soluciones específicas para optimizar la ergonomía y la seguridad. En la rodilla, el mecanismo policéntrico con eje excéntrico permite alcanzar rangos amplios de flexión (superiores a 100 grados), favoreciendo tanto la sedestación como una transición más natural entre fases de la marcha. En el tobillo, el uso de un actuador remoto conectado mediante un sistema de barras y elementos elásticos reduce la masa y la inercia en la zona distal, lo que mejora la seguridad y el control al tiempo que mantiene la capacidad de generar la potencia necesaria en la fase de impulso.

La estructura del exoesqueleto es ajustable para adaptarse al crecimiento del niño y a variaciones morfológicas, incluyendo mecanismos que permiten modificar longitudes y

alineaciones en cadera y rodilla para compensar deformidades como la coxa vara/valga o el genu varo/valgo. Además, el dispositivo puede acoplarse a un marco auxiliar que aporta estabilidad adicional y permite al terapeuta interactuar frontalmente con el paciente.

En conjunto, la configuración original del Atlas 2030 combina un alto grado de fidelidad biomecánica con un control total de la movilidad articular, lo que lo convierte en una herramienta versátil para la rehabilitación. No obstante, el hecho de contar con ocho articulaciones activas incrementa de manera notable el peso total, el consumo energético y la complejidad del control, factores que repercuten en la portabilidad y en la facilidad de uso fuera de entornos clínicos, aspectos que se abordan en este trabajo mediante propuestas de optimización estructural y funcional.

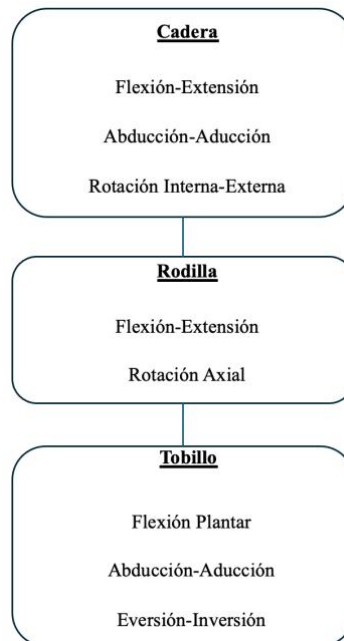


Figura 16. Grados de libertad activos exoesqueleto Atlas 2030

5.1.2 JUSTIFICACIÓN TÉCNICA DE LA REDUCCIÓN

El Atlas 2030, en su configuración comercial, incorpora ocho articulaciones activas distribuidas en cadera, rodilla y tobillo, lo que le permite reproducir de forma precisa la marcha humana en los planos sagital, frontal y transversal. Esta configuración maximiza la versatilidad clínica y terapéutica, pero también implica un aumento considerable del peso del dispositivo, una mayor demanda energética y una complejidad mecánica y electrónica que condicionan su portabilidad y uso en entornos no clínicos.

Cada articulación activa requiere un motor, un sistema de transmisión, sensores, electrónica de control y cableado. Estos elementos representan una parte significativa del peso total y concentran buena parte de los fallos potenciales del sistema. Además, la necesidad de coordinar ocho actuadores en tiempo real incrementa la complejidad del software de control y obliga a emplear hardware más complejo y costoso.

Desde un punto de vista biomecánico, los estudios de análisis de potencia articular en marcha muestran que la mayor parte de la energía positiva y negativa se genera en los movimientos de flexión-extensión de cadera, rodilla y tobillo, situados en el plano sagital. Estos ejes son responsables de la propulsión, la oscilación de la pierna y la absorción de impactos. La abducción-aducción de cadera, aunque no aporta directamente a la propulsión, es fundamental para mantener la estabilidad mediolateral y transferir el peso de forma segura entre extremidades, especialmente en pacientes con parálisis cerebral infantil [6].

Otros ejes como la rotación interna-externa de cadera, la rotación axial de rodilla o la eversión-inversión de tobillo, aunque útiles para adaptarse a irregularidades del terreno o realizar giros, tienen una contribución mucho menor al patrón de marcha en superficies regulares y controladas. En estos casos, la literatura recomienda su implementación mediante soluciones pasivas o semiactivas, como mecanismos con rigidez regulable, elementos elásticos y amortiguadores, que permiten mantener parte de la funcionalidad sin necesidad de un motor dedicado. Esta estrategia ha demostrado reducir el peso y el consumo energético sin pérdida funcional significativa en tareas de marcha nivelada [10].

La propuesta de este trabajo consiste en mantener activos únicamente cuatro grados de libertad por pierna: la flexión-extensión y la abducción-aducción de cadera, la flexión-extensión de rodilla y la flexión plantar-dorsiflexión de tobillo. Los restantes se resolverían con articulaciones pasivas de impedancia regulable, preservando la adaptación postural y la absorción de perturbaciones externas. Esta reducción podría disminuir la masa total del sistema entre un 15 y un 25 %, mejorando su portabilidad y facilitando su colocación. Además, la eliminación de actuadores en articulaciones no críticas, junto con la reducción de la inercia distal, permitiría aumentar la autonomía entre un 25 y un 40 % con la misma batería, lo que resulta clave para su uso diario prolongado en entornos domésticos y escolares.

Esta simplificación no solo reduciría el peso y el consumo energético, sino que también disminuiría el coste de fabricación al eliminar motores, reductoras, controladores y cableado, lo que a su vez reduciría el coste de mantenimiento [8]. El menor número de componentes críticos aumentaría la fiabilidad y facilitaría el transporte y el almacenamiento.

En resumen, la reducción de grados de libertad activos en el Atlas 2030 responde a un doble objetivo: optimizar los recursos mecánicos y energéticos para lograr un dispositivo más ligero y eficiente, y adaptarlo a un uso portátil y cotidiano, capaz de funcionar de forma segura y eficaz en superficies variadas. La base de esta decisión está respaldada por evidencia biomecánica y estudios en robótica rehabilitadora, y se desarrollará en mayor detalle en el apartado 5.1.4, donde se propondrá el diseño final resultante.

5.1.3 EFECTOS EN COSTE, CONTROL Y USABILIDAD

La reducción del número de articulaciones activas en el Atlas 2030, de ocho a cuatro por pierna, implica cambios significativos en tres aspectos clave: coste, control y usabilidad. Estos efectos no son únicamente teóricos, sino que se pueden estimar a partir de datos publicados sobre componentes de exoesqueletos pediátricos y adultos, así como de estudios sobre optimización estructural y energética en robótica portátil.

1- Efectos sobre el coste

Cada articulación activa requiere un motor eléctrico con reductora, sensores de posición, controladores electrónicos, cableado y carcasas de protección. Varios estudios señalan que el conjunto de actuador y transmisión representa entre un 10 % y un 15 % del coste de fabricación total de un exoesqueleto de alta complejidad [8]. Al eliminar tres articulaciones activas por pierna (seis en total), se podría obtener una reducción de entre un 15 % y un 25 % en el coste directo de hardware, dependiendo del modelo de actuador y de la integración mecánica utilizada. Esta reducción se vería reflejada no solo en el precio de fabricación, sino también en el coste de mantenimiento, ya que se minimiza el número de piezas susceptibles de desgaste o fallo.

2- Efectos sobre el control

Coordinar ocho articulaciones activas requiere algoritmos de control complejos, con múltiples lazos de realimentación que procesan datos de sensores inerciales, de par y de posición. Al reducir el número de ejes activos a cuatro por pierna, se simplifica la arquitectura de control, se reducen los lazos de realimentación necesarios y se disminuye la probabilidad de conflictos de sincronización entre articulaciones. Esta simplificación permitiría implementar un control jerárquico más robusto, optimizado para entornos variables, y mejoraría la capacidad de respuesta en tiempo real frente a cambios en la superficie o la velocidad de marcha.

3- Efectos sobre la usabilidad

Uno de los objetivos fundamentales de esta reducción es mejorar la portabilidad y el uso cotidiano en entornos no clínicos. Menos articulaciones activas implican menos masa y menos volumen en la estructura, especialmente en zonas distales como el tobillo, donde la inercia es más crítica para la seguridad y el confort. El uso de mecanismos pasivos para ciertos grados de libertad puede reducir el peso total entre un 15 % y un 25 %, lo que en el caso del Atlas 2030 podría equivaler a una reducción de 2 a 3,5 kg.

Esta disminución de peso facilita la colocación del dispositivo, acorta el tiempo de preparación (pasando de unos 5 minutos a un valor inferior estimado de 3-4 minutos) y mejora la maniobrabilidad en entornos con espacio reducido, como aulas o viviendas. Además, la eliminación de actuadores en articulaciones no críticas y la reducción de masa en las extremidades inferiores disminuyen el consumo energético, lo que puede incrementar la autonomía de uso en un 25 % a 40 % con la misma capacidad de batería [10]. Esto permitiría que el dispositivo se utilice durante sesiones escolares completas o actividades diarias sin necesidad de recargarlo de forma frecuente.

En conjunto, la simplificación propuesta genera un dispositivo más económico, con un control más sencillo y fiable, y con una usabilidad mejorada que lo hace viable para el uso diario en entornos domésticos, escolares y al aire libre. Este enfoque no sacrifica la funcionalidad terapéutica esencial y sienta las bases para el rediseño final que se detallará en el siguiente apartado.

5.1.4 DISEÑO FINAL PROPUESTO

El diseño final propuesto tiene como finalidad optimizar el exoesqueleto Atlas 2030 para su uso diario y portátil en entornos variados, manteniendo la eficacia terapéutica. Para ello, se reduce el número de articulaciones activas de ocho a cuatro por pierna, concentrando la actuación en los ejes esenciales para la propulsión, la oscilación de la pierna y la estabilidad mediolateral, mientras que los restantes se implementan con mecanismos pasivos o semiactivos que aportan movilidad controlada sin necesidad de motor [10].

La reducción del número de articulaciones activas en el Atlas 2030 se ha realizado de forma selectiva, preservando únicamente aquellas cuyo control motorizado es imprescindible para garantizar la eficacia terapéutica y la funcionalidad en la marcha diaria. La decisión se ha basado en criterios biomecánicos, clínicos y de ingeniería, con el objetivo de mantener la capacidad de generar y guiar un patrón de marcha estable, eficiente y seguro, al tiempo que se reduce el peso, el consumo energético y la complejidad del sistema.

Para determinar qué grados de libertad debían mantenerse activos, se revisaron estudios de análisis de potencia articular en marcha humana, así como evidencia clínica en el uso de exoesqueletos pediátricos [6]. Estos trabajos coinciden en que la mayor parte de la energía mecánica y del control postural necesarios para caminar se concentran en los movimientos de flexión-extensión de cadera, rodilla y tobillo, junto con la abducción-aducción de cadera para la estabilización mediolateral. Cada uno de ellos cumple un papel biomecánico fundamental y aporta beneficios terapéuticos que no pueden reproducirse con la misma precisión mediante mecanismos pasivos.

En consecuencia, el diseño propuesto mantiene activos los siguientes cuatro ejes por pierna:

- Flexión-extensión de cadera

La cadera en el plano sagital participa en el avance del miembro y contribuye de forma decisiva al inicio de la oscilación. Durante la transición apoyo-oscilación, la cadera genera trabajo positivo para acelerar el muslo hacia delante; más tarde, aporta trabajo negativo para frenar el segmento antes del contacto inicial. Análisis clásicos de potencia articular muestran que la cadera es uno de los principales generadores de energía positiva al comienzo de la oscilación, además de absorber energía en fases de frenado, lo que la convierte en un eje con alta demanda de control fino sobre el par y la velocidad. En población con parálisis cerebral infantil, los patrones patológicos de flexión y la debilidad selectiva pueden alterar esta secuencia, por lo que la asistencia activa en este eje permite modular en tiempo real la amplitud y el tiempo de activación, adaptando el patrón de marcha a la capacidad del niño y a la tarea concreta [4].

Se mantiene activa porque es un generador primario de trabajo mecánico para iniciar la oscilación. Su control influye directamente en la longitud de paso, la cadencia y el despeje del pie. Además, la dosificación de par y velocidad en este eje es determinante para sincronizar el resto de la cadena cinemática y evitar compensaciones indeseadas en pelvis y tronco.

- Abducción-aducción de cadera

La abducción-aducción de cadera gobierna la transferencia de peso entre extremidades y el control del equilibrio en el plano mediolateral. La activación de los abductores estabiliza la pelvis durante el apoyo monopodal, evitando el descenso contralateral del hemipelvis y, con ello, la oscilación excesiva del tronco. La literatura ha subrayado la relación entre fuerza de abductores y rendimiento funcional, balance y riesgo de caídas; déficits en este sistema comprometen la estabilidad lateral y la simetría del paso. En niños con parálisis cerebral infantil, la debilidad y la espasticidad en el complejo glúteo medio-menor alteran de forma característica el control lateral, por lo que disponer de asistencia activa y modulable en este eje permite sostener la transferencia de peso de manera segura y estable, especialmente en superficies no ideales [6].

Se mantiene activa porque es el principal “actuador” de la estabilidad medio lateral durante el apoyo. Permite estabilizar la pelvis y ampliar el margen de estabilidad sin recurrir a ayudas externas. Su ajuste mejora la capacidad de caminar en entornos reales, donde pequeñas irregularidades exigen correcciones rápidas y precisas del centro de masas.

- Flexión-extensión de rodilla

La rodilla controla la absorción de impactos al inicio del apoyo y el acortamiento funcional del miembro durante la oscilación. En primer apoyo, una flexión controlada de rodilla ayuda a disipar energía y reducir picos de fuerza vertical; en oscilación, una flexión suficiente garantiza el despeje del pie, mientras que la extensión previa al contacto prepara un aterrizaje estable. Los perfiles de potencia de rodilla muestran alternancia de trabajo negativo y positivo asociada a estas funciones, y su temporización es crítica para la eficiencia y la seguridad [11]. En parálisis cerebral infantil son frecuentes patrones en tijera, recurvatum o flexo-rodilla persistente, que elevan el coste energético y el riesgo de tropiezos. La actuación activa de este eje permite imponer límites de velocidad y par para amortiguar impactos,

asegurar el despeje del pie y coordinarse con cadera y tobillo en la secuencia apoyo-oscilación.

Este movimiento es fundamental ya que modula la absorción de impactos y el control del contacto inicial. También garantiza el despeje del pie en oscilación sin comprometer la estabilidad y su sincronización con la cadera es esencial para evitar compensaciones que sobrecarguen la pelvis o el tobillo [5].

- Flexión plantar-dorsiflexión de tobillo

El tobillo en el plano sagital es determinante para la propulsión final y el control del pie en el contacto inicial. La fase de despegue concentra uno de los mayores picos de potencia positiva del ciclo de la marcha; incluso a velocidades moderadas, el tobillo aporta una fracción sustancial del trabajo necesario para avanzar el centro de masas. Además, la dorsiflexión controlada estabiliza el pie en el contacto y contribuye al balance antero-posterior. En población pediátrica con parálisis cerebral, las limitaciones en flexores plantares y dorsiflexores se asocian con menor velocidad de marcha, menor longitud de paso y mayor coste energético; disponer de asistencia activa bien dosificada en este eje permite restaurar el empuje y asegurar el posicionamiento del pie, dos requisitos para caminar con seguridad y eficiencia.

Se mantiene activo porque es el principal contribuidor a la propulsión en el despegue, estabiliza el contacto inicial y regula el balance antero-posterior. Su actuación activa, combinada con elementos elásticos en paralelo de baja masa, mejora la eficiencia sin penalizar la inercia del pie [6].

En conjunto, la actuación activa de estos cuatro grados de libertad permite cumplir los dos objetivos funcionales prioritarios del proyecto: generar y controlar el patrón de marcha en el plano sagital, incluyendo propulsión, oscilación y absorción de impactos, y mantener la estabilidad medio lateral durante la transferencia de peso entre extremidades.

Los movimientos restantes pueden satisfacerse mediante módulos pasivos o semiactivos de impedancia regulable, lo que reduce peso y consumo sin comprometer el rendimiento funcional en la marcha diaria sobre superficies habituales.

5.1.5 ARTICULACIONES PASIVAS O SEMIACTIVAS

La conversión de las tres articulaciones restantes a sistemas pasivos o semiactivos tiene como objetivo reducir masa, consumo energético y complejidad, manteniendo un rango de movimiento controlado que permita la adaptación a irregularidades del terreno y a diferentes escenarios de uso.

- *Cadera – Rotación interna-externa*

En el rediseño del Atlas 2030, la articulación de rotación interna-externa de cadera se plantea siguiendo el mismo enfoque empleado en el exoesqueleto modular Symbitron, un dispositivo desarrollado para rehabilitación y asistencia en la marcha que ha demostrado su eficacia en entornos reales. En el Symbitron, este eje no está motorizado, sino que se resuelve mediante un resorte ajustable que ofrece resistencia mecánica al giro, junto con un mecanismo de bloqueo manual que permite fijar la articulación cuando es necesario. Este diseño semipasivo combina la flexibilidad suficiente para permitir giros suaves con la posibilidad de garantizar rigidez en situaciones que lo requieran, manteniendo un control estable y seguro del movimiento.

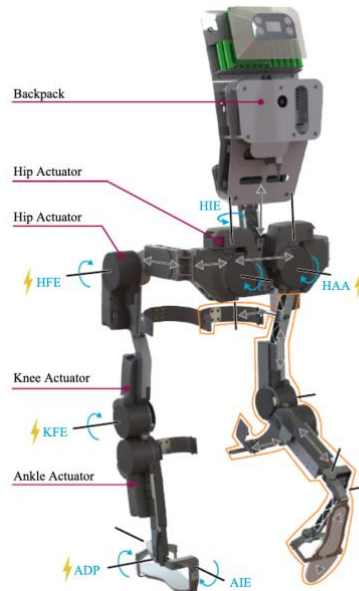


Figura 17. Modelo exoesqueleto Symbitron [20]

El funcionamiento del sistema se basa en un elemento elástico dispuesto en torsión, cuya precarga puede ajustarse para modificar el par resistivo. De esta manera, es posible calibrar la facilidad de giro de la cadera en función del peso del usuario, su fuerza muscular y el tipo de actividad que vaya a realizar. El mecanismo de bloqueo manual, integrado en la misma estructura, permite anular la rotación cuando se precise máxima estabilidad, por ejemplo, durante actividades estáticas o en desplazamientos por superficies irregulares. El conjunto es mecánicamente simple, no requiere electrónica ni consumo energético y presenta un mantenimiento mínimo, lo que resulta ideal para un uso frecuente y prolongado.

Adoptar este sistema en el Atlas 2030 ofrece ventajas directas en varios aspectos. En términos de peso, la eliminación del motor, reductora, sensores y cableado asociados a este grado de libertad supone un ahorro estimado de entre 0,3 y 0,5 kg por pierna. Al mismo tiempo, al no necesitar alimentación eléctrica para su funcionamiento, se reduce el consumo global del dispositivo y se incrementa la autonomía de la batería. En el plano funcional, la resistencia regulada contribuye a estabilizar la pierna y evitar giros indeseados en superficies planas, al tiempo que permite pequeños ajustes de orientación al caminar por entornos reales como patios, aceras o pasillos escolares.

La propuesta de integración en el Atlas 2030 consiste en desarrollar un cartucho modular inspirado directamente en el mecanismo del Symbitron. Este cartucho incluiría un eje rotativo con casquillos de baja fricción, un resorte ajustable en torsión, topes mecánicos que limiten el rango de movimiento a $\pm 10-15$ grados y un sistema de bloqueo rápido. Su diseño sería intercambiable, permitiendo su sustitución o ajuste en clínica de forma sencilla, sin necesidad de desarmar toda la estructura del exoesqueleto.

Esta articulación pasiva favorecería el mantenimiento, la personalización y la capacidad de adaptación a las necesidades específicas de cada usuario. Con este cambio, el Atlas 2030 ganaría en ligereza, autonomía y robustez, y ofrecería una articulación de cadera más adecuada para un uso cotidiano por parte de un niño.

- *Rodilla – Rotación axial*

En el rediseño del Atlas 2030 se propone incorporar una articulación de rotación axial de rodilla con funcionamiento pasivo, tomando como referencia el mecanismo que se muestra a continuación.

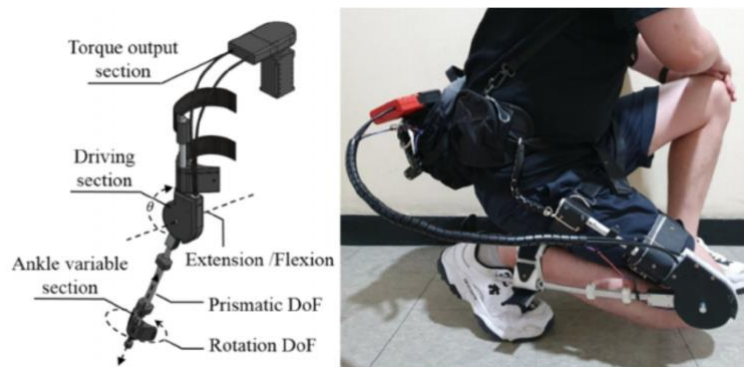


Figura 18. Exoesqueleto unipodal con tres grados de libertad: flexión/extensión activa de rodilla, rotación pasiva de rodilla y grado de libertad prismático pasivo en el tobillo [21]

En este dispositivo, la flexión-extensión es el eje activo principal, mientras que la rotación axial se permite mediante un acoplamiento mecánico pasivo montado sobre rodamientos, con un rango de movimiento limitado y resistencia interna controlada. Esta configuración ha demostrado mejorar la comodidad del usuario al permitir que la rodilla se adapte a ligeros cambios en la orientación del pie y a las torsiones naturales de la marcha, reduciendo así la sensación de rigidez que suele aparecer en exoesqueletos con articulaciones completamente bloqueadas en este eje.

El principio de funcionamiento se basa en un eje alineado con el eje longitudinal de la pierna, que, rota libremente dentro de un rango seguro, aproximadamente ± 6 grados, gracias a un montaje en rodamientos y a la ausencia de un actuador. La movilidad está controlada por un elemento de resistencia mecánica, que puede ser un amortiguador rotativo o un casquillo viscoelástico, proporcionando un par proporcional a la velocidad de giro. De esta forma, se evita que la rotación sea excesivamente libre, lo que podría comprometer la estabilidad, pero se garantiza suficiente flexibilidad para permitir una adaptación cómoda en cambios de dirección o en terrenos irregulares. Además, el sistema incorpora topes mecánicos que limitan el recorrido y protegen al usuario frente a movimientos extremos.

La integración de un sistema similar en el Atlas 2030 ofrecería ventajas significativas. Al eliminar el motor y los componentes electrónicos asociados a este eje, se reduciría el peso y se eliminaría cualquier consumo energético para este movimiento, incrementando la autonomía del dispositivo. Desde el punto de vista funcional, la reducción de rigidez en el plano transversal permitiría una marcha más natural y disminuiría las tensiones transmitidas a la pierna, especialmente durante un uso prolongado en actividades diarias como desplazarse por el colegio, la vivienda o la calle.

- *Tobillo – Eversión-inversión*

En el rediseño del Atlas 2030 se plantea que el grado de libertad de eversión-inversión del tobillo se implemente mediante un sistema pasivo ligero y flexible, inspirado en el mecanismo empleado por el exoesqueleto G-Exos. Este dispositivo, diseñado para asistencia a la marcha, incorpora un sistema pasivo basado en bandas elásticas tensionadas que conectan la estructura del tobillo con el soporte del pie. La tensión de estas bandas estabiliza el pie en el plano frontal y permite un rango limitado de eversión e inversión, favoreciendo la adaptación a las irregularidades del terreno y el mantenimiento de un contacto estable con el suelo sin necesidad de actuadores ni consumo energético.

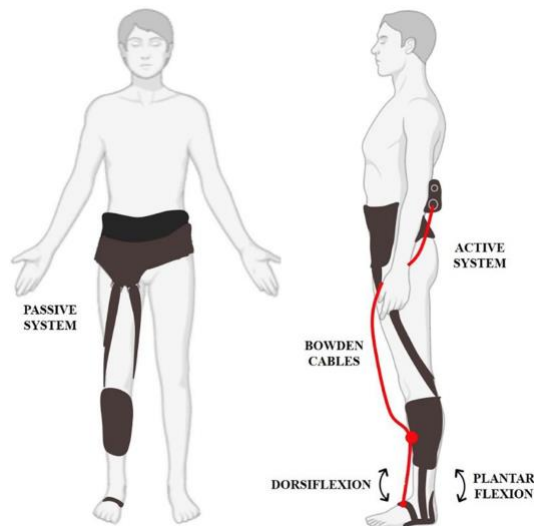


Figura 19. Exoesqueleto G-Exos, compuesto por un sistema pasivo que utiliza la biomecánica natural de la marcha para asistir la dorsiflexión y permitir la eversión/inversión del tobillo [22]

El principio de funcionamiento aprovecha la elasticidad de las bandas, que actúan como elementos de rigidez variable. Durante la marcha en superficies planas, las bandas aportan la resistencia necesaria para mantener la alineación del pie y prevenir inclinaciones excesivas. Cuando se camina sobre pendientes laterales o superficies irregulares, se estiran para permitir un ajuste lateral controlado, recuperando después la posición neutra gracias a su retorno elástico. La tensión puede regularse modificando la longitud de las bandas o

sustituyéndolas por otras de distinta dureza, lo que facilita la personalización del sistema a las características físicas y necesidades del usuario.

La implementación de un mecanismo de este tipo en el Atlas 2030 supondría una mejora significativa en portabilidad y confort, ya que elimina la necesidad de estructuras rígidas pesadas en la zona distal y reduce la inercia del pie, mejorando la maniobrabilidad. Su integración en el diseño existente del tobillo sería sencilla, sin necesidad de cambios estructurales profundos, y el sistema sería fácilmente mantenible, ya que las bandas podrían reemplazarse en clínica o incluso en el hogar con herramientas simples. Esta solución mantendría la autonomía del exoesqueleto al no requerir energía eléctrica, a la vez que aumentaría su capacidad de adaptación a diferentes superficies y entornos, algo esencial para un uso diario por parte de un niño.

La naturaleza modular de este sistema permitiría adaptarlo a distintos niveles de actividad, entornos de uso o fases de rehabilitación, sustituyendo las bandas por modelos de distinta rigidez. Con ello se lograría un equilibrio entre estabilidad, flexibilidad y ligereza, cumpliendo con el objetivo principal del proyecto de desarrollar un Atlas 2030 más portable, seguro y cómodo para un uso prolongado fuera del entorno clínico.

5.2 DISEÑO DE AMORTIGUACIÓN Y SELECCIÓN DE RUEDAS

5.2.1 GEOMETRÍA DEL BASTIDOR Y PARÁMETROS DE DISEÑO

Se considera un bastidor con cuatro ruedas dispuestas en dos ejes separados una distancia L igual a 0,50 metros y una distancia transversal entre ruedas B igual a 0,65 metros. La altura de referencia para el acoplamiento al bastidor y caso desfavorable del centro de gravedad se toma como h igual a 0,85 metros. Esta altura representa un caso extremo que permite diseñar con margen cuando el usuario es alto o cuando la configuración de arneses y actuadores eleva el centro de masas del conjunto. Para el análisis paramétrico de estabilidad se asumirá además que la altura del centro de gravedad puede correlacionarse con la altura del usuario y oscila entre 0,55 y 0,85 metros según la talla y el ajuste del sistema de sujeción. El sistema se desplaza a velocidades típicas de marcha asistida entre 0,5 y 1,5 metros por segundo sobre superficies que incluyen suelos interiores lisos y exteriores con asfalto, hormigón, baldosa y tramos de tierra compactada.

Este exoesqueleto usa un bastidor con cuatro ruedas. La distancia entre ejes delantero y trasero es $L = 0,50$ m, el ancho entre ruedas derechas e izquierdas es $B = 0,65$ m y la altura de acoplamiento al bastidor la tomamos como caso desfavorable del centro de gravedad, $h = 0,85$ m.

5.2.2 CARGAS POR RUEDA

El primer paso para dimensionar correctamente las ruedas del exoesqueleto es determinar las cargas que soportarán en condiciones normales de uso. El peso total del sistema, W , está formado por la suma del peso del dispositivo y el peso del usuario, expresado como:

$$W = (m_{disp} + m_{niño}) * g$$

donde m_{disp} es la masa del exoesqueleto sin usuario, $m_{niño}$ es la masa del niño que lo utiliza y $g=9,81 \text{ m/s}^2$ es la gravedad.

En el caso que nos ocupa, m_{disp} es constante e igual a 20 kg, mientras que $m_{niño}$ varía en un rango de 14 kg a 40 kg según la edad y la complejión del usuario. Esto significa que el peso total W puede oscilar desde aproximadamente 333 N (niño de 14 kg) hasta 589 N (niño de 40 kg).

En condiciones estáticas ideales, con las cuatro ruedas en contacto uniforme con el suelo, el peso se reparte equitativamente entre ellas. La carga media por rueda, F_{rueda} , se calcula dividiendo el peso total entre el número de apoyos:

$$F_{rueda} = \frac{W}{4}$$

Para el caso de mayor masa (dispositivo de 20 kg más niño de 40 kg), el cálculo de la carga por rueda es:

$$W = (20 + 40) * 9.814 = 588,6 \text{ N}$$

$$F_{rueda} = \frac{588,6}{4} = 147,15 \text{ N}$$

Esto significa que, en situación estática y perfectamente nivelada, cada rueda soporta aproximadamente 147 N.

Sin embargo, en el uso real sobre superficies irregulares, no siempre se da este reparto equilibrado. Es frecuente que una rueda pierda temporalmente el contacto con el suelo al pasar por un desnivel, junta o bordillo. En ese caso, el peso se reparte entre solo tres ruedas, y la reacción media por cada una de ellas pasa a ser:

$$F_{\text{rueda,3 apoyos}} = \frac{588,6}{3} = 196,20 \text{ N}$$

Aunque estas cargas estáticas calculadas no son especialmente elevadas, es necesario tener en cuenta que, durante la marcha, los esfuerzos reales pueden multiplicarse debido a los impactos producidos al superar obstáculos o por la dinámica propia del desplazamiento (fuerzas de inercia por aceleraciones o cambios de dirección). Por ejemplo, al descender un escalón o al chocar contra una junta elevada, la fuerza transmitida a la rueda puede llegar a ser varias veces la carga estática.

Siguiendo un criterio conservador de dimensionamiento, se ha decidido establecer una capacidad nominal mínima de 500 N por rueda. Este valor se fija considerando que, en el escenario más desfavorable de carga (niño de 40 kg más dispositivo de 20 kg, con el reparto reducido a tres apoyos), la reacción media por rueda es de aproximadamente 196 N. El umbral de 500 N supone, por tanto, un margen superior a 2,5 veces esa carga media, lo que garantiza que la rueda pueda absorber sin riesgo de fallo los picos de carga generados por impactos, irregularidades del terreno o maniobras bruscas.

5.2.3 MODELO DINÁMICO DE CADA APOYO

Cada punto de apoyo del exoesqueleto se representa mediante un sistema masa–resorte–amortiguador de un grado de libertad. Este modelo capta la respuesta vertical dominante del apoyo cuando el pavimento impone desplazamientos o aceleraciones en la base. Se asumen deformaciones pequeñas, comportamiento lineal en el rango operativo y un amortiguamiento equivalente de tipo viscoso que modela, de forma agregada, las pérdidas por histéresis del elastómero y fricciones internas.

La masa efectiva asociada a cada apoyo se toma como la cuarta parte de la masa total soportada. Con cuatro ruedas en contacto, la relación queda expresada por

$$m_c = \frac{m_{tot}}{4}$$

Esta descomposición supone un reparto uniforme de masa entre apoyos cuando el exoesqueleto se encuentra en terreno nivelado y con simetría de carga. En situaciones de circulación real, la masa efectiva por apoyo puede variar ligeramente por transferencia de carga, pero la expresión anterior proporciona una base de cálculo adecuada para dimensionado.

La frecuencia natural del apoyo se define, en términos de la rigidez equivalente y de la masa efectiva, como

$$f_n = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{k_{eq}}{m_c}}$$

Donde K_{eq} representa la rigidez vertical “percibida” en ese apoyo, resultante de la combinación en serie de la rigidez propia de la rueda y la del inserto elastomérico. Esta expresión muestra que, a igualdad de rigidez, una reducción de masa eleva la frecuencia natural; por ello, para fijar una frecuencia objetivo, la rigidez requerida es $k_{eq} = (2\pi f_n)^2 m_c$.

La disipación se caracteriza mediante el coeficiente de amortiguamiento equivalente c , que se relaciona con la razón de amortiguamiento adimensional ζ .

$$\zeta = \frac{c}{2\sqrt{k_{eq}m_c}}$$

Esta identidad permite, una vez fijada una razón de amortiguamiento objetivo, obtener el valor de c coherente con la rigidez y la masa del apoyo, esto es, $c = 2\zeta\sqrt{k_{eq}m_c}$. ζ controla el nivel de amplificación alrededor de la resonancia y la rapidez con la que decrece la respuesta en el régimen de aislamiento.

Para la estimación de la carrera bajo carga estática, se emplea la ley de Hooke. La flecha estática del apoyo es:

$$\delta = \frac{W/4}{k_{eq}}$$

siendo W el peso total del sistema. Se expresa δ únicamente en función de la frecuencia natural. Para ello se sustituyen las identidades $W/4 = m_c g$ (carga por apoyo en estático) y $k_{eq} = (2\pi f_n)^2 m_c$ (rigidez equivalente impuesta por la frecuencia objetivo):

$$\delta = \frac{m_c g}{(2\pi f_n)^2 m_c} = \frac{g}{(2\pi f_n)^2}$$

De esta forma se demuestra que, fijada la frecuencia natural, la flecha estática es independiente de la masa del usuario y depende únicamente de f_n y de la gravedad. Esta propiedad simplifica el diseño: al escoger una frecuencia natural objetivo, queda automáticamente determinada la carrera elástica necesaria, lo que permite definir el tope de fin de recorrido sin necesidad de diferenciar entre usuarios pesados o ligeros.

Se elige f_n igual a 6 Hz como compromiso entre confort y estabilidad. Una frecuencia menor aumentaría la flecha estática y la sensación de balanceo, reduciendo el control en maniobras

rápidas. Una frecuencia mayor endurecería el sistema y transmitiría más vibraciones de alta frecuencia.

El comportamiento frente a excitaciones de base se representa con la curva de transmisibilidad:

$$T(r) = \sqrt{\frac{1 + (2\zeta r)^2}{(1 - r^2)^2 + (2\zeta r)^2}}$$

Donde $r = \frac{f}{f_n}$

Con $\zeta = 0,25$, el sistema comienza a aislar vibraciones a partir de aproximadamente 8,5 Hz, que es la zona típica de excitaciones generadas por juntas y texturas del pavimento en desplazamiento.

La flecha estática bajo carga se obtiene como:

$$\delta = \frac{g}{(2\pi f_n)^2} \approx 6,9 \text{ mm}$$

Se reserva un recorrido útil de 20–25 mm para absorber picos dinámicos sin hacer tope. Este margen asegura que el inserto pueda deformarse lo suficiente ante impactos sin comprometer la estabilidad.

5.2.4 RIGIDEZ Y AMORTIGUAMIENTO EQUIVALENTES

La respuesta dinámica de cada apoyo depende directamente de la rigidez total que ofrece el conjunto rueda–inserto y de su capacidad para disipar energía mediante amortiguamiento. En el diseño se ha buscado que ambos parámetros se mantengan dentro de un rango que permita cumplir la frecuencia natural objetivo de 6 Hz para todo el espectro de masas de usuario, evitando que los cambios de peso modifiquen sustancialmente el comportamiento.

En el caso del usuario más ligero, con masa corporal de 14 kg y masa total del sistema de 34 kg, la masa efectiva por apoyo es de 8,5 kg. La rigidez equivalente necesaria para alcanzar la frecuencia deseada se sitúa en torno a 12.082 N/m, mientras que el coeficiente de amortiguamiento equivalente requerido para una razón de amortiguamiento del 25 % es de aproximadamente 160 N·s/m.

Para el extremo opuesto, correspondiente al usuario más pesado con masa corporal de 40 kg y masa total de 60 kg, la masa efectiva por apoyo aumenta a 15 kg. En este escenario, la rigidez equivalente debe incrementarse hasta unos 21.318 N/m para mantener la misma frecuencia natural, lo que implica un coeficiente de amortiguamiento en torno a 283 N·s/m.

Estos valores se obtienen combinando en serie la rigidez propia de la rueda con la del inserto elastomérico, de modo que la deformación total bajo carga se reparte entre ambos elementos. Esta disposición permite modular el comportamiento global ajustando la dureza del inserto sin necesidad de modificar la rueda, ofreciendo flexibilidad para adaptarse a diferentes configuraciones de peso o incluso a futuros rediseños.

En la tabla siguiente se resumen los valores de referencia para cada escenario:

Masa niño (kg)	Masa total (kg)	mc (kg)	keq (N/m)	c (N·s/m)
14	34	8,5	12 082	160
40	60	15	21 318	283

Tabla 3. Escenarios de estudio

La elección de estos parámetros se ha hecho con la finalidad de lograr un buen aislamiento y control. Una rigidez insuficiente aumentaría la amplitud de oscilación en maniobras rápidas y provocaría una mayor inclinación del bastidor, reduciendo la sensación de estabilidad. Por el contrario, una rigidez excesiva limitaría la capacidad de absorción de impactos, transmitiendo vibraciones al usuario y aumentando el riesgo de fatiga mecánica en el bastidor.

El coeficiente de amortiguamiento equivalente desempeña un papel clave en la atenuación de resonancias y en la rapidez de estabilización tras un impacto. Valores bajos favorecerían una mayor amplitud en la zona de resonancia, mientras que valores demasiado altos endurecerían la respuesta y reducirían la capacidad de aislamiento frente a vibraciones de alta frecuencia. El intervalo adoptado se ha determinado para ofrecer una respuesta equilibrada, manteniendo la comodidad del usuario y la seguridad estructural del sistema en condiciones de uso real.

5.2.5 ESTABILIDAD LATERAL Y ÁNGULO DE VUELCO

La estabilidad lateral del exoesqueleto se analiza considerando el vuelco en el plano transversal. El vuelco se produce cuando la línea de acción del peso del conjunto (exoesqueleto más usuario) pasa por el borde de la base de apoyo. En ese instante, el momento volcador debido al peso iguala al momento estabilizador generado por la base.

El ángulo máximo de inclinación antes del vuelco se calcula con la expresión:

$$\theta_{max} = \tan^{-1}\left(\frac{B}{2 * h_{c.d.g.}}\right)$$

Donde B es la distancia entre las ruedas laterales y $h_{c.d.g.}$ es la altura del centro de gravedad medida desde el suelo.

El centro de gravedad varía en función de la estatura del usuario. Para este análisis se considera que $h_{c.d.g.}$ es aproximadamente el 65 % de la altura total del usuario, lo que refleja la posición del centro de masas en bipedestación con el arnés y actuadores. De este modo, se estudian cuatro casos de altura de usuario: 1,00 m, 1,10 m, 1,20 m y 1,30 m, lo que corresponde a alturas de centro de gravedad de 0,65 m, 0,715 m, 0,78 m y 0,845 m respectivamente.

A continuación, se presenta la tabla con todos los valores calculados para las combinaciones de altura de usuario y masa del niño (14 kg, 25 kg, 32 kg y 40 kg):

ICAI ICADE CIHS **ERROR: USE THE HOME TAB TO APPLY TÍTULO 1 TO THE TEXT THAT YOU WANT TO APPEAR HERE.**

Altura usuario (m)	Altura CG (m)	Masa niño (kg)	Masa total (kg)	Peso total W (N)	Carga por rueda (N)	Ángulo vuelco (°)
1	0,65	14	34	333,54	83,38	26,77
1	0,65	25	45	441,45	110,36	26,77
1	0,65	32	52	509,4	127,35	26,77
1	0,65	40	60	588,6	147,15	26,77
1,1	0,715	14	34	333,54	83,38	24,61
1,1	0,715	25	45	441,45	110,36	24,61
1,1	0,715	32	52	509,4	127,35	24,61
1,1	0,715	40	60	588,6	147,15	24,61
1,2	0,78	14	34	333,54	83,38	22,83
1,2	0,78	25	45	441,45	110,36	22,83
1,2	0,78	32	52	509,4	127,35	22,83
1,2	0,78	40	60	588,6	147,15	22,83
1,3	0,845	14	34	333,54	83,38	21,3
1,3	0,845	25	45	441,45	110,36	21,3
1,3	0,845	32	52	509,4	127,35	21,3
1,3	0,845	40	60	588,6	147,15	21,3

Tabla 4. Ángulo de vuelco para diferentes usuarios

Variación del ángulo máximo de vuelco con la altura del centro de gravedad

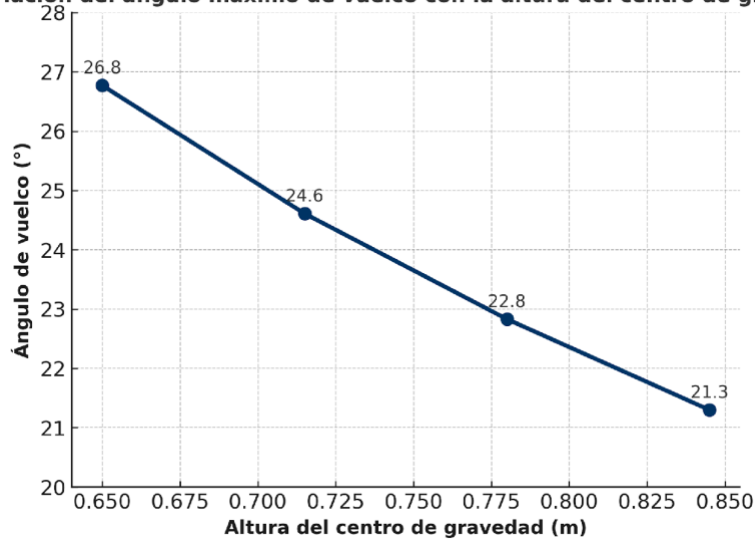


Figura 20. Variación del ángulo de vuelco con la altura del centro de gravedad

5.2.6 FRICCIÓN Y RESISTENCIA AL RODAMIENTO

La fricción y la resistencia al rodamiento son parámetros clave para la seguridad, la eficiencia y el confort en el uso del exoesqueleto. Estos factores determinan la capacidad del sistema para transmitir fuerzas de aceleración y frenado sin deslizamientos, así como la facilidad de desplazamiento sobre diferentes superficies.

El coeficiente de fricción estática (μ_s) representa la relación entre la fuerza máxima de tracción disponible antes del deslizamiento y la carga normal ejercida por la rueda. Este parámetro es crítico en situaciones de inicio de movimiento, frenadas y desplazamientos en pendiente. Un valor demasiado bajo de μ_s implica un mayor riesgo de patinaje, mientras que un valor muy alto puede provocar que la rueda no deslice bien en suelos interiores lisos, dificultando giros suaves y aumentando el esfuerzo de maniobra.

La resistencia al rodamiento, generalmente expresada mediante un coeficiente C_r , está relacionada con las deformaciones elásticas de la rueda y la superficie durante el contacto. Este fenómeno disipa energía, aumentando el esfuerzo necesario para mantener la marcha. Factores como la dureza del material, el diámetro de la rueda y la textura del suelo influyen directamente en C_r .

Para uso mixto interior–exterior, es fundamental seleccionar materiales y geometrías que ofrezcan suficiente fricción para garantizar la estabilidad, pero con una resistencia al rodamiento moderada que permita al sistema desplazarse con eficiencia y bajo consumo energético.

En la siguiente tabla se presentan valores orientativos del coeficiente de fricción estática para combinaciones de material de banda de rodadura y superficie de contacto relevantes para

este tipo de dispositivos. Estos valores provienen de rangos típicos reportados para compuestos de goma maciza en condiciones secas:

Superficie	Material de rueda	Coefficiente fricción estática (μ_s)
Baldosa o madera sellada	Goma maciza dureza media	0,50 – 0,70
Moqueta o alfombra	Goma maciza blanda	0,60 – 0,80
Hormigón o asfalto seco	Goma maciza dureza media	0,60 – 0,85
Césped corto o tierra compactada	Goma maciza con taqueado fino	0,40 – 0,60

Tabla 5. Coeficiente de fricción para distintas superficies

Estos datos permiten establecer criterios de selección del material de la rueda:

- Para interiores, interesa un valor intermedio de μ_s que garantice tracción sin comprometer la maniobrabilidad en giros cerrados.
- Para exteriores, es preferible un μ_s alto para asegurar agarre en pendientes y superficies rugosas, incluso a costa de un ligero aumento de resistencia al rodamiento.

En cuanto a C_r , para ruedas macizas de goma de dureza media en superficies lisas, se puede esperar un rango aproximado de 0,01 a 0,02, mientras que en superficies rugosas este valor puede subir hasta 0,03–0,04. Estos incrementos se traducen en un mayor esfuerzo para mantener la velocidad, pero también en una absorción parcial de vibraciones de alta frecuencia.

Por tanto, la selección final de la banda de rodadura debe considerar no solo el valor de fricción, sino también su capacidad de deformación, ya que un mayor aplastamiento en el punto de contacto puede mejorar el confort y la tracción, aunque con el coste de aumentar C_r . Este balance es especialmente importante en el exoesqueleto Atlas 2030, que debe adaptarse a contextos tan diferentes como un pasillo liso de hospital y un tramo de acera con juntas irregulares.

5.2.7 SELECCIÓN FINAL DE RUEDAS PARA USO INTERIOR Y EXTERIOR

Tras el análisis de cargas, rigidez, amortiguamiento, fricción y estabilidad, se ha optado por una solución modular que permita adaptar el exoesqueleto Atlas 2030 a distintos entornos de uso sin comprometer el confort ni la seguridad. La propuesta consiste en equipar el dispositivo con dos juegos de ruedas intercambiables, uno optimizado para interiores y otro para exteriores. Esta decisión responde a la amplia diferencia en condiciones de rodadura, fricción y vibraciones que presentan ambos escenarios, y a la imposibilidad de encontrar una configuración única que rinda al máximo en todos los casos.

Para el uso interior, como en hospitales, centros de rehabilitación o viviendas adaptadas, se prioriza la maniobrabilidad, la suavidad de rodadura y el control en superficies lisas y duras. En este contexto:

- El coeficiente de fricción debe situarse en torno a 0,55–0,65 para permitir tracción suficiente y giros suaves sin que la rueda tenga un agarre adecuado para evitar deslizamiento.
- La resistencia al rodamiento debe ser baja ($C_r \approx 0,01$) para facilitar el desplazamiento con mínimo esfuerzo, ya que resulta especialmente importante en recorridos largos por pasillos o salas.
- Se selecciona un diámetro de rueda de 100 mm, suficiente para salvar juntas o pequeñas irregularidades, pero que mantiene un centro de gravedad bajo y una alta capacidad de giro.
- La dureza de la goma se propone en Shore A 85, con una banda lisa o de microtextura para evitar vibraciones a bajas velocidades.
- El inserto elastomérico asociado se ajusta a la rigidez calculada para $f_n = 6 \text{ Hz}$ y amortiguamiento $\zeta = 0,25$, con recorrido útil de 20 mm, de forma que absorba

impactos menores como el paso de una junta metálica de ascensor sin transmitir el golpe al usuario.

Para el uso exterior, en aceras, parques o entornos urbanos, el diseño debe soportar mayores irregularidades y garantizar adherencia en superficies más agresivas y potencialmente resbaladizas. En este caso:

- El coeficiente de fricción debe ser más alto (μ_s de 0,65 – 0,8) para permitir tracción en rampas, bordillos y pavimentos rugosos.
- El diámetro de rueda se incrementa a 125 mm, lo que reduce el ángulo de ataque frente a obstáculos y mejora la capacidad para superar grietas o piedras pequeñas.
- La dureza de la goma se propone en Shore A 75, con taqueado fino para combinar tracción y confort.
- El C_r estimado es algo mayor (0,02–0,03), para mejorar absorción de impactos y reducir vibraciones transmitidas al bastidor.
- El inserto elastomérico mantiene la misma rigidez objetivo que en el uso interior para no modificar la dinámica del apoyo, pero su geometría incluye un perfil que mejora la disipación de impactos puntuales de mayor amplitud.

La incorporación de dos juegos de ruedas intercambiables aporta importantes ventajas, ya que prolonga la vida útil de cada set al emplearse únicamente en su entorno óptimo, además de simplificar el mantenimiento al permitir sustituir solo el conjunto rueda–inserto según el desgaste.

Uso	Diámetro (mm)	Dureza goma (Shore A)	Banda de rodadura	μ_s estimado	C_r estimado
Interior	100	85	Lisa/microtextura	0,55–0,65	0,01
Exterior	125	75	Taqueado fino	0,65–0,80	0,02–0,03

Tabla 6. Características ruedas de interior y exterior

5.2.8 CÁLCULO DEL ÁNGULO DE ATAQUE Y CAPACIDAD DE SUPERACIÓN DE OBSTÁCULOS

El ángulo de ataque (α) de una rueda es el ángulo máximo que puede formar un obstáculo con el plano de rodadura para que la rueda pueda superarlo sin que el borde del obstáculo bloquee el avance. Este parámetro depende directamente del diámetro de la rueda y de la altura del obstáculo.

La geometría simplificada del contacto permite expresar este ángulo como:

$$\alpha = \arcsin\left(\frac{h_0}{R}\right)$$

Donde:

- h_0 es la altura del obstáculo.
- R es el radio de la rueda.

La capacidad de superación de obstáculos ($h_{0,max}$) se obtiene como la altura máxima que puede subir la rueda sin que se requiera levantar el conjunto verticalmente:

$$h_{0,max} = R * \sin(\alpha_{lim})$$

En la práctica, el límite de ángulo de ataque tolerable en un exoesqueleto infantil está condicionado por la fuerza de avance disponible y por el confort del usuario. Valores de α superiores a 35° suelen provocar impactos bruscos que podrían transmitirse al torso, incluso con amortiguación. Por ello, en este análisis se toma $\alpha_{lim} = 35^\circ$ como referencia para estimar la altura máxima de obstáculo superable de forma segura.

A partir de los diámetros propuestos para cada entorno de uso, se obtiene:

Configuración	Radio R (mm)	α límite (°)	ho,max (mm)	Observaciones
Interior	50	35	28,7	Adecuado para juntas, umbrales y desniveles pequeños (<30 mm).
Exterior	62,5	35	35,8	Permite superar bordillos y grietas moderadas sin bloqueo.

Tabla 7. Propuesta final de ruedas del dispositivo

Esto significa que, en uso interior, la rueda de 100 mm puede superar de forma segura obstáculos de hasta aproximadamente 28 mm de altura, como juntas de dilatación, transiciones de suelo o rampas con borde. En uso exterior, la rueda de 125 mm aumenta esa capacidad a casi 36 mm, lo que le permite afrontar bordillos bajos, irregularidades en asfalto y piedras pequeñas.

El incremento del diámetro en la configuración exterior también reduce el ángulo de ataque para un mismo obstáculo, suavizando la transición y disminuyendo la aceleración vertical transmitida al chasis. Esto, combinado con el taqueado fino y la menor dureza de la goma, mejora sustancialmente el confort en entornos irregulares.

5.3 **DESARROLLO DEL MODELO EN ABAQUS**

5.3.1 INTRODUCCIÓN AL MODELADO EN ABAQUS

El análisis por elementos finitos constituye una herramienta fundamental en el ámbito de la ingeniería, ya que permite estudiar con detalle el comportamiento de estructuras sometidas a diferentes condiciones de carga, geometría y material. Esta técnica ofrece la posibilidad de predecir la respuesta estructural sin necesidad de recurrir a prototipos físicos en las fases iniciales de diseño, lo que reduce significativamente los costes y el tiempo de desarrollo. En este estudio se ha empleado el software Abaqus/CAE, que destaca por su fiabilidad y versatilidad en el análisis estructural, tanto en el ámbito académico como en el industrial.

El objetivo principal del modelado es evaluar el soporte estructural de un exoesqueleto infantil mediante simulación numérica. La elección de Abaqus se justifica por su capacidad para trabajar con modelos simplificados de tipo *wire*, especialmente adecuados para estructuras ligeras formadas por perfiles tubulares, así como por la organización modular de su entorno de trabajo, que facilita la definición progresiva de geometría, materiales, ensamblajes, condiciones de contorno y cargas. Además, la experiencia acumulada en el uso de esta herramienta en áreas como la biomecánica y la robótica respalda la fiabilidad de los resultados obtenidos en este proyecto.

El proceso de modelado se ha estructurado de manera secuencial para garantizar la coherencia del análisis. En primer lugar, se definieron las piezas que conforman la estructura a partir de geometrías de tipo *wire* tridimensional y deformable. Posteriormente, dichas piezas se combinaron en un ensamblaje que reproduce la configuración final del soporte. Cada barra se caracterizó mediante una sección tubular hueca con un diámetro exterior de quince milímetros y un espesor de dos milímetros, parámetros que en etapas posteriores se ajustarán para optimizar la rigidez estructural. Sobre esta geometría se introdujeron las propiedades de diferentes materiales, en concreto aluminio, acero y fibra de carbono, definidos mediante sus constantes elásticas y densidad.

Una vez completada la definición de materiales y geometría, se procedió al ensamblaje del modelo y al mallado. Para la discretización se utilizaron elementos de tipo viga B31, aplicando un tamaño de semilla de dos milímetros que permite alcanzar un compromiso adecuado entre precisión de resultados y coste computacional. En cuanto a las condiciones de contorno, se restringieron los grados de libertad en los puntos de apoyo inferiores de la estructura, simulando la unión fija al suelo. La carga aplicada se representó mediante una fuerza concentrada en un punto de referencia, equivalente al peso total soportado por el exoesqueleto, que incluye los cuarenta kilogramos correspondientes al usuario y los doce kilogramos del propio dispositivo.

El empleo de un modelo simplificado de tipo *wire* con elementos de viga se considera la aproximación más adecuada para este análisis. Esta metodología permite simplificar la geometría y reducir el número de grados de libertad sin perder representatividad en la respuesta estructural global, lo que se traduce en una notable disminución del tiempo de cálculo. Al mismo tiempo, los elementos de viga permiten introducir directamente parámetros geométricos como diámetro y espesor, lo que facilita la evaluación de modificaciones de diseño y su impacto en la rigidez y estabilidad de la estructura.

El análisis desarrollado en Abaqus tiene como finalidad validar la capacidad del soporte para resistir las cargas asociadas a su uso, comparar la respuesta obtenida con diferentes materiales y establecer una base objetiva para la optimización del diseño hacia una solución más ligera y fácilmente transportable.

5.3.2 CREACIÓN DE LA GEOMETRÍA (PARTS)

La construcción del modelo comenzó con la definición de las piezas individuales que forman la estructura. Para ello se empleó la opción 3D Deformable – Wire – Planar, lo que permitió generar geometrías lineales representativas de cada barra del soporte. Con esta estrategia se buscó simplificar la representación del exoesqueleto a su armazón esencial, concentrándose en la respuesta estructural del conjunto y evitando la complejidad de un modelado sólido completo.

En el modelado se adoptó un sistema coherente de unidades cgs (cm–g–s) con el objetivo de garantizar consistencia en todos los módulos de Abaqus. Así, las longitudes de la geometría y de las secciones se expresaron en centímetros, la masa en gramos, las fuerzas en dinas, la densidad de los materiales en g/cm^3 y el módulo de Young en dyn/cm^2 , mientras que el coeficiente de Poisson permanece adimensional. De este modo, los resultados del análisis se obtienen directamente en centímetros para desplazamientos, dyn/cm^2 para tensiones y gramos para masa.

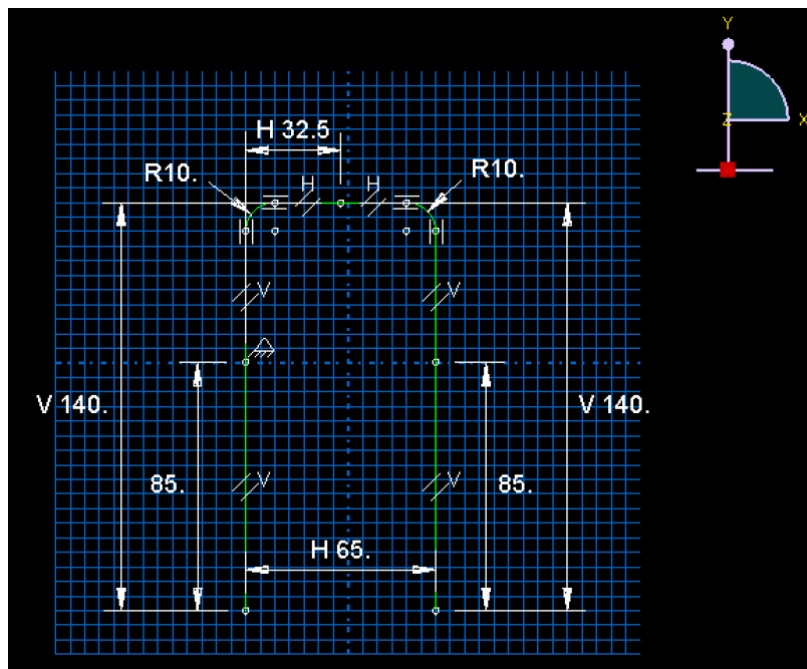


Figura 21. Part 1(modelo Abaqus)

En la Figura 22 se muestra la primera de las piezas creadas, designada como Part-1, correspondiente a una barra simple de la estructura. De manera análoga, se generaron otras dos piezas, denominadas Part-2 y Part-3, que completan el conjunto de barras independientes. Estas geometrías se presentan en la Figura 23 y la Figura 24 respectivamente. Cada uno de estos elementos constituye un componente base a partir del cual se conformará posteriormente el soporte completo.

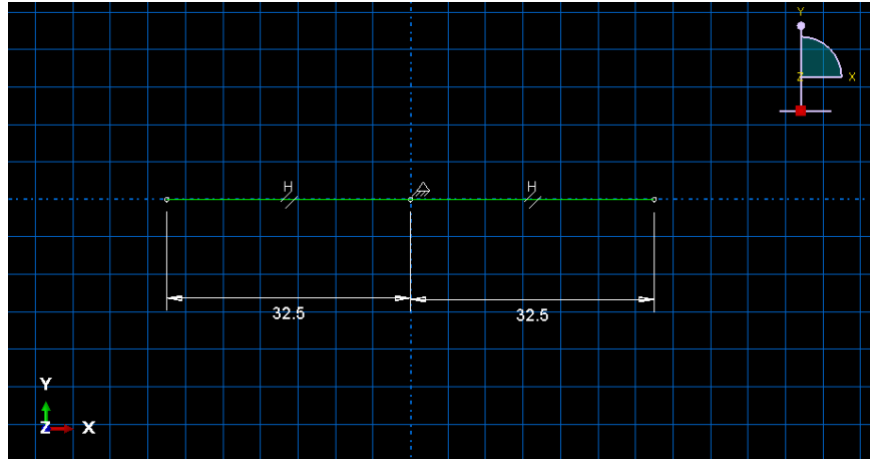


Figura 22. Part 2 (modelo Abaqus)

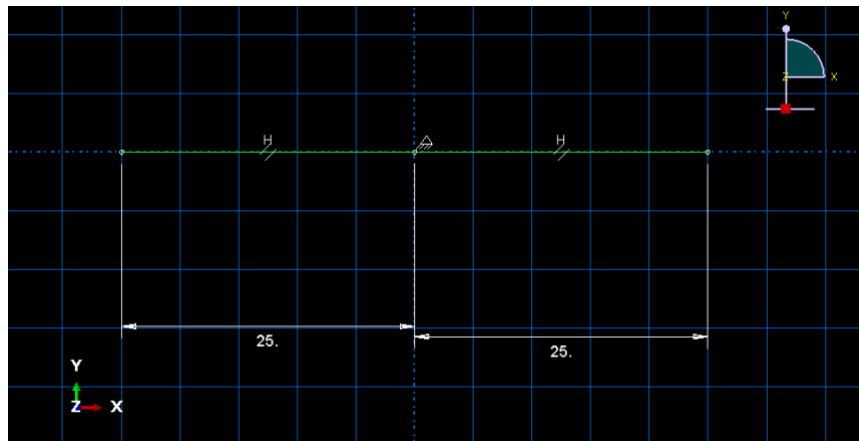


Figura 23. Part 3 (modelo Abaqus)

Una vez definidas las barras individuales, se procedió a combinarlas en un ensamblaje unificado mediante la operación de merge. Este procedimiento permitió obtener una pieza global, denominada Part-4, que representa la configuración final de la estructura del soporte. En la Figura 25 se observa el resultado de esta operación, en el que las tres barras iniciales se integran en un único modelo coherente que reproduce la geometría completa del sistema.

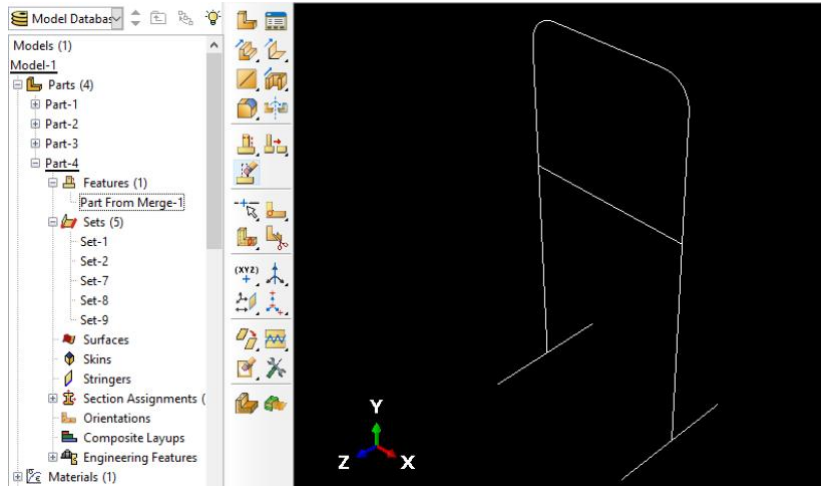


Figura 24. Part 4 (estructura completa en 3D)

Este enfoque de trabajo por etapas, comenzando por las barras individuales y finalizando con la pieza integrada, asegura un mayor control sobre la geometría y facilita posteriores modificaciones en el diseño. Asimismo, la utilización de geometrías de tipo *wire* proporciona una representación fiel de la estructura tubular, garantizando la coherencia entre el modelo simplificado y las características reales del soporte.

5.3.3 DEFINICIÓN DE SECCIONES Y PROPIEDADES

Una vez creada la geometría, el siguiente paso consistió en la definición de las secciones y de las propiedades de los materiales que caracterizan a la estructura. Cada barra se modeló como un perfil tubular hueco con un diámetro exterior de 3 centímetros y un espesor de 0,5.

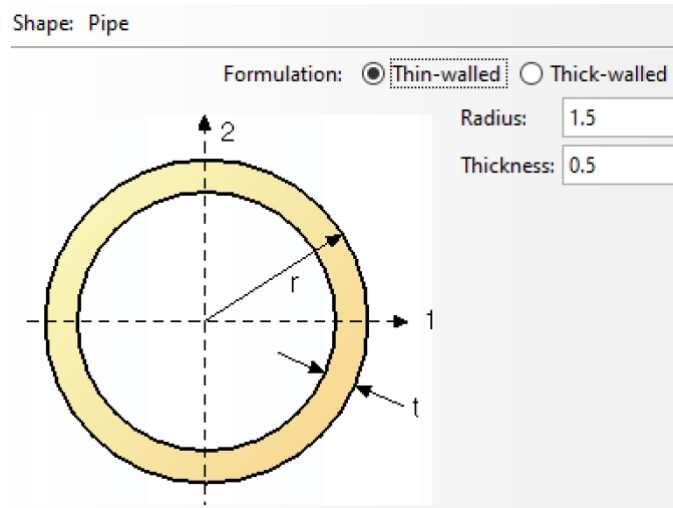


Figura 25. Definición de perfil tubular

En cuanto a los materiales, se establecieron tres alternativas con el propósito de comparar su influencia en la rigidez y el peso del soporte. Se seleccionaron aluminio, acero y fibra de carbono. Para cada uno de ellos se definieron los parámetros fundamentales: densidad, módulo de Young y coeficiente de Poisson.

En la Tabla 9 se presentan los valores introducidos en Abaqus para cada material. El aluminio se caracteriza por una densidad reducida en comparación con el acero, aunque con un módulo de elasticidad menor, lo que se traduce en mayor ligereza, pero también en menor rigidez relativa. El acero, por el contrario, ofrece la mayor rigidez de los tres materiales considerados, a costa de un incremento significativo en el peso. La fibra de carbono destaca por ser el material más ligero y por contar con un módulo de elasticidad superior al del aluminio, lo que la convierte en una alternativa de gran interés para optimizar la portabilidad de la estructura sin comprometer la resistencia mecánica.

	Densidad (g/cm²)	Modulo de Young (dyn/cm³)	Coefficiente de Poisson
Aluminio	2.7	6,90E+11	0,33
Acero	7.8	2,10E+12	0,3
Fibra de carbono	1.6	1,40E+12	0,25

Tabla 8. Propiedades de los materiales empleados en la simulación

La definición de estas propiedades en el modelo permite realizar un análisis comparativo de la respuesta estructural del soporte en igualdad de condiciones geométricas y de carga, aportando información clave para la selección del material más adecuado en función de la combinación de resistencia, rigidez y peso.

5.3.4 ENSAMBLAJE (ASSEMBLY)

Una vez definidas las piezas y sus propiedades, el siguiente paso fue la construcción del ensamblaje en el módulo *Assembly* de Abaqus. Este proceso permitió unir las barras individuales previamente creadas y organizarlas en un modelo único que representa la configuración final del soporte. El procedimiento de instanciación de las partes es fundamental para garantizar que la geometría responda fielmente a la disposición prevista en el diseño, asegurando la correcta continuidad estructural entre los distintos componentes.

En este caso, las instancias correspondientes a *Part-1*, *Part-2* y *Part-3* fueron incorporadas en el ensamblaje global y posteriormente combinadas con la geometría resultante de la operación *merge* en *Part-4*. De esta forma se obtuvo un único modelo coherente que reproduce con precisión la forma general de la estructura del exoesqueleto y que sirve como base para el posterior mallado y aplicación de cargas.

La Figura 27 muestra la estructura completa resultante en el módulo Assembly. En ella se aprecia la integración de las diferentes barras en una disposición tridimensional que corresponde al soporte final a analizar. Esta representación es clave para visualizar de forma global la geometría del modelo.

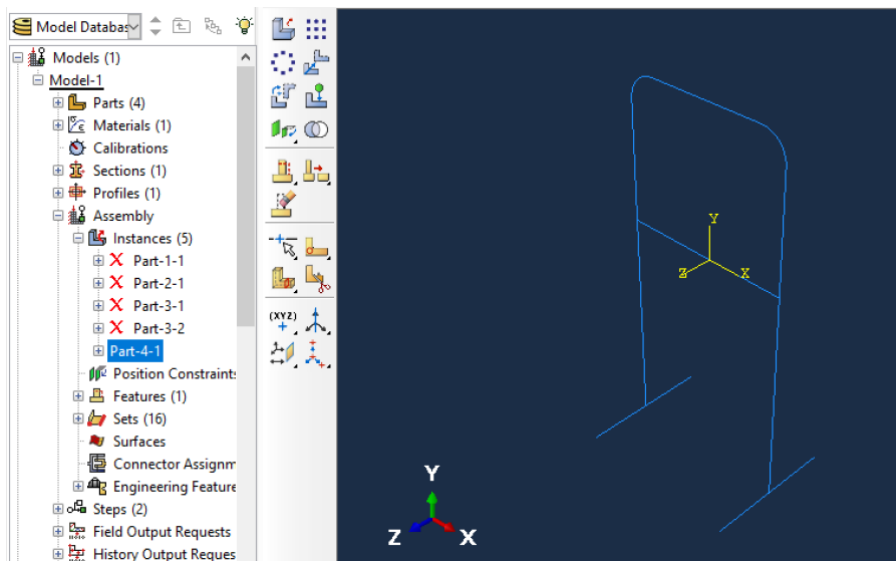


Figura 26. Estructura ensamblada en el Assembly

El ensamblaje constituye, por tanto, un paso intermedio indispensable en la metodología de modelado, ya que conecta la fase de creación de geometrías individuales con la preparación del análisis estructural. Su correcta definición garantiza que los siguientes pasos (mallado, condiciones de contorno y cargas) se apliquen de forma coherente sobre la totalidad de la estructura.

5.3.5 MALLADO (MESH)

El mallado es el procedimiento mediante el cual una geometría continua se divide en un conjunto finito de elementos interconectados por nodos. Esta discretización convierte un problema físico real, que en teoría está definido en un dominio infinito de puntos, en un

modelo numérico compuesto por un número limitado de ecuaciones que pueden resolverse computacionalmente. Cada elemento del mallado actúa como una pequeña porción de la estructura capaz de aproximar su comportamiento mecánico local, y el conjunto de todos ellos permite reproducir la respuesta global del sistema.

El proceso de mallado cumple una doble función. Por un lado, facilita la resolución matemática del problema, ya que transforma una formulación diferencial continua en un sistema algebraico discreto. Por otro, condiciona de manera directa la precisión de los resultados, puesto que la distribución y el tamaño de los elementos determinan la capacidad del modelo para capturar gradientes de tensión y deformación. Un mallado insuficientemente denso puede dar lugar a resultados poco realistas, mientras que un mallado excesivamente refinado incrementa de forma innecesaria el coste computacional. La calidad de la malla, por tanto, radica en alcanzar un equilibrio entre exactitud numérica y eficiencia en el cálculo.

En el modelo del soporte se aplicó un criterio de discretización uniforme, definiendo un tamaño de semilla de 2 mm. El tamaño de semilla es el parámetro que controla la longitud característica de los elementos en el mallado, es decir, determina la distancia aproximada entre nodos consecutivos en la geometría. Un valor pequeño de semilla produce una mayor densidad de elementos y permite capturar con mayor detalle la distribución de tensiones, pero al mismo tiempo aumenta el número de grados de libertad del sistema y, por tanto, el tiempo de cálculo. Un valor grande, en cambio, reduce el número de elementos y agiliza la simulación, aunque a costa de perder precisión en la representación del comportamiento estructural.

La elección de un valor de 2 mm respondió a la necesidad de garantizar una adecuada resolución en una estructura tubular relativamente esbelta, donde las variaciones de esfuerzo pueden concentrarse en zonas concretas como uniones o extremos apoyados. Este tamaño de elemento permitió obtener una malla suficientemente refinada para describir el comportamiento estructural del conjunto, manteniendo al mismo tiempo un coste computacional razonable que hace viable la realización de simulaciones repetidas con diferentes materiales.

En la Figura 28 se muestra el resultado del mallado aplicado a la estructura. Las barras que conforman el soporte aparecen subdivididas en segmentos discretos, cada uno de ellos definido por sus nodos extremos. Esta subdivisión constituye la base del análisis, ya que es a través de dichos nodos donde se imponen las condiciones de contorno y se aplican las cargas externas. La precisión de los resultados depende en gran medida de esta representación discreta de la geometría, lo que justifica la relevancia de la etapa de mallado dentro del proceso de modelado en Abaqus.

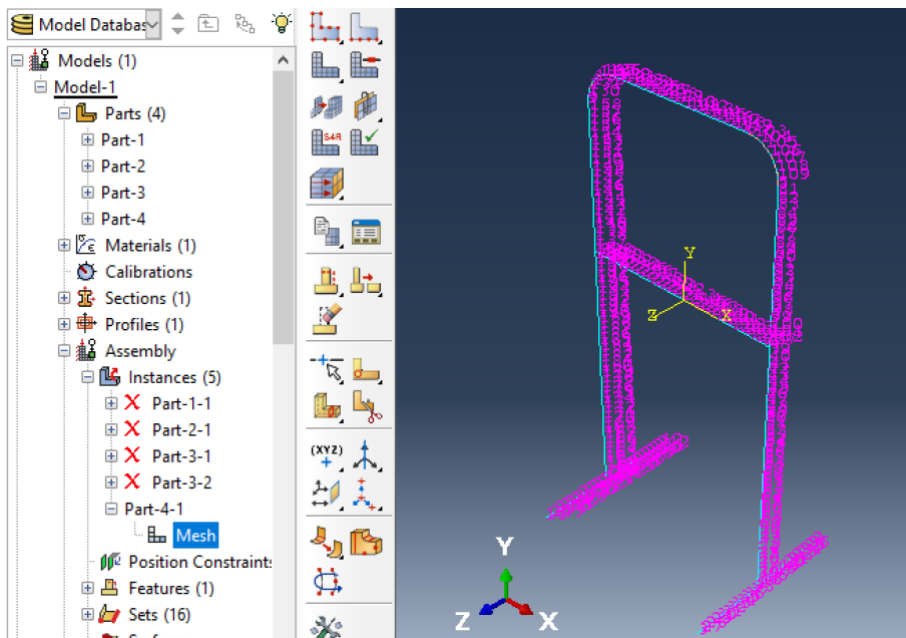


Figura 27. Mallado de la estructura (Assembly, elementos tipo beam)

5.3.6 CONDICIONES DE CONTORNO (BC)

La definición de condiciones de contorno constituye un paso esencial en cualquier análisis por elementos finitos, ya que permite reproducir en el modelo numérico las restricciones físicas a las que está sometida la estructura en la realidad. A través de estas condiciones se establecen los puntos de la geometría que permanecen fijos o limitados en sus grados de libertad, garantizando que el comportamiento del modelo refleje de manera fiel el funcionamiento del sistema en servicio. Sin una adecuada representación de estas restricciones, los resultados obtenidos carecerían de validez, ya que la estructura podría mostrar movimientos o deformaciones irreales.

En el soporte del exoesqueleto se aplicaron condiciones de contorno en los puntos de apoyo inferiores de la estructura, representando la unión fija con el suelo. Estas restricciones se implementaron en Abaqus mediante *Boundary Conditions* de tipo Mechanical Displacement/Rotation, las cuales anulan los desplazamientos y giros en los nodos seleccionados. De este modo, los apoyos quedaron completamente inmovilizados, simulando un anclaje rígido que impide el movimiento relativo de la base respecto al terreno.

En la Figura 29 se muestra la representación gráfica de las condiciones de contorno aplicadas en el modelo. Los símbolos de restricción visibles en los nodos inferiores permiten identificar las regiones donde se han fijado los grados de libertad. Esta representación constituye una verificación visual fundamental antes de ejecutar la simulación, ya que confirma que las restricciones se han definido correctamente sobre las zonas de interés.

La correcta aplicación de las condiciones de contorno no solo asegura la coherencia del análisis, sino que además permite obtener resultados comparables entre distintas configuraciones de material. Al mantener constante la forma de apoyo de la estructura en todos los escenarios simulados, es posible aislar el efecto de las propiedades mecánicas en la respuesta global, garantizando así que las comparaciones realizadas se fundamenten en criterios técnicos objetivos.

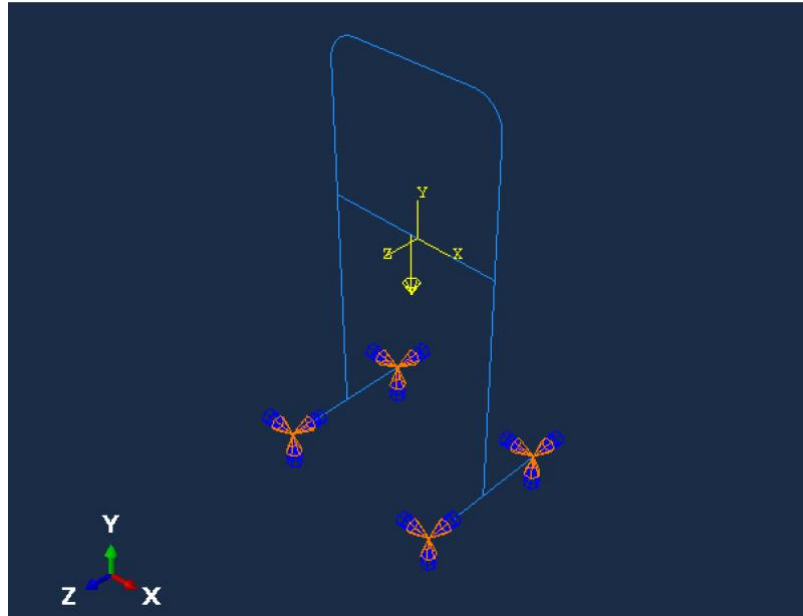


Figura 28. Condiciones de contorno aplicadas

5.3.7 APLICACIÓN DE CARGAS (LOAD)

La definición de las cargas constituye otro aspecto fundamental en el análisis por elementos finitos, ya que determina la sollicitación a la que estará sometida la estructura durante su funcionamiento real. La correcta representación de las cargas permite evaluar la respuesta del modelo bajo condiciones representativas de uso y, por tanto, obtener resultados de tensiones y deformaciones que reflejen con fidelidad la situación a la que se enfrentará el dispositivo.

En este estudio se consideró como carga principal el peso combinado del usuario y del propio exoesqueleto. El valor aplicado corresponde a una masa total de aproximadamente cincuenta y dos kilogramos, que se traduce en una fuerza equivalente de 510 N. Este valor fue aplicado como una fuerza concentrada en un *Reference Point (RP)* situado en la parte superior del

soporte, punto que representa la zona donde se transmite la carga del usuario hacia la estructura.

La vinculación entre el punto de aplicación de la carga y la geometría se estableció mediante un acoplamiento tipo *MPC Coupling Constraint*, de modo que los grados de libertad del RP quedaron vinculados a los nodos circundantes de la estructura. Esta estrategia garantiza que la fuerza aplicada en el punto de referencia se distribuya de manera uniforme a través de la sección del modelo, evitando concentraciones de carga irreales y reproduciendo mejor el comportamiento físico del sistema.

En la Figura 30 se muestra la representación gráfica de la carga aplicada, visible en el modelo como un vector que indica la dirección y el sentido de la fuerza concentrada. Esta visualización es esencial para verificar que el esfuerzo se aplica correctamente en la magnitud, dirección y ubicación previstas antes de ejecutar el análisis.

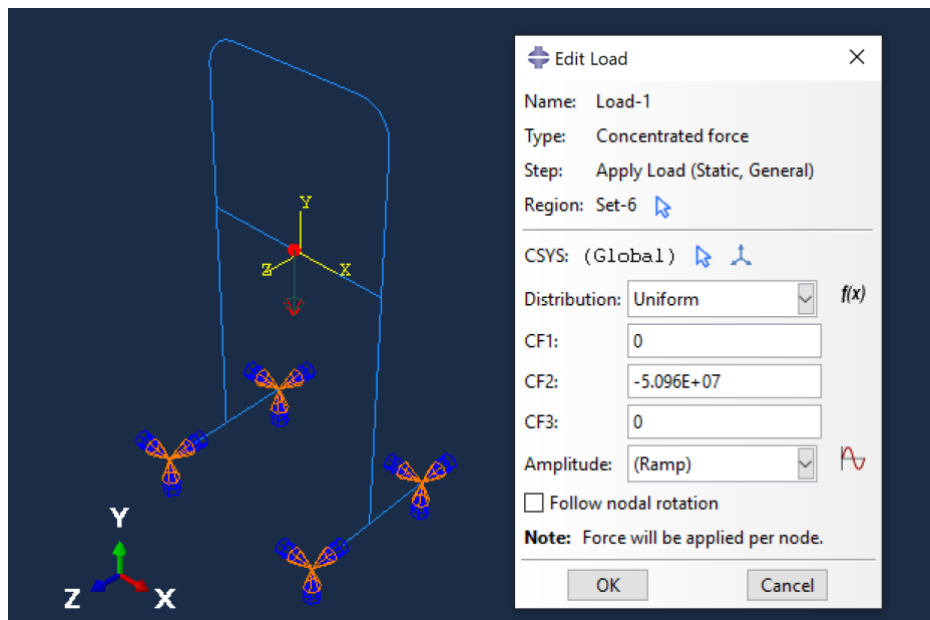


Figura 29. Cargas aplicadas en el RP

La definición de la carga concentrada en el RP constituye una simplificación adecuada para este tipo de estudio, ya que permite representar en un único punto la acción vertical principal transmitida por el usuario y el dispositivo.

5.3.8 ANÁLISIS (JOB MANAGER)

El último paso del proceso consistió en la ejecución de los cálculos mediante el gestor de trabajos de Abaqus. Para cada uno de los materiales seleccionados se definió un *job* independiente, manteniendo invariables la geometría de la estructura, las condiciones de contorno y la carga aplicada. Esta estrategia permitió obtener para cada caso una base de resultados completa y fácilmente comparable en etapas posteriores.

Los *jobs* fueron creados a partir del modelo previamente definido y se ejecutaron de forma secuencial. Una vez finalizada la simulación en cada material, se generaron automáticamente los archivos de salida correspondientes, que fueron examinados en el módulo Visualization. En esta fase se exportaron las gráficas necesarias para el informe, garantizando la homogeneidad de vistas y escalas entre materiales para permitir una comparación objetiva.

De cada simulación se extrajeron tres representaciones fundamentales. En primer lugar, el mapa de tensiones equivalentes de von Mises, obtenido a través del *Field Output* correspondiente, que muestra la distribución de esfuerzos a lo largo de la estructura. En segundo lugar, el mapa de desplazamientos, representado mediante la magnitud del vector de deformación, que refleja visualmente la respuesta de la estructura ante la carga aplicada. Finalmente, se consultaron las propiedades de masa del ensamblaje, registrando el valor total calculado por el programa. Estas tres salidas constituyen la información base sobre la cual se realizará el análisis comparativo entre materiales en el siguiente apartado.

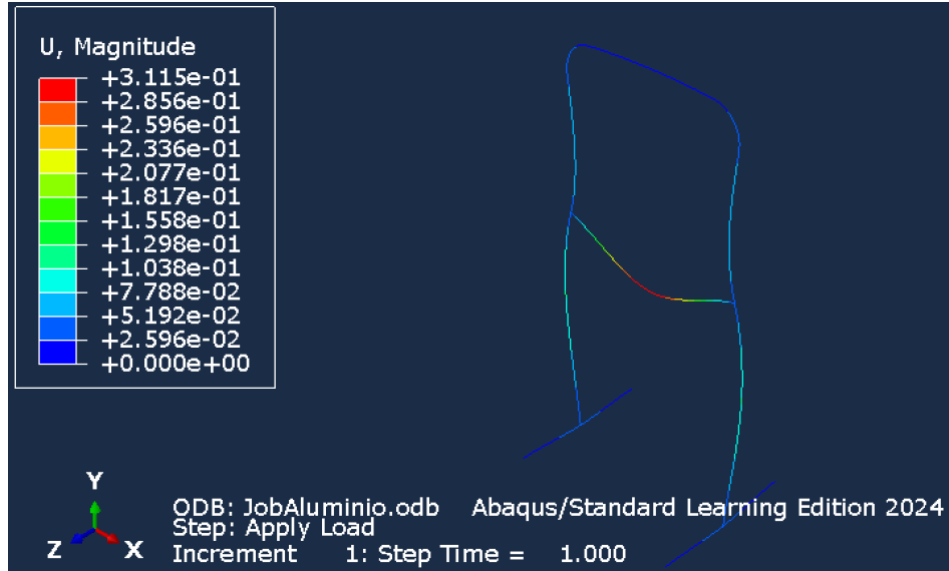


Figura 30. Campo de desplazamientos de la estructura en el plano deformado (caso aluminio)

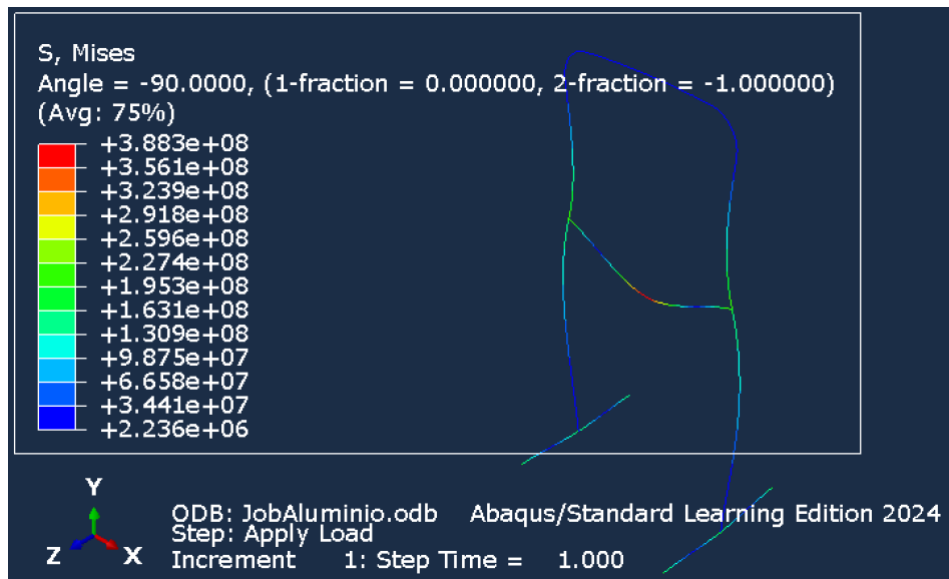


Figura 31. Distribución de tensiones equivalentes de von Mises en la estructura (caso aluminio)

Masa estructura (aluminio) = 3.18955e + 03 g

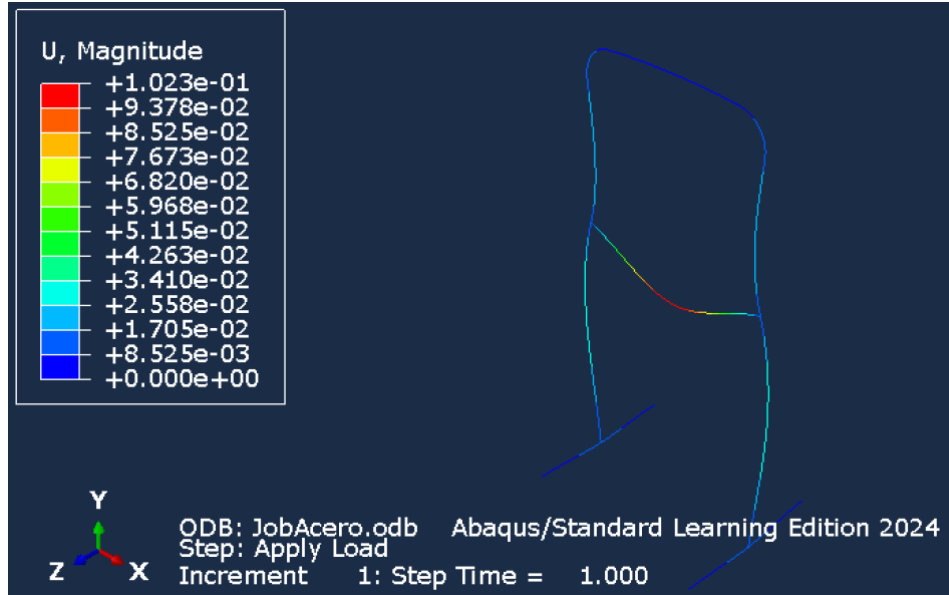


Figura 32. Campo de desplazamientos de la estructura en el plano deformado (caso acero)

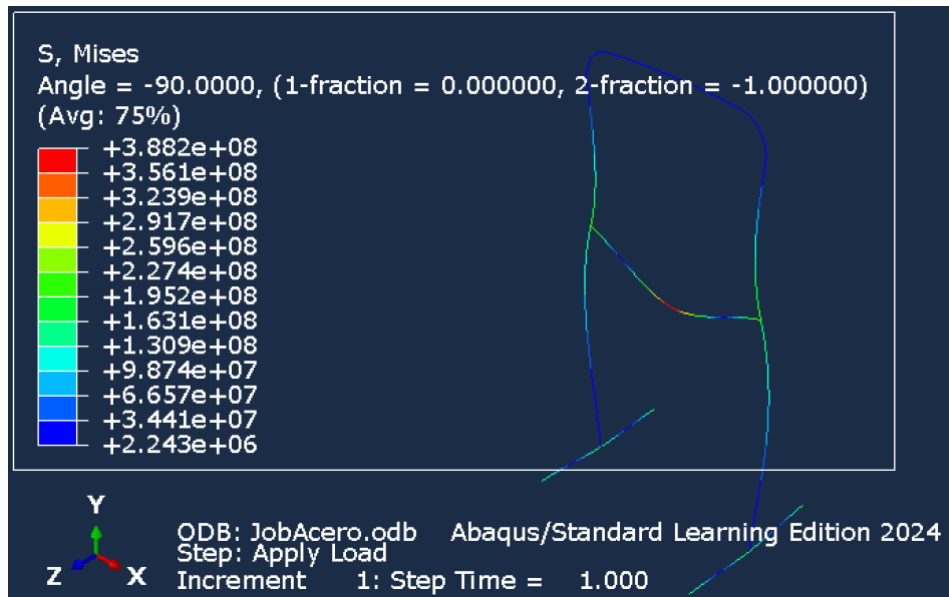


Figura 33. Distribución de tensiones equivalentes de von Mises en la estructura (caso acero)

Masa estructura (acero) = 9.21425e + 03 g

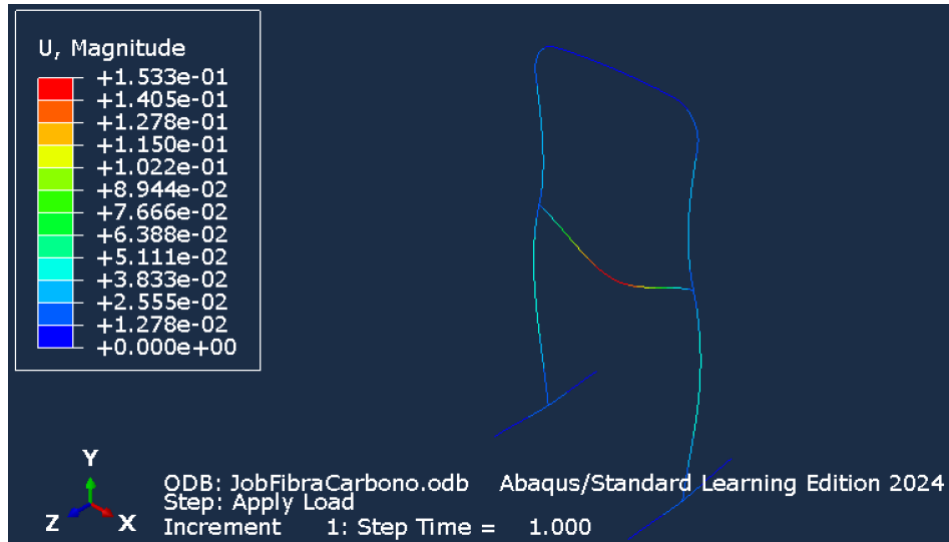


Figura 34. Campo de desplazamientos de la estructura en el plano deformado (caso fibra de carbono)

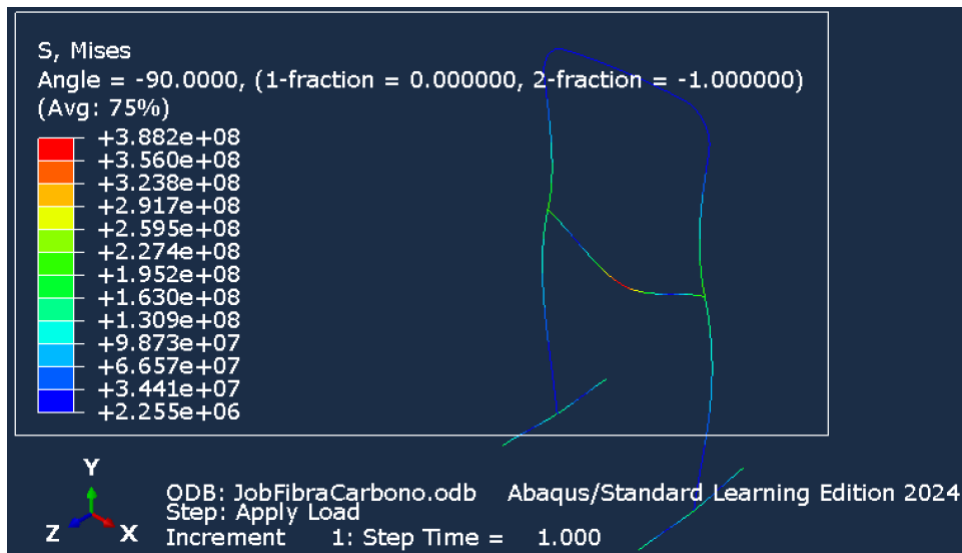


Figura 35. Distribución de tensiones equivalentes de von Mises en la estructura (caso fibra de carbono)

Masa estructura (fibra carbono) = 1.89010e + 03 g

5.3.9 COMPARATIVA

En la Figura 37 se representan los desplazamientos máximos obtenidos en la simulación para cada material. El aluminio presenta la mayor deformación, mientras que el acero ofrece la mayor rigidez con el desplazamiento más reducido. La fibra de carbono se sitúa en un término intermedio, con una deformación menor que la del aluminio, pero superior a la del acero.

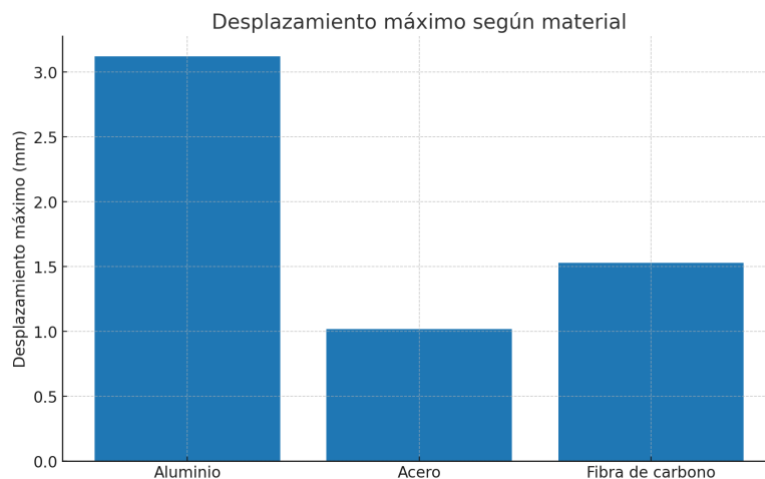


Figura 36. Desplazamiento máximo según material

La Figura 38 muestra la masa total de la estructura calculada para cada material. El acero alcanza el valor más elevado debido a su mayor densidad, lo que incrementa considerablemente el peso de la estructura en comparación con el aluminio y, especialmente, con la fibra de carbono. Esta última proporciona la solución más ligera, reduciendo de manera significativa la masa del soporte.

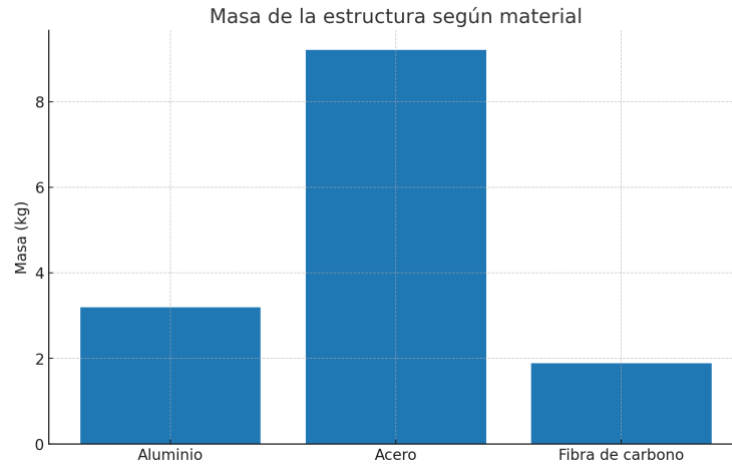


Figura 37. Masa de la estructura según material

Finalmente, la Figura 39 representa la relación entre masa y desplazamiento máximo mediante un diagrama de dispersión. En este gráfico se observa con claridad la posición relativa de cada material: el acero aparece en la zona de menor deformación, pero con un aumento sustancial de masa, el aluminio presenta una deformación mayor, pero con un peso más moderado, mientras que la fibra de carbono combina un peso muy bajo con una deformación reducida, situándose como una alternativa equilibrada en términos de ligereza y rigidez estructural.

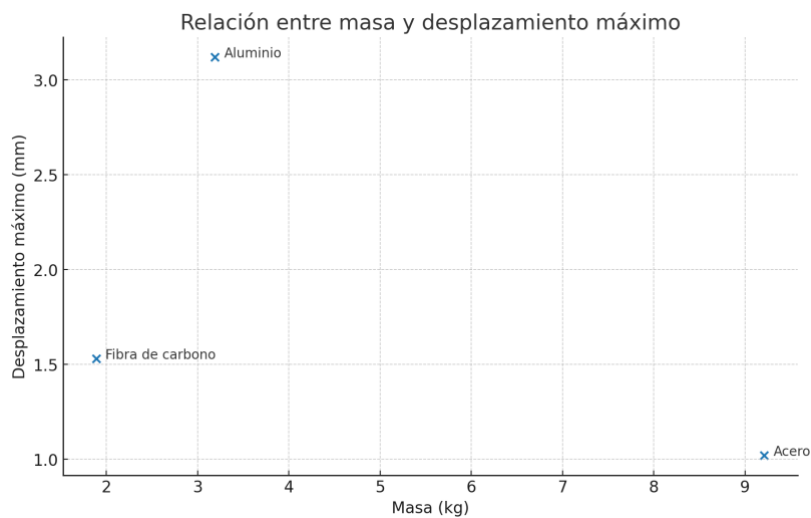


Figura 38. Relación entre masa y desplazamiento máximo

Capítulo 6. ANÁLISIS DE RESULTADOS

6.1 ANÁLISIS GRADOS DE LIBERTAD

El análisis de la reducción de grados de libertad en el Atlas 2030 muestra que la transición de ocho a cuatro articulaciones activas por pierna constituye un cambio decisivo en la concepción del dispositivo. Los resultados indican que los ejes seleccionados para mantenerse motorizados (flexión-extensión de cadera, abducción-aducción de cadera, flexión-extensión de rodilla y flexión plantar-dorsiflexión de tobillo) son suficientes para reproducir un patrón de marcha funcional en superficies planas y entornos controlados. Estos movimientos concentran la mayor parte del trabajo mecánico durante la locomoción, ya que aportan la propulsión, la oscilación de la pierna y la estabilidad mediolateral necesarias para caminar con seguridad. En paralelo, los grados de libertad relegados a soluciones pasivas o semiactivas, como la rotación interna-externa de cadera, la rotación axial de rodilla y la eversión-inversión de tobillo, presentan una contribución energética mucho menor en la marcha diaria, por lo que su implementación sin actuadores no compromete la eficacia terapéutica del dispositivo. De esta forma se logra un equilibrio entre simplificación mecánica y mantenimiento de la funcionalidad clínica esencial, especialmente en pacientes pediátricos con parálisis cerebral, donde los déficits suelen concentrarse en la flexión de cadera, la absorción de impactos en la rodilla y la debilidad en la propulsión del tobillo.

Desde el punto de vista estructural y energético, la sustitución de seis actuadores por mecanismos pasivos o semiactivos supone una reducción estimada de entre un 15 y un 25 % en la masa total, equivalente a 2–3,5 kg, con un impacto particularmente favorable en las zonas distales. Este aligeramiento disminuye la inercia de las piernas, mejora la seguridad durante la marcha y aumenta la comodidad del usuario. Al mismo tiempo, la reducción de motores activos conlleva un descenso significativo del consumo energético, lo que permite incrementar la autonomía de la batería entre un 25 y un 40 %, facilitando el uso prolongado del exoesqueleto durante actividades escolares o domésticas sin necesidad de recargas

frecuentes. La simplificación en el número de articulaciones activas también repercute positivamente en el sistema de control, que pasa de coordinar ocho ejes motorizados a cuatro, disminuyendo la complejidad algorítmica y reduciendo la probabilidad de errores de sincronización. Esto se traduce en un control más robusto y estable en entornos variables, con una menor exigencia de calibración inicial y mantenimiento.

En términos de usabilidad, los resultados ponen de manifiesto una clara mejora en la portabilidad y la aceptación práctica del dispositivo. El menor peso estructural reduce el tiempo de colocación, que pasa de unos cinco minutos a un valor estimado de tres a cuatro minutos, y mejora la maniobrabilidad en entornos cotidianos como pasillos escolares, viviendas o patios. La eliminación de actuadores en articulaciones secundarias también disminuye la probabilidad de fallo y los costes de mantenimiento, al tiempo que simplifica las operaciones de ajuste y transporte. Estos factores incrementan la viabilidad del exoesqueleto como herramienta de uso cotidiano fuera del entorno clínico, lo que constituye uno de los objetivos principales del rediseño.

En síntesis, los resultados confirman que la reducción de grados de libertad activos representa un compromiso eficaz entre fidelidad biomecánica y eficiencia práctica. De este modo, el Atlas 2030 optimizado conserva su eficacia terapéutica y se convierte en un dispositivo más ligero, económico y portable, capaz de favorecer la transición del uso clínico controlado hacia la integración en la vida diaria de los niños con discapacidad motora.

6.2 ANÁLISIS DISEÑO DE AMORTIGUACIÓN Y SELECCIÓN DE RUEDAS

El análisis del diseño de amortiguación y la selección de ruedas para el Atlas 2030 muestra que la propuesta desarrollada permite equilibrar de manera eficiente estabilidad, confort y adaptabilidad a distintos entornos de uso. Los resultados de carga indican que, incluso en el escenario más desfavorable, la reacción media por rueda alcanza unos 196 N. Frente a este valor, se adoptó una capacidad nominal mínima de 500 N por rueda, lo que supone un

margen de seguridad superior a 2,5 veces la carga estática máxima. Esta decisión garantiza que las ruedas puedan absorber sin riesgo los picos dinámicos producidos por impactos, desniveles o maniobras bruscas, asegurando tanto la integridad estructural como la estabilidad del conjunto.

La modelización dinámica mediante el sistema masa–resorte–amortiguador confirma que fijar una frecuencia natural de 6 Hz ofrece un compromiso adecuado entre confort y control. A este valor se asocia una flecha estática de aproximadamente 6,9 mm, independiente del peso del usuario, lo que simplifica el dimensionado y permite establecer un recorrido útil de 20–25 mm para absorber impactos sin comprometer la estabilidad. Los cálculos realizados para los escenarios extremos, desde un niño de 14 kg hasta uno de 40 kg, muestran que la rigidez equivalente varía entre 12.082 y 21.318 N/m, mientras que el coeficiente de amortiguamiento necesario se sitúa entre 160 y 283 N·s/m. Estos rangos aseguran una respuesta suficientemente flexible para disipar vibraciones y a la vez firme para evitar balanceos excesivos.

Respecto a la estabilidad lateral, el análisis del ángulo de vuelco demuestra que el dispositivo mantiene un margen aceptable incluso para usuarios de mayor talla. A medida que la altura del centro de gravedad aumenta, el ángulo máximo de inclinación antes del vuelco disminuye, reduciendo la reserva de estabilidad. Sin embargo, los valores calculados se mantienen dentro de límites seguros para el rango de estaturas consideradas, lo que confirma que la geometría del bastidor con una base de 0,65 m de ancho y 0,50 m de longitud ofrece una plataforma suficientemente estable para el uso clínico y cotidiano. La variación del ángulo de vuelco en función de la altura de usuario refleja la necesidad de contemplar mecanismos de ajuste o ayudas complementarias en casos de niños altos, aunque sin comprometer la viabilidad general del diseño.

El estudio de fricción y resistencia al rodamiento indica la importancia de seleccionar compuestos y geometrías específicos para cada entorno de uso. Los valores de coeficiente de fricción estática obtenidos confirman que para interiores es preferible un rango intermedio (0,55–0,65), que asegura tracción sin dificultar la maniobrabilidad en giros cerrados,

mientras que para exteriores se requieren valores más altos (0,65–0,8) que garanticen adherencia en pendientes y superficies rugosas. En cuanto a la resistencia al rodamiento, los resultados muestran que puede mantenerse en valores bajos para interiores ($\approx 0,01$) y moderados en exteriores (0,02–0,03), aceptando un ligero aumento del esfuerzo de avance a cambio de una mejor absorción de vibraciones.

La propuesta final de dotar al exoesqueleto con dos juegos de ruedas intercambiables, uno para interiores y otro para exteriores, se justifica en los resultados obtenidos. En interiores, las ruedas de 100 mm con goma de dureza Shore A 85 y superficie lisa permiten superar obstáculos de hasta 28 mm, ofreciendo suavidad de rodadura y maniobrabilidad en pasillos estrechos. En exteriores, las ruedas de 125 mm con goma más blanda (Shore A 75) y taqueado fino incrementan la capacidad de superar obstáculos hasta 36 mm, reducen el ángulo de ataque y mejoran la tracción en superficies irregulares.

En conjunto, los resultados obtenidos evidencian que el diseño de amortiguación y la estrategia de selección de ruedas cumplen con los requisitos de seguridad, confort y versatilidad planteados en el proyecto. El sistema asegura una conducción estable, con absorción suficiente de impactos y adaptación a irregularidades, mientras que la solución modular de ruedas refuerza la portabilidad y el carácter multifuncional del Atlas 2030, favoreciendo su utilización tanto en contextos clínicos interiores como en escenarios urbanos exteriores.

6.3 ANÁLISIS DE RESULTADOS ABAQUS

A la vista de los resultados obtenidos en las simulaciones y considerando adicionalmente los factores económicos y de comportamiento mecánico, la opción más adecuada para la estructura del exoesqueleto es el aluminio. Este material presenta una combinación equilibrada entre masa, rigidez y coste que lo convierte en la alternativa más viable para el desarrollo del dispositivo.

En comparación con el acero, el aluminio reduce de forma significativa el peso total de la estructura (aproximadamente un tercio), lo que facilita la portabilidad y el uso prolongado del exoesqueleto sin comprometer la comodidad del usuario. Aunque el acero ofrece una rigidez superior y un precio por kilogramo algo más bajo, la masa final del conjunto se incrementa considerablemente, lo que lo descarta para una aplicación donde la ligereza es prioritaria.

Respecto a la fibra de carbono, este material destaca por proporcionar la masa más reducida y un comportamiento favorable en relación rigidez–peso. Sin embargo, su coste es varias veces superior al del aluminio, lo que compromete la viabilidad económica del proyecto. Además, la fibra de carbono, pese a su excelente resistencia a tracción, presenta un comportamiento más frágil frente a impactos o cargas puntuales, lo que puede suponer un inconveniente en un dispositivo destinado a un uso diario y a posibles situaciones imprevistas. Por el contrario, el aluminio conserva una buena resistencia a impactos y ofrece una mayor ductilidad, lo que le otorga un margen de seguridad adicional en condiciones de uso real.

Por todo lo anterior, el aluminio se selecciona como material de referencia para la estructura, al reunir un coste accesible, un peso contenido y una resistencia mecánica adecuada. Esta elección proporciona una solución técnica equilibrada y económicamente viable, que asegura tanto la funcionalidad como la sostenibilidad del diseño.

La elección final se refuerza con el análisis económico. En la Tabla 2 se presentan los precios aproximados por kilogramo de cada material, la masa de la estructura obtenida en las simulaciones y el coste total estimado.

Material	Precio aproximado (€/kg)	Masa de la estructura (kg)	Coste total estimado (€)
Aluminio	3 – 5	3,19	10 – 16
Acero	0,8 – 1,5	9,21	7 – 14
Fibra de carbono	20 – 40	1,89	38 – 76

Tabla 9. Comparativa de precios

El coste estimado para el aluminio se sitúa en un rango de 10 a 16 €, manteniéndose en niveles asequibles. El acero resulta ligeramente más barato en términos absolutos (7 a 14 €), pero a costa de un aumento considerable de la masa de la estructura, lo que penaliza su idoneidad para este tipo de aplicación. La fibra de carbono, aunque ofrece el mejor resultado en términos de masa, dispara el coste a valores comprendidos entre 38 y 76 €.

Consideración del uso de aluminio reciclado

Además de la selección del aluminio primario como material de referencia, resulta de gran interés la posibilidad de emplear aluminio reciclado en la fabricación del exoesqueleto. Este material mantiene propiedades mecánicas prácticamente equivalentes al aluminio convencional, conservando la densidad, el módulo de Young y el coeficiente de Poisson. Por tanto, su uso no implicaría variaciones significativas en la rigidez ni en la estabilidad global de la estructura, garantizando que el rendimiento mecánico del dispositivo permanezca adecuado para las condiciones de servicio previstas.

La principal diferencia del aluminio reciclado frente al primario radica en su proceso de obtención. La producción secundaria de aluminio requiere únicamente en torno a un 5 % de la energía necesaria para fabricar aluminio a partir de mineral, lo que supone un ahorro energético cercano al 95 %. Este aspecto no solo reduce los costes asociados a la materia prima, sino que también contribuye de forma notable a disminuir las emisiones de gases de efecto invernadero, mejorando el perfil ambiental del ciclo de vida del producto [19].

Desde el punto de vista económico, el uso de aluminio reciclado permite abaratar el precio final de la estructura en comparación con el aluminio primario. Se estima que el material puede adquirirse con un coste entre un 20 % y un 30 % inferior, lo que representaría una reducción adicional en el coste total del exoesqueleto sin comprometer su comportamiento mecánico. Este aspecto refuerza la viabilidad del proyecto, ya que combina un rendimiento estructural satisfactorio con un ahorro económico directo [18].

Finalmente, la elección de aluminio reciclado se alinea con los principios de sostenibilidad y economía circular. El aluminio es un material que puede reciclarse de manera indefinida sin pérdida apreciable de propiedades, y de hecho se estima que más del 70 % del aluminio fabricado en la historia todavía sigue en uso. Por tanto, incorporar esta alternativa no solo mejoraría la eficiencia económica del proyecto, sino que también consolidaría el compromiso ambiental de la propuesta, aportando un valor añadido en la perspectiva de desarrollo responsable de dispositivos médicos y de asistencia [19].

Capítulo 7. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

El presente trabajo ha permitido analizar y proponer un rediseño optimizado del exoesqueleto pediátrico Atlas 2030, orientado a mejorar su portabilidad, abaratar costes y ampliar su aplicabilidad en entornos exteriores. El estudio partió de una revisión crítica del estado de la técnica, identificando las principales limitaciones de los dispositivos actuales: peso elevado, coste excesivo y escasa adaptabilidad fuera del entorno clínico. A partir de estas limitaciones, se plantearon tres líneas de actuación principales: la reducción de grados de libertad activos, el desarrollo de un sistema de rodadura con amortiguación optimizada y la selección de materiales alternativos mediante simulaciones estructurales en Abaqus.

Los resultados obtenidos demuestran que la reducción de ocho a cuatro grados de libertad activos constituye una estrategia eficaz para simplificar el dispositivo sin comprometer su funcionalidad clínica esencial. La sustitución de articulaciones secundarias por soluciones pasivas o semiactivas permitió reducir la masa total, aumentar la autonomía y simplificar el control, logrando un dispositivo más ligero, eficiente y fácil de usar en contextos cotidianos. Este cambio se traduce en una mayor viabilidad práctica y en una clara reducción de costes de fabricación y mantenimiento.

El diseño de ruedas y amortiguación confirmó la importancia de una configuración modular que permita adaptar el dispositivo tanto a interiores como a exteriores. Los cálculos de carga, estabilidad lateral y resistencia al rodamiento avalan la propuesta de dos juegos de ruedas intercambiables: unas de 100 mm para uso interior, enfocadas en suavidad y maniobrabilidad, y otras de 125 mm para uso exterior, pensadas para superar irregularidades y proporcionar mayor tracción. Esta solución incrementa la seguridad y versatilidad del exoesqueleto, asegurando su aplicabilidad en escenarios muy diversos de la vida diaria.

Las simulaciones estructurales realizadas en Abaqus permitieron comparar materiales alternativos para la estructura. El análisis mostró que el aluminio constituye la opción más

equilibrada entre resistencia, ligereza y coste, frente a un acero excesivamente pesado y una fibra de carbono demasiado costosa y frágil frente a impactos. Además, se constató la viabilidad técnica y económica del uso de aluminio reciclado, que mantiene propiedades mecánicas equivalentes al aluminio primario con una reducción de costes y un menor impacto ambiental. Esta elección refuerza la orientación del proyecto hacia la sostenibilidad y la economía circular.

En conjunto, las conclusiones alcanzadas confirman que es posible optimizar el Atlas 2030 para convertirlo en un exoesqueleto más accesible, portable y adaptable al entorno real, manteniendo la seguridad y eficacia terapéutica. El rediseño propuesto responde a las necesidades de niños y familias, y acerca esta tecnología a un escenario de mayor inclusión social y factibilidad económica.

Respecto a los trabajos futuros, resulta prioritario avanzar en la validación experimental del prototipo optimizado, mediante pruebas físicas que complementen los resultados numéricos obtenidos. Asimismo, sería de gran interés estudiar la integración de sistemas de control inteligentes basados en aprendizaje automático, capaces de adaptar de forma autónoma la asistencia en función del progreso del usuario.

Finalmente, se considera esencial explorar un rediseño estructural que incorpore un sistema plegable, similar al de un carrito de bebé, que facilite el transporte en vehículos y su almacenamiento en espacios reducidos. Esta característica supondría un salto cualitativo en la portabilidad y la usabilidad del exoesqueleto, permitiendo a las familias trasladarlo de forma cómoda y práctica. La capacidad de plegado no solo incrementaría la aceptación social del dispositivo, sino que también reforzaría su carácter cotidiano, acercándolo al objetivo último de este trabajo: transformar el exoesqueleto en una herramienta realmente integrada en la vida diaria de los niños con discapacidad motora.

Capítulo 8. BIBLIOGRAFÍA

- [1] García Armada, E. “Descripción del proyecto Atlas”, Premio Duran Farell de Investigación Tecnológica, 2020. <https://www.upc.edu/ca/sala-de-premsa/pdfs/descripcion-proyecto-atlas-elena-garcia-armada.pdf>
- [2] Rosenbaum, P., Paneth, N., Leviton, A., Goldstein, M., & Bax, M. (2007). *The definition and classification of cerebral palsy*. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 49(S109), 8–14.
- [3] Liu, G. R., & Quek, S. S. (2017). *The Finite Element Method: A Practical Course*. Butterworth-Heinemann.
- [4] Martínez, E., “Un pequeño paso para Álvaro, un gran paso para la ciencia”, *El País*, 28 diciembre 2020. <https://elpais.com/especiales-branded/pienso-luego-actuo/2020/un-pequeno-paso-para-alvaro-un-gran-paso-para-la-ciencia/>
- [5] Lerma-Lara, S., et al., “Feasibility of a Pediatric Lower-Limb Exoskeleton for Gait Rehabilitation in Children with Cerebral Palsy: A Pilot Study”, *Children*, vol. 11, nº 12, 1500, 2024. <https://www.mdpi.com/2227-9067/11/12/1500>
- [6] Lerma-Lara, S., et al., “Effects of a Lower Limb Pediatric Exoskeleton on the Range of Motion and Spasticity in Children with Cerebral Palsy: A Case Series”, *Frontiers in Pediatrics*, vol. 10, 2022. <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC9297544/>
- [7] Gandarias Mendieta, I., “NF-Walker: Dynamic and mobile standing orthosis”, *Made for Movement*. El Mirado N ° 121 July 2008. <https://cdn2.hubspot.net/hubfs/2252381/Documentation%20%20Know-How/NF-Walker/NF-Walker%20Dynamic%20and%20mobile%20standing%20orthosis.pdf>
- [8] Klobucká, D., et al., “Cost-effectiveness analysis of robotic-assisted gait training in patients with bilatery spastic cerebral palsy”, *Cost Effectiveness and Resource Allocation*, Article number: 60, 2023. <https://resource-allocation.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12962-023-00475-3>
- [9] “Lokomat Pro: Robotic gait training for children and adults”, Catálogo técnico, 2022. https://www.hocoma.com/solutions/lokomat/?_gl=1*1h35yix*_up*MQ..*_ga*MTY0Njc4

- [MTU5OC4xNzU2MjE2NjQw*_ga_TJ0VMN8KZJ*cze3NTYyMTY2NDAkbzEkZzAkdDE3NTYyMTY2NDAkajYwJGwwJGgw](#)
- [10] Akbari, A., Haghverd, F., Behbahani, S., “Robotic Home-Based Rehabilitation Systems Design: From a Literature Review to a Conceptual Framework for Community-Based Remote Therapy During COVID-19 Pandemic”, 2021.
<https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC8258116/>
- [11] Shi D., Zhang, W., Ding, X. “A Review on Lower Limb Rehabilitation Exoskeleton Robots”. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, volume 32, Article number: 74, 2019. https://cjme.springeropen.com/articles/10.1186/s10033-019-0389-8?utm_source=chatgpt.com
- [12] EksoNR, Exoskeleton Report. <https://exoskeletonreport.com/product/eksonr/>
- [13] NF-Walker, Made for movement.
https://www.madeformovement.com/hubfs/Brochures/NF-Walker%20Brochures/NF-Walker_brochure_0918_EN_web.pdf
- [14] Bipedestador Standz, <https://www.rehagirona.com/products/bipedestador-prono-supino-standz-2-tallas/>
- [15] Lokomat Pediatric Pro, El Marketing Digital del siglo XXI
<https://www.antoniovchanal.com/lokomat-pediatric-pro/>
- [16] Sistema de rehabilitación de marcha GT II. <https://www.medicaexpo.es/prod/reha-stim-medtec/product-303961-1020940.html>
- [17] Innowalk Pro. Bipedestadores, pequemotriz.
<https://www.zaraorto.com/producto/innowalk/?location=Zaragoza>
- [18] The Aluminum Association. “Recycling Aluminum: The Sustainable Metal”. Aluminum Association, 2023. <https://www.aluminum.org/recycling>
- [19] International Aluminium Institute. “Global Aluminium Recycling: A Cornerstone of Sustainable Development”. IAI Publications, 2022. <https://international-aluminium.org>
- [20] Meijneke, C., Sluiter, V., “Symbitron Exoskeleton: Design, Control, and Evaluation of a Modular Exoskeleton for Incomplete and Complete Spinal Cord Injured Individuals”, 2021. https://www.researchgate.net/publication/348367022_Symbitron_Exoskeleton_Design_Control_and_Evaluation_of_a_Modular_Exoskeleton_for_Incomplete_and_Complete_Spinal_Cord_Injured_Individuals
-

- [21] Moon, D., Kim, D., Hong, Y. “Development Development of a Single Leg Knee Exoskeleton and Sensing Knee Center of Rotation Change for Intention Detection”, 2019.
https://www.researchgate.net/publication/335811245_Development_of_a_Single_Leg_Knee_Exoskeleton_and_Sensing_Knee_Center_of_Rotation_Change_for_Intention_Detection
- [22] Zorkot, M., Ha Dac, L., Morya, E., Lima Brasil, F. “G-Exos: A wearable gait exoskeleton for walk assistance”, 2022.
<https://www.frontiersin.org/journals/neurorobotics/articles/10.3389/fnbot.2022.939241/full>

ANEXO I

Alineación con los Objetivos de Desarrollo Sostenible (ODS)

El proyecto que se va a desarrollar está relacionado con los objetivos 3, 9, 10 y 11 de la Agenda 2030 para el Desarrollo Sostenible, aprobada por la ONU en 2015.

Salud y bienestar (ODS 3): El proyecto tiene como objetivo mejorar la vida de los niños con discapacidad motora y parálisis cerebral, dándoles una herramienta que les ayude a moverse, ser más independientes e integrarse mejor en la sociedad. Esto no solo les ayuda físicamente, sino también en su desarrollo emocional y social, permitiéndoles participar en actividades cotidianas y educativas.

Industria, innovación e infraestructura (ODS 9): El proyecto impulsa la innovación en la ingeniería biomédica, especialmente en la creación de tecnologías de apoyo. La mejora y optimización del diseño del exoesqueleto ATLAS 2030 busca desarrollar soluciones innovadoras, accesibles y eficientes, que puedan aplicarse en muchos otros dispositivos en el futuro.

Reducción de las desigualdades (ODS 10): Ofreciendo una solución accesible y económica, el proyecto busca reducir la diferencia entre los niños con discapacidad y los que no la tienen, mejorando sus oportunidades para participar e integrarse en la sociedad. De este modo, se asegura que todos tengan el mismo acceso a tecnologías que mejoren su calidad de vida, sin importar su situación económica.

Producción y consumo responsables (ODS 12): El proyecto se alinea con este objetivo al proponer el uso de materiales reciclados en la fabricación del exoesqueleto ATLAS 2030. Esto ayuda a reducir el impacto ambiental de la producción de materiales nuevos y promueve prácticas más sostenibles en la industria biomédica, contribuyendo a un desarrollo responsable y respetuoso con el medio ambiente.