



GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

TRABAJO FIN DE GRADO FOMENTO DE LA BIPEDESTACIÓN ACTIVA EN NIÑOS CON DISCAPACIDAD MOTORA O MOVILIDAD REDUCIDA

Autor: Pablo Chico Ercilla
Director: Carlos Sanz Jimeno

Madrid
Julio de 2025

Declaro, bajo mi responsabilidad, que el Proyecto presentado con el título
FOMENTO DE LA BIPEDESTACIÓN ACTIVA EN NIÑOS CON
DISCAPACIDAD MOTORA O MOVILIDAD REDUCIDA en la ETS de Ingeniería
- ICAI de la Universidad Pontificia Comillas en el
curso académico 2024-2025 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.: Pablo Chico Ercilla

Fecha: 13/ 07/ 2025

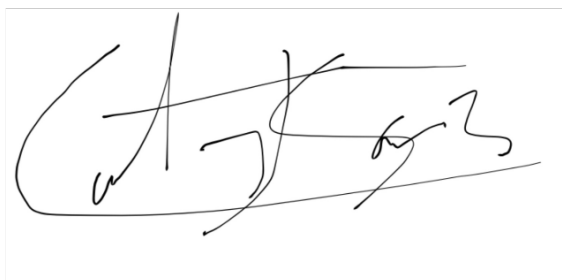


Autorizada la entrega del proyecto

EL DIRECTOR DEL PROYECTO

Fdo.: Carlos Sanz Jimeno

Fecha: 13/ 07/ 2025





GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

TRABAJO FIN DE GRADO FOMENTO DE LA BIPEDESTACIÓN ACTIVA EN NIÑOS CON DISCAPACIDAD MOTORA O MOVILIDAD REDUCIDA

Autor: Pablo Chico Ercilla

Director: Carlos Sanz Jimeno

Madrid

Julio de 2025

Agradecimientos

Quiero agradecerle a mi familia y a mi novia todo el amor que me han demostrado y toda la paciencia que han tenido conmigo a lo largo de la carrera. Os debo todo. A mi tutor de primero, Félix, por su confianza y orientación. Agradecerle a mi director su apoyo y guía a lo largo del proyecto. También a la Fundación y al padre de Daniela por su confianza en mí y en el proyecto.

Índice general

1	Introducción	19
2	Estado de la Cuestión	21
3	Descripción de las Tecnologías	23
4	Definición de Trabajo	25
5	Obtención De Ideas Y Requerimientos	29
5.1	Obtención de Ideas	29
5.2	Requerimientos Ingenieriles	31
6	Cálculos de Inercia Equivalente y Potencia Requerida	33
6.1	Cálculo de la inercia equivalente	33
6.2	Cálculo de la potencia requerida	36
7	Selección de Motor y Transmisión	37
7.1	Justificación del motor seleccionado	37
7.2	Justificación de la transmisión y cálculo del diámetro de la polea dentada	39
8	Simulación de Matlab Simulink	43
8.1	Simulación en Matlab Simulink	43
8.1.1	Modelado del sistema eléctrico y electrónico	45
8.1.2	Modelado del sistema mecánico	49
8.1.3	Resultados de la simulación	53
9	Simulación de Solidworks	61
9.1	Diseño y configuración de la carcasa principal	61
9.1.1	Tolerancias de fabricación y consideraciones para impresión 3D	64
9.1.2	Sistema de fijación al andador	64
9.2	Primera simulación y ajustes estructurales	67
9.2.1	Esfuerzos mecánicos bajo las que se somete el producto final	67
9.3	Verificación final de esfuerzos	71
9.4	Simulación térmica del sistema	72
10	Selección Material	75
10.1	Selección y justificación del material	75
11	Selección de la Batería	81
11.1	Batería y sistema de gestión	81
12	Recomendaciones de Mantenimiento	85
12.1	Mantenimiento de la solución propuesta	85
12.1.1	Motor eléctrico BLDC	85
12.1.2	Sistema de transmisión	85
12.1.3	Cuerdas de tracción	85
12.1.4	Carcasa y estructura impresa en 3D	85
12.1.5	Sistema electrónico y sensores	86
12.1.6	Batería y sistema de carga	86

12.1.7 Cables y soldaduras	86
13 Viabilidad Económica	87
13.1 Estudio económico del prototipo	87
14 Conclusiones y Trabajos Futuros	89
14.1 Proyectos futuros	89
A Alineación con los Objetivos de Desarrollo Sostenible (ODS)	93
B Planos y explosionado del producto final	95

Índice de figuras

1 Solución final implementada en una representación del NF-Walker	12
2 Diagrama de bloques de la simulación de <i>Matlab Simulink</i>	12
3 Resultado de la simulación térmica	13
4 Resultado de deformación de la simulación de esfuerzos mecánicos	13
5 Final solution implemented in a representation of the NF-Walker	16
6 Block diagram of the <i>Matlab Simulink</i> simulation	16
7 Thermal simulation result	17
8 Deformation result of the mechanical stress simulation	17
1.1 NF Walker	20
2.1 NF-Walker	22
2.2 MyWay Pedal	22
2.3 Trexo	22
4.1 Cronograma	27
5.1 Lluvia de Ideas	30
5.2 Primer boceto de la solución propuesta	30
6.1 Diagrama de cuerpo libre del sistema completo	34
6.2 Diagramas de cuerpo libre por separado	34
7.1 Motor BLDC Transmotec-PBTI3649	38
7.2 Polea dentada	40
7.3 Factor de concentración de tensiones K_t en una placa con agujero central bajo carga uniaxial. Adaptado de [1].	41
8.1 Simulación entera Matlab Simulink	44
8.2 Bloque PID empleado en la simulación de Simulink	45
8.3 Buck Converter simulado en Simulink Matlab	45
8.4 Sensor Simulado en Simulink Matlab	46
8.5 Commutation Logic simulado en Simulink Matlab	47
8.6 Three Phase Inverter simulado en Simulink Matlab	48
8.7 Motor BLDC simulado en Simulink Matlab	48
8.8 Captura de pantalla de los bloques motor y reductora en Simulink	49
8.9 Captura de pantalla de una parte de los bloques de la masa equivalente, polea de la correa y un sensor de fuerza ideal en Simulink	50

8.10	Captura de pantalla de los bloques utilizados para representar la frenada al terminar de dar un paso en Simulink	51
8.11	Captura de pantalla de los bloques utilizados para visualizar señales de la simulación en Simulink	51
8.12	Captura de pantalla del bloque generador de señal periódica que determina cuando el usuario anda y está parado en Simulink	52
8.13	Gráfica de Simulink de las energías eléctricas y mecánicas	53
8.14	Gráfica de Simulink de las potencia eléctrica y mecánicas	54
8.15	Gráfica de las potencias eléctrica y mecánica en la fase transitoria ampliada	54
8.16	Gráfica de la señal a la salida del controlador PI al finalizar el primer paso de la simulación	55
8.17	Cinemática de la masa equivalente, usuario durante los primeros segundos de simulación	56
8.18	Gráfica de la aceleración durante el primer paso de la simulación	57
8.19	Gráfica del zoom de la aceleración durante el primer paso	57
8.20	La fuerza filtrada y no filtrada que el sistema ejerce sobre la masa	58
8.21	Eficiencia del sistema a lo largo de los 150 segundos de simulación	59
9.1	Vista general del diseño de carcasa ensamblada.	61
9.2	Diseño de la tapa superior con orificio para el eje del motor.	62
9.3	Diseño del alojamiento para el motor en la carcasa.	63
9.4	Cubierta superior del compartimento de transmisión.	64
9.5	Sistema de abrazadera para fijación de la carcasa al eje delantero.	65
9.6	Un inserto metálico roscado para piezas de impresión 3D.	66
9.7	Diagrama de cuerpo libre cuando avanza la pierna izquierda: carga asimétrica sobre las poleas.	67
9.8	Diagrama de cuerpo libre cuando avanza la pierna derecha: tensión generada directamente desde la polea motriz.	68
9.9	Esfuerzos de Von Mises del sistema completo bajo las cargas máximas	69
9.10	Esfuerzos de Von Mises del sistema sin carcasa superior ni correa de transmisión bajo las cargas máximas	70
9.11	Esfuerzos de Von Mises del sistema sin carcasa superior, ni correa de transmisión ni poleas bajo las cargas máximas	70
9.12	Esfuerzos de Von Mises del sistema sin carcasa superior, ni correa de transmisión ni polea accionada por el motor bajo las cargas máximas	71
9.13	Coeficiente de seguridad para los distintos puntos del sistema	72
9.14	Resultado de la deformación del sistema bajo la carga aplicada	72
9.15	Distribución de temperatura en la carcasa con material ABS.	73
10.1	Relación entre precio y límite elástico para materiales imprimibles en 3D (vista general).	76
10.2	Relación entre precio y límite elástico para materiales imprimibles en 3D (vista ampliada).	76
10.3	Materiales que cumplen el filtro de rigidez (módulo de Young ≥ 2 GPa).	77
10.4	Materiales que superan el filtro de límite elástico (50 MPa) y los filtros anteriores. .	77
10.5	Relación entre el cociente límite elástico / precio (X) y el precio unitario (Y). . . .	78
11.1	Celdas 18650 soldadas entre sí	82
11.2	Battery Management System	82
11.3	Dimensiones de una celda de batería 18650	83

Índice de planos

1	Plano 1 – Vista general del sistema	96
2	Plano 2 – Transmisión por correa dentada	97
3	Plano 3 – Sistema de fijación al andador	98
4	Plano de ensamblaje general	99

Resumen

FOMENTO DE LA BIPEDESTACIÓN ACTIVA EN NIÑOS CON DISCAPACIDAD MOTORA O MOVILIDAD REDUCIDA

Autor: Chico Ercilla, Pablo.

Director: Sanz Jimeno, Carlos.

Entidad Colaboradora: Fundación Ingenieros ICAI.

RESUMEN DEL PROYECTO

Introducción

El presente Trabajo de Fin de Grado se enmarca en el diseño e implementación de un sistema de asistencia electromecánica al andar destinado a una niña con parálisis cerebral, con el objetivo de facilitar su desplazamiento autónomo y contribuir a su desarrollo motor. El dispositivo desarrollado complementa y mejora un andador ya existente en el mercado, el *NF-Walker*, el cual no incorpora actualmente ningún sistema activo de asistencia al movimiento.

A partir del análisis de soluciones comerciales y de las necesidades concretas del caso, se propuso una solución compacta, ligera y adaptable, que integra un motor BLDC, una carcasa impresa en 3D y un sistema de transmisión mediante correa dentada.

Metodología

El sistema diseñado aplica una fuerza de tracción en los pies mediante cordinos sujetos a la correa dentada, sincronizada con la fase de impulso de la marcha, generando una asistencia que contribuye al avance. La carcasa se acopla al eje frontal del andador, integrando todos los componentes mecánicos y electrónicos, incluidos el motor, el reductor, la polea dentada y los soportes estructurales.

El diseño se ha desarrollado íntegramente en *SolidWorks*, incluyendo simulaciones estructurales y térmicas para verificar su viabilidad. El control del motor se ha modelizado en *Simulink*, incluyendo la generación de señal periódica, control PID y conmutación de seis pasos. Además, se ha planteado el uso de baterías LiFePO_4 con sistema de gestión (BMS) para garantizar la autonomía y seguridad del dispositivo.

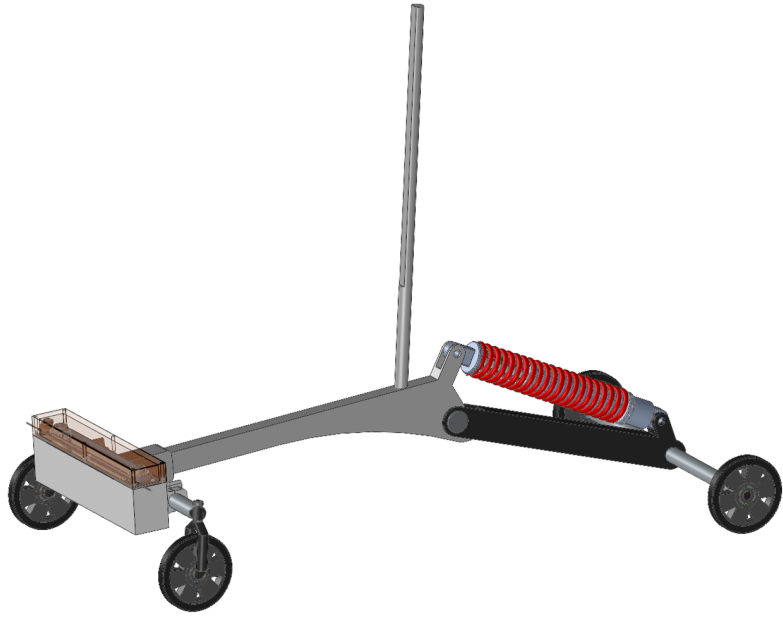


Figura 1: Solución final implementada en una representación del NF-Walker

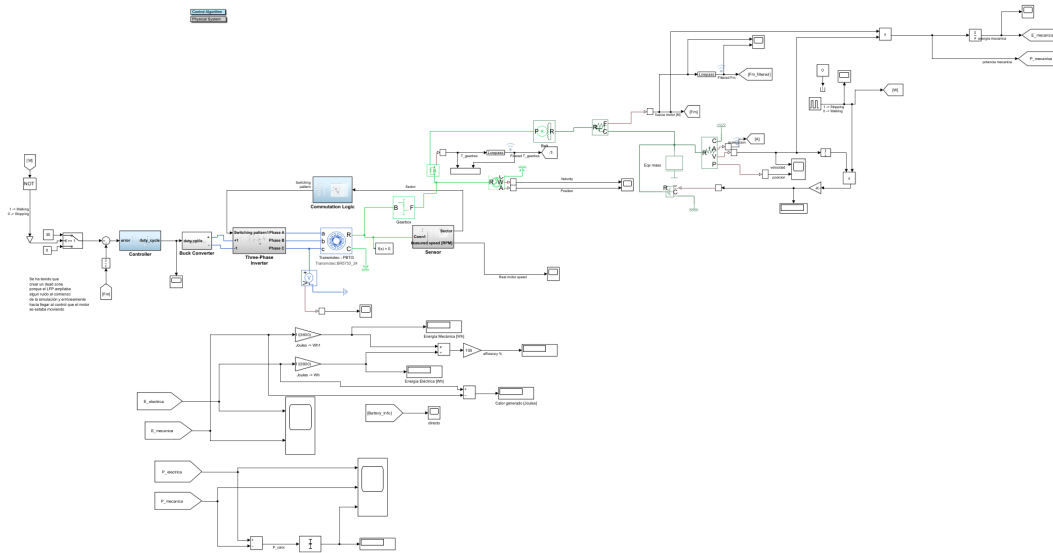


Figura 2: Diagrama de bloques de la simulación de *Matlab Simulink*

Resultados

Se realizaron simulaciones estructurales que verificaron que las tensiones generadas se mantienen dentro de los márgenes admisibles del material elegido. También se llevó a cabo una simulación térmica bajo condiciones de funcionamiento continuo, lo que permitió validar que la temperatura alcanzada no supera el umbral vítreo del ABS.

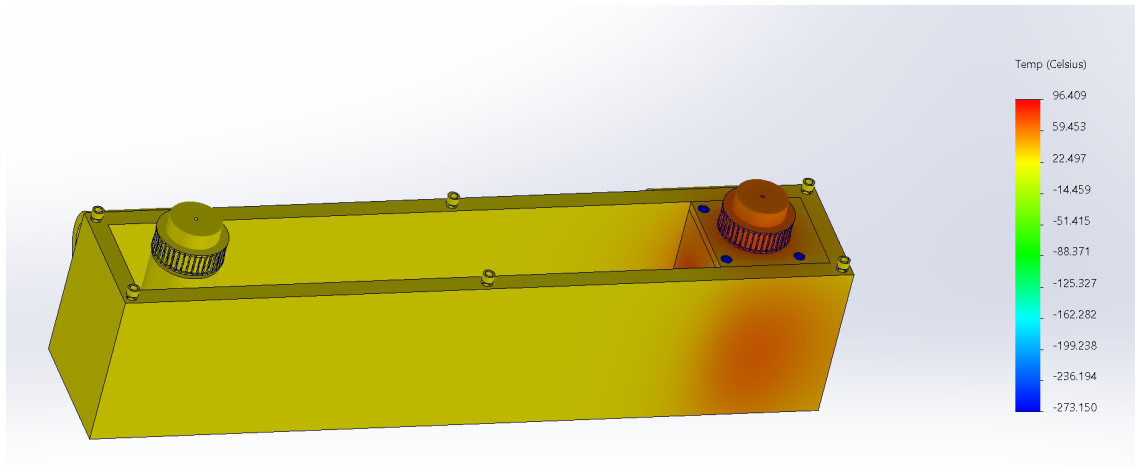


Figura 3: Resultado de la simulación térmica

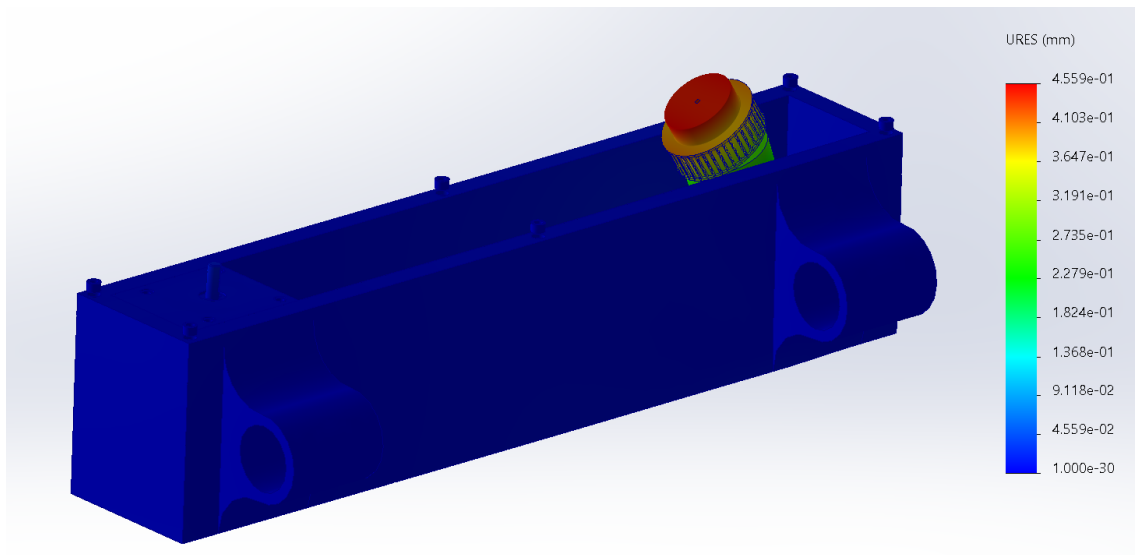


Figura 4: Resultado de deformación de la simulación de esfuerzos mecánicos

Conclusiones

El estudio concluye con un análisis económico preliminar y una propuesta de líneas futuras de desarrollo. Entre ellas destacan: la mejora del control mediante técnicas FOC, la incorporación de sensores de movimiento articular, el desarrollo de una interfaz de usuario que permita seleccionar el nivel de asistencia y supervisar la carga, y el rediseño de la carcasa electrónica para albergar componentes adicionales.

Todo ello sienta las bases para futuras iteraciones del dispositivo que acerquen su implementación a un entorno real de uso, conservando la premisa de simplicidad, eficacia y seguridad para el entorno infantil.

Referencias

- Budynas, R. G., & Nisbett, J. K. *Shigley's Mechanical Engineering Design*, 11^a ed., McGraw Hill Education.
- Fernández, D. D. C. (2016). *Programación de Arduino mediante MATLAB/Simulink. Aplicación al control de velocidad de motores BLDC*.

- Volpini, M., Aquino, M., Holanda, A. C., Emygdio, E., & Polese, J. (2022). Clinical effects of assisted robotic gait training in walking distance, speed, and functionality are maintained over the long term in individuals with cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis. *Disability and Rehabilitation*, 44 (19), 5418–5428. <https://doi.org/10.1080/09638288.2021.1942242>
- Moreau, N. G., Bodkin, A. W., Bjornson, K., Hobbs, A., Soileau, M., & Lahasky, K. (2016). Effectiveness of rehabilitation interventions to improve gait speed in children with cerebral palsy: systematic review and meta-analysis. *Physical Therapy*, 96(12), 1938–1954. <https://doi.org/10.2522/ptj.20150401>
- Valè, N., Gandolfi, M., Vignoli, L., et al. (2021). Electromechanical and robotic devices for gait and balance rehabilitation of children with neurological disability: A systematic review. *Applied Sciences*, 11(24), 12061. <https://doi.org/10.3390/app112412061>
- Made for Movement. *NF-Walker*. Recuperado de: <https://www.madeformovement.com/nf-walker>
- SIT S.p.A. *Timing belt drives Top Drive® HTD*. Recuperado de: <https://sitspa.com/timing-belt-drives/timing-belt-drives-top-drive-htd/>
- Samsung. *Samsung 25R 18650 2500mAh 20A Battery*. Recuperado de: <https://www.18650batterystore.com/products/samsung-25r-18650>
- MF Opto. *The Ultimate Guide to the 18650 Batteries: Specs, Usage, and Safety*. Recuperado de: <https://mfopto.com/es/blog/the-ultimate-guide-to-the-18650-batteries/>
- Transmotec. *Brushless DC planetary gear motor PBTi integrated driver 24V 1.1A 190rpm 14W*. Recuperado de: <https://www.transmotec.com/product/pbti3649-24-27/?l=eu&c=eur>
- 3DXTECH. *3DXMAX PC-ABS*. Recuperado de: <https://www.3dxttech.com/products/3dxmaxa-r-pc-abs>
- J58. *J58 Standing Wheelchair – About*. Recuperado de: <https://www.j58.eu/about-j58-standing-wheelchairs>

Palabras clave: Parálisis cerebral, marcha asistida, rehabilitación motora, bipedestación activa, movilidad reducida, rehabilitación infantil, diseño de asistencia técnica, dispositivo electromecánico.

Abstract

PROMOTING ACTIVE STANDING IN CHILDREN WITH MOTOR DISABILITIES OR REDUCED MOBILITY

Author: Pablo Chico Ercilla.

Supervisor: Carlos Sanz Jimeno.

Collaborating Entity: Fundación Ingenieros ICAI.

PROJECT ABSTRACT

Introduction

This Final Degree Project focuses on the design and implementation of an electromechanical walking assistance system intended for a girl with cerebral palsy. Its aim is to facilitate autonomous mobility and contribute to motor development. The developed device complements and improves an existing walker on the market, the *NF-Walker*, which currently lacks any active assistance mechanism.

Based on the analysis of commercial solutions and the specific needs of the case, a compact, lightweight, and adaptable solution was proposed, integrating a BLDC motor, a 3D-printed casing, and a toothed belt transmission system.

Methodology

The designed system applies traction force to the feet through cords attached to the toothed belt, synchronized with the propulsion phase of the gait cycle, thereby generating forward assistance. The casing is mounted on the front axle of the walker, integrating all mechanical and electronic components, including the motor, reducer, toothed pulley, and structural supports.

The design was fully developed using *SolidWorks*, including structural and thermal simulations to verify feasibility. The motor control system was modeled in *Simulink*, including periodic signal generation, PID control, and six-step commutation. Additionally, LiFePO₄ batteries with a battery management system (BMS) were proposed to ensure device autonomy and safety.

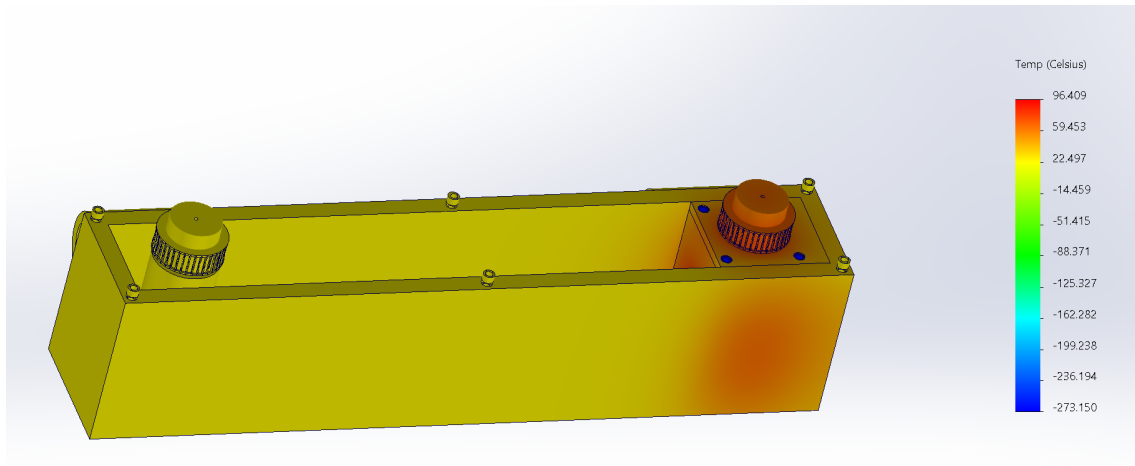


Figura 7: Thermal simulation result

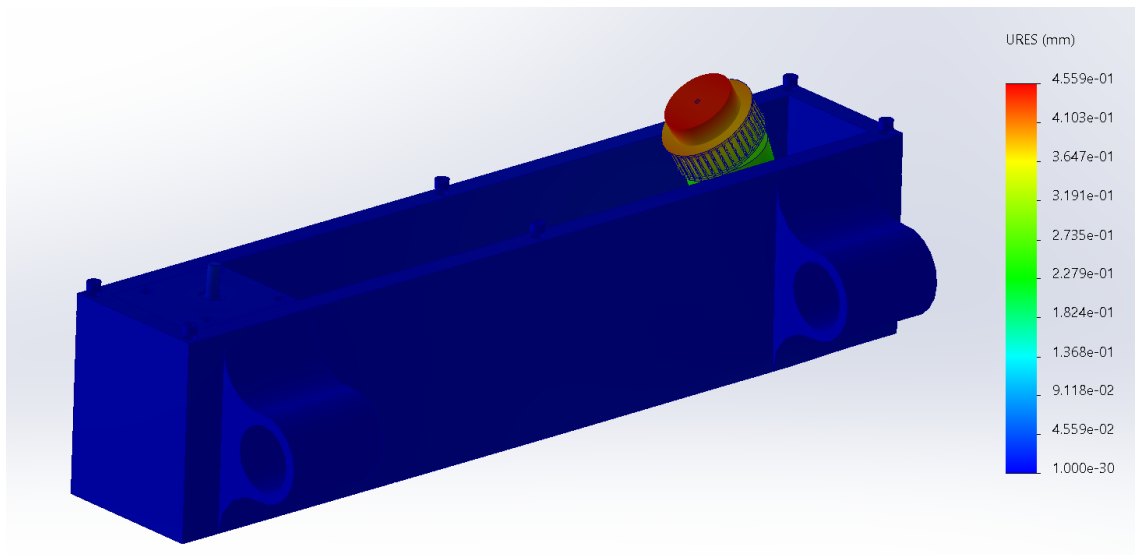


Figura 8: Deformation result of the mechanical stress simulation

Conclusions

The study concludes with a preliminary economic analysis and a proposal for future development lines. Key points include: improving control via FOC techniques, incorporating joint motion sensors, developing a user interface to select assistance levels and monitor battery charge, and redesigning the electronic housing to accommodate additional components.

All of this lays the groundwork for future iterations of the device toward real-world implementation, while maintaining the core principles of simplicity, efficiency, and safety for children.

References

- Budynas, R. G., & Nisbett, J. K. *Shigley's Mechanical Engineering Design*, 11th ed., McGraw Hill Education.
- Fernández, D. D. C. (2016). *Programación de Arduino mediante MATLAB/Simulink. Aplicación al control de velocidad de motores BLDC*.
- Volpini, M., Aquino, M., Holanda, A. C., Emygdio, E., & Polese, J. (2022). Clinical effects of assisted robotic gait training in walking distance, speed, and functionality are maintained over

the long term in individuals with cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis. *Disability and Rehabilitation*, 44(19), 5418–5428. <https://doi.org/10.1080/09638288.2021.1942242>

- Moreau, N. G., Bodkin, A. W., Bjornson, K., Hobbs, A., Soileau, M., & Lahasky, K. (2016). Effectiveness of rehabilitation interventions to improve gait speed in children with cerebral palsy: systematic review and meta-analysis. *Physical Therapy*, 96(12), 1938–1954. <https://doi.org/10.2522/ptj.20150401>
- Valè, N., Gandolfi, M., Vignoli, L., et al. (2021). Electromechanical and robotic devices for gait and balance rehabilitation of children with neurological disability: A systematic review. *Applied Sciences*, 11(24), 12061. <https://doi.org/10.3390/app112412061>
- Made for Movement. *NF-Walker*. Retrieved from: <https://www.madeformovement.com/nf-walker>
- SIT S.p.A. *Timing belt drives Top Drive® HTD*. Retrieved from: <https://sitspa.com/timing-belt-drives/timing-belt-drives-top-drive-htd/>
- Samsung. *Samsung 25R 18650 2500mAh 20A Battery*. Retrieved from: <https://www.18650batterystore.com/products/samsung-25r-18650>
- MF Opto. *The Ultimate Guide to the 18650 Batteries: Specs, Usage, and Safety*. Retrieved from: <https://mfopto.com/es/blog/the-ultimate-guide-to-the-18650-batteries/>
- Transmotec. *Brushless DC planetary gear motor PBTi integrated driver 24V 1.1A 190rpm 14W*. Retrieved from: <https://www.transmotec.com/product/pbti3649-24-27/?l=eu&c=eur>
- 3DXTECH. *3DXMAX PC-ABS*. Retrieved from: <https://www.3dxttech.com/products/3dxmaxa-r-pc-abs>
- J58. *J58 Standing Wheelchair – About*. Retrieved from: <https://www.j58.eu/about-j58-standing-wheelchairs>

Keywords: Cerebral palsy, assisted gait, motor rehabilitation, active standing, reduced mobility, pediatric rehabilitation, assistive technology design, electromechanical device.

Capítulo 1

Introducción

Una problemática añadida a los niños que presentan algún tipo de discapacidad motora o movilidad reducida son las complicaciones en la cadera (especialmente luxaciones) como consecuencia de no ser capaces de mantenerse en una posición que les permita soportar el peso de su cuerpo. Esto es especialmente importante durante la época de crecimiento para que se forme correctamente el fémur y quede encajado en la cadera de forma natural, como en las personas que no presentan este tipo de problema. De igual manera, brindarles la posibilidad de conseguir un desplazamiento autónomo, aunque con limitaciones, favorece su motivación en el día a día y su integración en grupos sociales con otros niños de su misma edad.

En este contexto, surge la motivación principal del proyecto: mejorar la calidad de vida de Daniela, una niña con parálisis cerebral que enfrenta las limitaciones descritas. El origen del trabajo se encuentra en una conversación entre Carlos, su padre, y el fisioterapeuta que la trata. Este último comentó que a Daniela le resultaría beneficioso utilizar un andador similar al NF Walker, comercializado por Made for Movement, siempre que incorporase una asistencia externa al caminar que fuera considerablemente mayor. Carlos, comprometido con buscar una solución más eficaz para su hija y consciente de que muchos otros niños podrían beneficiarse igualmente, se puso en contacto con la Fundación de Ingenieros del ICAI para explorar una mejora del producto existente y adaptarlo a las necesidades reales de estos menores.

El objetivo del proyecto no es desarrollar desde cero una nueva estructura de bipedestación, sino tomar como base un producto ya existente, como el NF Walker, y realizar una mejora funcional sobre él. En concreto, se pretende incorporar un sistema de asistencia activa que favorezca la marcha del niño mediante la inclusión de mecanismos electromecánicos. Esta mejora debe permitir que el usuario se desplace en la dirección deseada con menor esfuerzo, facilitando así su movilidad de forma autónoma. Todo ello debe conseguirse sin comprometer la ligereza, robustez ni adaptabilidad del sistema original, y manteniendo los costes de producción dentro de unos márgenes razonables para que el producto resultante pueda tener un impacto real en otros casos similares al de Daniela.



Figura 1.1: NF Walker

Capítulo 2

Estado de la Cuestión

El estado del arte se ha dividido en dos apartados: por un lado, una revisión de la evidencia científica sobre la eficacia de los andadores asistidos en niños con parálisis cerebral (PC); y por otro, un análisis de las soluciones técnicas actualmente comercializadas en el mercado.

Revisión científica sobre la eficacia de andadores asistidos:

Diversos estudios han puesto de manifiesto el potencial de la rehabilitación robótica en niños con PC, destacando su capacidad para mejorar tanto los parámetros de marcha como la funcionalidad a largo plazo [2]. La revisión llevada a cabo por Vale et al. subraya la necesidad de desarrollar dispositivos específicamente diseñados para la población pediátrica, lo que respalda el enfoque seguido en este proyecto [3]. Asimismo, se ha observado que el entrenamiento de la marcha es, en general, la intervención más eficaz para mejorar la velocidad de desplazamiento en niños con PC, por encima de estrategias alternativas como el entrenamiento de fuerza [4].

En conjunto, estas evidencias científicas justifican la incorporación de soluciones que permitan al usuario mantener una postura erguida y mejorar progresivamente su autonomía en el proceso de caminar. Se confirma así que la inclusión de asistencia activa puede tener un impacto positivo en el desarrollo físico y funcional de estos niños.

Análisis de las soluciones técnicas comercializadas:

Actualmente, el mercado ofrece una amplia variedad de andadores asistidos, con distintos niveles de sofisticación y asistencia. Algunos modelos proporcionan una asistencia significativa a la marcha, mientras que otros se limitan a ofrecer soporte postural o estabilidad sin intervenir en el movimiento de los miembros inferiores.

Uno de los dispositivos más reconocidos es el NF-Walker, desarrollado por Made For Movement® [5]. Este andador coordina los movimientos de las piernas del usuario y proporciona soporte para mantener el tronco erguido, facilitando así la marcha. Sin embargo, presenta limitaciones cuando se trata de usuarios que requieren una asistencia más intensa, ya que no incorpora ningún tipo de ayuda electromecánica.

Existen también soluciones más sencillas que no coordinan activamente los movimientos del tren inferior, pero sí ayudan a mantener la postura. Algunos ejemplos son el Kidwalk I, de Prime Engineering® [6], y el Leckey MyWay+ Gait Trainer, distribuido por SouthWest Medical® [7].

Otro dispositivo destacable es el MyWay Pedal [8], también desarrollado por Leckey®. Esta solución, similar a un monopatín, permite al usuario impulsarse mediante un movimiento elíptico de “pedaleo”. Aunque no incorpora motores ni asistencia activa, proporciona una mayor sujeción corporal y estabilidad durante el desplazamiento, aunque a costa de limitar el uso de las manos.

Por último, cabe destacar el andador Trexo, comercializado por tréxō robotics® [9]. Este dispositivo sí incorpora asistencia electromecánica, integrando múltiples motores eléctricos y controladores para asistir activamente la marcha. Su alto grado de complejidad tecnológica le

permite adaptarse a diferentes perfiles de usuario, pero también incrementa su coste y dificulta su personalización o adaptación a casos concretos como el de Daniela.



Figura 2.1: NF-Walker



Figura 2.2: MyWay Pedal



Figura 2.3: Trexo

Capítulo 3

Descripción de las Tecnologías

Descripción de las tecnologías empleadas

Para el desarrollo de la solución propuesta, se han empleado distintas herramientas de software que permiten abordar el proyecto desde una perspectiva multidisciplinar, integrando el diseño mecánico, la simulación del comportamiento dinámico y la selección óptima de materiales. Las tecnologías utilizadas han sido las siguientes:

- **MATLAB Simulink:** Se ha utilizado esta herramienta para modelar y simular el comportamiento dinámico del motor eléctrico y del sistema de transmisión. A través de estos modelos, ha sido posible evaluar aspectos clave como la eficiencia energética del conjunto, la correcta entrega de par, la facilidad de control y la respuesta ante diferentes condiciones de operación. Estas simulaciones permiten validar que tanto el motor como la transmisión seleccionados cumplen con los objetivos funcionales del proyecto, garantizando una asistencia adecuada al caminar.
- **SolidWorks:** Este software ha sido empleado para el diseño tridimensional de las piezas que integran la solución final. Se han modelado los elementos estructurales necesarios para alojar los componentes electrónicos (motor, batería, controlador, etc.) y se han realizado simulaciones estructurales para verificar que dichos elementos son capaces de soportar las fuerzas generadas durante el uso real del dispositivo. Además, se han llevado a cabo simulaciones térmicas con el fin de analizar la disipación de calor y asegurar que los materiales seleccionados mantienen su integridad física bajo condiciones normales de operación. Los análisis han permitido estimar factores de seguridad adecuados, asegurando la robustez y fiabilidad del conjunto.
- **Granta EduPack:** Se ha utilizado esta herramienta para la selección técnica de materiales, evaluando tanto criterios mecánicos (resistencia, módulo de elasticidad, tenacidad) como económicos. El objetivo ha sido identificar materiales que, además de cumplir con los requerimientos estructurales del diseño, permitan reducir los costes de fabricación, favoreciendo así la viabilidad de su producción y potencial escalabilidad.

Capítulo 4

Definición de Trabajo

Justificación

Como se ha ido viendo en las páginas anteriores, este proyecto tiene como fin mejorar la calidad de vida tanto de Daniela y su familia como de muchas otras que se enfrentan a situaciones similares en su día a día. Además, centrarse en una mejora sobre un producto ya existente permite aprovechar una base funcional probada, reducir los costes de desarrollo e incrementar la probabilidad de que la solución sea aplicable a otros casos reales.

La justificación de este proyecto puede entenderse desde tres dimensiones: una razón social, una técnica y una económica.

Desde el punto de vista social, el objetivo principal es proporcionar a Daniela un sistema que le permita ganar autonomía, reforzar su motivación y favorecer su integración en actividades cotidianas con otros niños de su edad. Esta motivación personal es el motor inicial del proyecto, pero no se limita a un caso aislado, sino que busca generar una solución extensible a otros menores con condiciones similares.

Desde el punto de vista técnico, el proyecto responde a una necesidad detectada en el análisis del estado del arte: la mayoría de los dispositivos de asistencia a la marcha no incorporan mecanismos de asistencia activa que se ajusten a las capacidades específicas del usuario. Muchas soluciones actuales se centran en la estabilización o el soporte postural, pero no asisten activamente el movimiento, lo que limita su utilidad en casos de mayor afectación motriz. Este proyecto introduce un sistema electromecánico ajustable, que actúa como refuerzo a la marcha natural del usuario y se adapta a sus necesidades cambiantes.

Finalmente, desde el punto de vista económico, se opta por mejorar un producto ya comercializado en lugar de desarrollar uno completamente nuevo. Esta decisión reduce considerablemente los costes de diseño, fabricación y personalización, facilitando así su implementación en familias que, como la de Daniela, requieren soluciones asequibles sin renunciar a la eficacia ni a la seguridad.

En definitiva, el proyecto se justifica por su impacto humano, su solidez técnica y su viabilidad económica. Reúne los elementos necesarios para ofrecer una solución práctica, eficiente y adaptada al contexto real en el que será utilizada.

Objetivos

Se mantuvieron diversas reuniones con Carlos y se determinó que el producto a partir del cual se debía realizar la mejora era indiferente, pero que el producto final debía cumplir los siguientes objetivos:

1. Estructura **adaptable** en altura y anchura. Rango de altura 1 m-1,5 m; rango de peso 15 kg-50 kg.

2. Proporcionar sistema de sujeción **cómodo** para Daniela, evitando puntos de presión y buscando la ergonomía.
3. Hacer **fácil de poner y quitar** el sistema de sujeción para el acompañante de Daniela, permitiendo realizarlo de manera sencilla y en **menos de 5 minutos**.
4. Proporcionar **planos** específicos de las **piezas** y mecanismos necesarios, tanto para su fabricación como para su **ensamblaje**.
5. Emplear **materiales baratos** pero de gran **durabilidad**, minimizando los **recambios** necesarios para que se den con una frecuencia de **dos o más años**.
6. El mecanismo debe permitir el **libre movimiento** de Daniela en una superficie plana y lisa, permitiendo el **giro de hasta 90 grados**.
7. Incorporar **asistencia activa** al caminar mediante motores que **no dependan de una tercera persona** para su funcionamiento. El **nivel de asistencia** debe poder **ajustarse**.

Metodología

El punto de partida del proyecto fue una propuesta por parte de Carlos, el padre de Daniela, cuya motivación era clara: mejorar la calidad de vida de su hija mediante una solución que facilitara su movilidad proporcionando una asistencia al andar externa. Si bien su petición no vino acompañada de una solución cerrada, sí establecía un criterio fundamental: debía tratarse de una mejora significativa, realista y compatible con el entorno físico y clínico de Daniela. Esto supuso que el comienzo del proyecto fuese, en esencia, un folio en blanco.

La primera fase consistió en un proceso de ideación abierta, donde se exploraron múltiples conceptos que pudieran aportar valor en el contexto de un andador asistido. Para evaluar estas ideas con criterio técnico y clínico, se llevaron a cabo diversas reuniones con expertos. Por un lado, se consultó a una fisioterapeuta de la Universidad Pontificia Comillas, cuya aportación fue clave para comprender como proporcionar de mejor manera la asistencia a Daniela. Por otro lado, se mantuvieron conversaciones con Gabriel Costa, CEO de J58, una startup dedicada al diseño de sillas de ruedas activas que permiten una postura erguida. Sus aportaciones ayudaron a refinar y descartar propuestas poco viables desde el punto de vista mecánico o económico.

Este proceso de selección fue iterativo: algunas ideas se descartaron por ser técnicamente complejas o incompatibles con el uso cotidiano; otras evolucionaron con el tiempo gracias a nuevas aportaciones. Finalmente, se consolidó una solución con suficiente respaldo funcional y técnico como para servir de base al diseño definitivo.

La segunda fase del proyecto estuvo centrada en el dimensionamiento del sistema y la selección de materiales y componentes. Para ello, fue necesario definir una serie de especificaciones técnicas preliminares, entre las que destacan las estimaciones de peso y altura de Daniela y otros niños en una situación similar, así como la fuerza necesaria para asistir eficazmente el movimiento de cada pierna. Carlos desempeñó aquí un papel esencial, aportando su visión práctica sobre el nivel de asistencia que consideraba adecuado, tanto en términos de fuerza como de velocidad del movimiento.

Con estas especificaciones, se procedió a realizar cálculos de dimensionamiento mecánico y simulaciones que permitieran validar las opciones consideradas, sin comprometer la seguridad ni la modularidad de la solución. Paralelamente, se analizaron distintos materiales para asegurar una relación óptima entre peso, resistencia y facilidad de montaje.

Justificación

El plan de trabajo que se estableció puede apreciarse en la figura 4.1

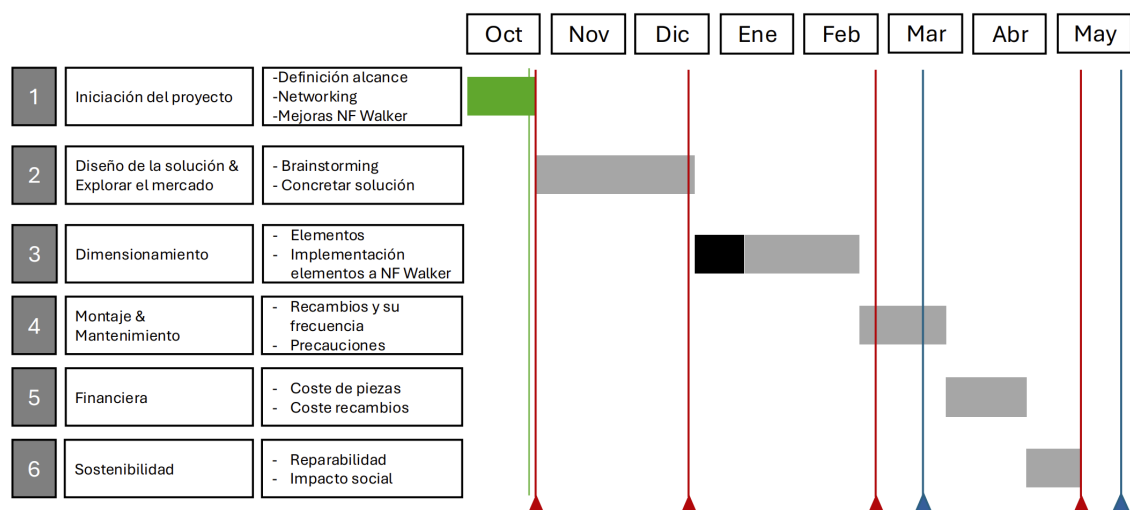


Figura 4.1: Cronograma

Notas sobre el cronograma: Bloque verde: proceso ya iniciado en el momento de creación del cronograma. Línea verde: momento de elaboración del cronograma. Bloque gris: periodo de trabajo. Bloque negro: periodo sin actividad prevista. Líneas rojas: reuniones con la Fundación y Carlos. Líneas azules: entregas relevantes a la Universidad.

Capítulo 5

Obtención De Ideas Y Requerimientos

5.1. Obtención de Ideas

Las principales incógnitas iniciales del proyecto giraban en torno a dos aspectos clave: cómo proporcionar la asistencia mediante el motor eléctrico y qué tipo de sensores emplear para determinar el momento adecuado de activación de dicha asistencia.

Para resolver estas cuestiones, se llevó a cabo una lluvia de ideas en la que se analizaron distintas formas de implementar la asistencia. Cada opción fue evaluada en función de su potencial, facilidad de implementación y la relación entre ambos criterios. Estos resultados se resumen en la figura 5.1, donde también se presentan las distintas alternativas valoradas para el sensor.

A continuación, las propuestas se ordenaron según su ratio de viabilidad, priorizando aquellas con una mejor combinación de eficacia y simplicidad. Las dos soluciones mejor posicionadas fueron: la asistencia mediante cuerda conectada al pie con motor incorporado, y la elíptica sobre ruedas con asistencia en los brazos. Sin embargo, dado que a Carlos se le había recomendado explícitamente el uso del dispositivo NF-Walker, se optó por esta última opción como base del desarrollo.

De forma complementaria, se consultó con un profesional de fisioterapia de la Universidad Pontificia Comillas para determinar cuál era el punto anatómico más adecuado para aplicar la asistencia. El especialista indicó que los pies eran el lugar más conveniente desde el punto de vista biomecánico.

En cuanto a la ubicación del sensor, se concluyó que una solución eficaz y sencilla consistía en colocar un sensor de movimiento en la articulación del NF-Walker que acompaña el movimiento de la cadera.

Gracias a la reunión con Gabriel Costa de J58, en la que compartió su experiencia con las cadenas y correas de transmisión, se concluyó que la mejor opción para transmisión era una correa dentada.

Además, se realizó un pequeño boceto de la solución final para que la dirección del proyecto estuviese aún más definida, 5.2.

		1 - no da solución	1 - muy complejo realizarlo	
		5 - da solución	5 - podemos hacerlo	
		10 - supera expectativas de la solución que necesitamos	10 - muy factible completarlo	
Ideas	Producto partida	Potencial	Facilidad	Ratio
Motor en la cuerda en el pie (sensor implementado en motor)	NF-Walker	10	5	50
Elíptica sobre ruedas, con los brazos, implementando motor	Leckey (sunrise medical)	5	10	50
Motor en cuerda de las rodillas	NF-Walker	5	5	25
Motor en ruedas de eje trasero (que se mueva el carro para ayudar al movimiento)	NF-Walker	1	10	10
Motor en ruedas de eje delantero (que se mueva el carro para ayudar al movimiento)	NF-Walker	1	10	10
Motor en las caderas a pantorritillas	NF-Walker	10	1	10
Motor en las rodillas	NF-Walker	1	1	1
Sensor: Combinación en función de donde pongamos el sensor para acompañar el giro				
Sensor: Sensor de presión en el torso. Si se tensa Daniela y quiere avanzar hacia delante, el motor se pone en marcha				
Sensor: Sensor de tensión donde tienes las cuerdas y cuando note que se tensa que proporcione esa asistencia activa				

Figura 5.1: Lluvia de Ideas

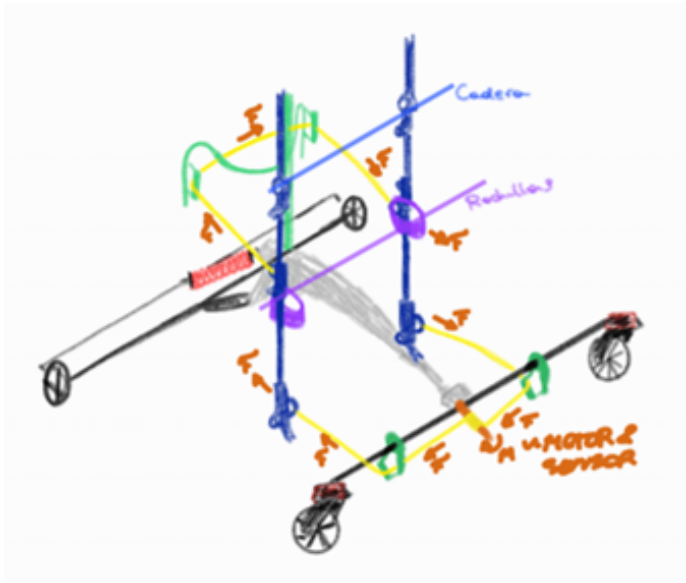


Figura 5.2: Primer boceto de la solución propuesta

5.2. Requerimientos Ingenieriles

Antes de proceder con los cálculos y la selección de componentes, fue necesario definir y cuantificar los requerimientos funcionales del sistema. Para ello, se mantuvieron varias reuniones con Carlos, en las que se profundizó en su visión sobre el comportamiento esperado del motor, especialmente en cuanto a la velocidad deseada y el peso estimado del usuario.

En cuanto al peso, se decidió dimensionar el sistema para un usuario de 40 kg. Aunque este valor es significativamente superior al peso actual de Daniela (aproximadamente 15 kg), se consideró representativo de otros posibles usuarios con condiciones similares.

Respecto a la velocidad, se estableció que el mecanismo debe permitir realizar un paso completo finalizando con una velocidad de 1'35 km/h utilizando únicamente la asistencia electromecánica. Adicionalmente, se aproxima que la longitud de un paso es de 20 cm.

Cabe destacar que estos requerimientos representan condiciones exigentes, poco probables en el uso real del dispositivo. No obstante, dada la diversidad potencial de perfiles de usuario, se optó por sobredimensionar el diseño como medida de precaución y robustez.

Capítulo 6

Cálculos de Inercia Equivalente y Potencia Requerida

6.1. Cálculo de la inercia equivalente

A continuación se presentan los cálculos realizados para determinar la masa equivalente percibida por el motor. Dado que no se disponía de las dimensiones exactas del dispositivo NF-Walker, fue necesario realizar algunas aproximaciones razonables basadas en observaciones y referencias visuales.

Para el análisis, se identificaron tres cuerpos distintos conectados entre sí, sobre los cuales se elaboraron diagramas de cuerpo libre (DCL) y se establecieron las ecuaciones de equilibrio correspondientes. Estos cuerpos fueron: (1) el conjunto formado por el NF-Walker y el torso del usuario, y (2) y (3) las dos piernas, consideradas iguales entre sí.

Con el objetivo de simplificar el análisis dinámico, se adoptaron las siguientes hipótesis:

1. Simetría del ángulo de ambas piernas respecto al eje vertical.
2. Pequeñez del ángulo de las piernas respecto a la vertical (permitiendo linealización).
3. Las piernas se comportan como péndulos simples articulados al cuerpo central.
4. La pierna delantera tiene su extremo inferior (el pie) fijo durante el movimiento, mientras que la otra permanece libre.

Se consideró además un motor eléctrico situado en la parte frontal del conjunto, cuya función es traccionar la pierna retrasada para iniciar el movimiento.

En la figura 6.1 se muestra el esquema general del sistema. El conjunto NF-Walker y usuario se representa en verde, el motor en verde claro, las piernas en azul y las cuerdas que sincronizan su movimiento en amarillo. La dirección del desplazamiento está indicada con una flecha negra hacia la derecha.

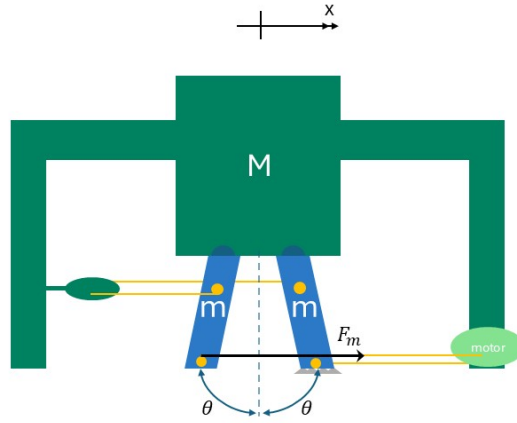


Figura 6.1: Diagrama de cuerpo libre del sistema completo

Posteriormente, se descompuso el sistema en los tres cuerpos individuales mencionados, tal como se muestra en la figura 6.2, para facilitar el planteamiento de ecuaciones de equilibrio dinámico.

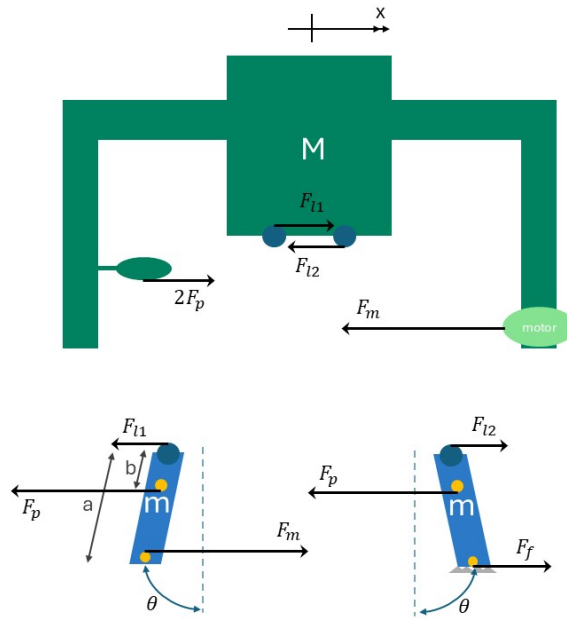


Figura 6.2: Diagramas de cuerpo libre por separado

Se identificaron las siguientes variables desconocidas:

Variabes simbólicas desconocidas: $\ddot{x}$, $\ddot{\theta}$, F_p , F_{l1} , F_{l2} , F_f

Y los siguientes parámetros conocidos:

Parámetros conocidos: a , b , m , M , F_m

Las ecuaciones de equilibrio para cada uno de los cuerpos se expresan a continuación.

Para la masa M , correspondiente al conjunto NF-Walker y torso del usuario:

$$M \cdot \ddot{x} = 2F_p + F_{l1} - F_{l2} - F_m \quad (6.1)$$

Para la pierna 1 (accionada por el motor):

$$m \left(\ddot{x} - \frac{a}{2} \cdot \ddot{\theta} \right) = F_m - F_{l1} - F_p \quad (6.2)$$

$$-\frac{ma^2}{12} \cdot \ddot{\theta} = \frac{a}{2}(F_m + F_{l1}) + \left(\frac{a}{2} - b \right) F_p \quad (6.3)$$

Para la pierna 2 (pierna fija al suelo):

$$m \left(\ddot{x} + \frac{a}{2} \cdot \ddot{\theta} \right) = F_{l2} + F_f - F_p \quad (6.4)$$

$$\frac{ma^2}{12} \cdot \ddot{\theta} = \frac{a}{2}(F_f - F_{l2}) + \left(\frac{a}{2} - b \right) F_p \quad (6.5)$$

Adicionalmente, se introduce una ecuación de ligadura asociada a la condición de que la pierna delantera permanece fija en el suelo:

$$\ddot{x} + a \cdot \ddot{\theta} = 0 \quad (6.6)$$

Resolviendo este sistema de ecuaciones, se obtiene la siguiente expresión para la aceleración lineal del conjunto:

$$\ddot{x} = \frac{3F_m}{3M + 8m} \quad (6.7)$$

De esta ecuación (asumiendo que $a = 1$ m y $b = 0,25$ m), se puede despejar la masa equivalente percibida por el motor como el cociente entre fuerza aplicada y aceleración producida:

$$m_{eqv} = M + \frac{8m}{3} \quad (6.8)$$

Tomando como referencia un peso total de 50 kg, repartido entre el usuario (40 kg) y el NF-Walker (10 kg asumidos), y considerando 10 kg para cada pierna, se calcula la masa equivalente final como:

$$m_{eqv} = 76,67 \text{ kg} \quad (6.9)$$

Cabe destacar que el valor obtenido para la masa equivalente es considerable. Esto se debe a que el motor no se limita únicamente a generar un momento que haga rotar la pierna retrasada, sino que, debido a las ligaduras mecánicas del sistema, también debe arrastrar hacia delante la masa total del conjunto (usuario y NF-Walker). Como resultado, la inercia percibida por el motor es significativamente mayor que la de una pierna aislada.

6.2. Cálculo de la potencia requerida

Como punto de partida para la elección del motor eléctrico, es necesario estimar la potencia que deberá desarrollar para cumplir con los requerimientos dinámicos del sistema. Como ya se determinó en los requerimientos ingenieriles se considera un desplazamiento lineal de $d = 0,2$ m, durante el cual el sistema debe alcanzar una velocidad final de $v_f = 1,35$ km/h. Gracias al cálculo de inercia equivalente se trabaja con $m_{eqv} = 76,67$ kg.

Para este análisis, se asume que el movimiento del sistema es rectilíneo con aceleración constante. En lugar de utilizar directamente las expresiones en función del tiempo, se opta por un enfoque integral, obteniendo la relación entre velocidad y posición mediante integración.

Se parte de la segunda ley de Newton:

$$F = m \cdot a = m \cdot \frac{dv}{dt} \quad (6.10)$$

Aplicando la regla de la cadena, se puede expresar la aceleración como:

$$\frac{dv}{dt} = \frac{dv}{dx} \cdot \frac{dx}{dt} = v \cdot \frac{dv}{dx} \quad (6.11)$$

Por tanto, la ecuación de movimiento queda:

$$F = m \cdot v \cdot \frac{dv}{dx} \quad (6.12)$$

Despejando y reordenando términos:

$$\int v dv = \int \frac{F}{m} dx \quad (6.13)$$

Sustituyendo los valores constantes:

$$\int_0^{v_f} v dv = \frac{F}{m} \int_0^{0,2} dx \quad (6.14)$$

Resolviendo ambas integrales:

$$\left[\frac{1}{2} v^2 \right]_0^{v_f} = \frac{F}{m} \cdot d \quad (6.15)$$

$$\frac{1}{2} v_f^2 = \frac{F}{m} \cdot d \Rightarrow F = \frac{1}{2} m \cdot \frac{v_f^2}{d} \quad (6.16)$$

La velocidad final requerida es:

$$v_f = \frac{1,35}{3,6} = 0,375 \text{ m/s} \quad (6.17)$$

Sustituyendo en la expresión de la fuerza:

$$F = \frac{1}{2} \cdot 76,67 \cdot \frac{0,375^2}{0,2} = \frac{1}{2} \cdot 76,67 \cdot \frac{0,140625}{0,2} = 38,335 \cdot 0,703125 = 26,95 \text{ N} \quad (6.18)$$

La aceleración constante correspondiente sería:

$$a = \frac{F}{m} = \frac{26,95}{76,67} = 0,3515 \text{ m/s}^2 \quad (6.19)$$

Finalmente, la potencia mecánica desarrollada por el motor se estima como el producto de la fuerza por la velocidad final:

$$P = F \cdot v_f = 26,95 \cdot 0,375 = 10,106 \text{ W} \quad (6.20)$$

Este valor representa la potencia útil mínima que debe proporcionar el motor al final del paso para alcanzar las condiciones dinámicas deseadas. Como es habitual, en la elección del motor se optó por uno con una mayor potencia nominal.

Capítulo 7

Selección de Motor y Transmisión

7.1. Justificación del motor seleccionado

Una vez estimada la potencia requerida para alcanzar la velocidad objetivo de $v_f = 1,35$ km/h (equivalente a $0,375$ m/s) en un desplazamiento de 20 cm con aceleración constante, se obtuvo un valor de potencia mecánica mínima de $P = 10,106$ W. Este valor representa la energía que debe entregar el motor al sistema en condiciones ideales, sin considerar pérdidas por fricción, ineficiencias de transmisión o picos de arranque.

Para cumplir con este requerimiento se ha seleccionado el motor **Transmotec PBTI3649-24** [?], un modelo que incorpora una reductora con relación $27:1$ y una potencia nominal de salida de 14 W. Esta potencia excede con margen la potencia calculada, lo que proporciona un adecuado factor de seguridad frente a condiciones de carga variables o degradación con el uso.

La elección de una reductora es esencial en este tipo de aplicación. Sin una reducción mecánica, un motor eléctrico con una velocidad nominal en torno a 5100 rpm generaría una velocidad lineal de salida excesiva para un sistema de asistencia a la marcha, obligando a utilizar poleas para correas dentadas con un diámetro extremadamente reducido. Este diseño resultaría poco práctico y difícil de controlar desde el punto de vista dinámico.

La reducción integrada permite adaptar la velocidad angular de salida a valores compatibles con la cinemática del paso, facilitando el uso de elementos de transmisión de dimensiones razonables. Además, incrementa el par disponible en el eje de salida, lo que mejora la capacidad del sistema para aplicar la fuerza necesaria sin exigir una corriente elevada al motor.

También cabe mencionar que se ha optado por un motor de imanes permanentes sin escobillas, conocido por sus siglas en inglés como **BLDC (Brushless Direct Current)**. Este tipo de motor presenta varias ventajas clave en el contexto de esta aplicación: ofrece una excelente relación peso-potencia, una actuación silenciosa (lo que resulta especialmente importante en entornos pediátricos), y una mayor vida útil respecto a los motores con escobillas, al eliminar el desgaste mecánico asociado a estas.

Otra ventaja relevante del modelo seleccionado es que incorpora **drivers electrónicos integrados**, lo que simplifica considerablemente su control mediante señales PWM estándar, reduce el número de componentes externos necesarios y mejora la fiabilidad del conjunto.

En resumen, el conjunto motor-reductora seleccionado no solo satisface los requisitos de potencia, sino que también resuelve de forma eficaz los desafíos asociados al control de velocidad, entrega de par y condiciones de uso reales. Se trata de una solución ligera, robusta y eficiente, perfectamente alineada con los objetivos técnicos y funcionales del proyecto.



Figura 7.1: Motor BLDC Transmotec-PBTI3649

7.2. Justificación de la transmisión y cálculo del diámetro de la polea dentada

Gracias a la conversación mantenida con Gabriel Costa, de la empresa J58 [?], se concluyó que la opción más adecuada para transmitir la fuerza de asistencia era mediante una correa dentada. Este tipo de transmisión ofrece importantes ventajas frente a sistemas convencionales, como una mayor durabilidad, un funcionamiento notablemente más silencioso y una menor necesidad de mantenimiento. Además, se valoró positivamente su facilidad de modificación, ya que la correa puede ser perforada transversalmente en caso de ser necesario, lo que aporta flexibilidad en fases posteriores del desarrollo.

Para la transmisión del movimiento entre el eje del motor y el sistema de asistencia se ha empleado una correa dentada del tipo TOP DRIVE[®] HTD [?], suministrada por la empresa SIT S.p.A. La elección del diámetro de la polea dentada resulta crítica, ya que condiciona directamente la relación entre la velocidad angular del eje motor (tras la reductora) y la velocidad lineal que finalmente percibe el usuario.

La polea seleccionada presenta un **diámetro primitivo de 38,2 mm**, siendo este el valor ofertado por el fabricante que mejor se ajustaba a los requerimientos del proyecto. Esta elección se ha realizado con el objetivo de garantizar que, al alcanzar la velocidad lineal máxima deseada en el sistema (asociada a la velocidad final del paso), el motor se encuentre trabajando en su zona nominal de revoluciones. Esto asegura una operación estable y eficiente, evitando situaciones de infrautilización del rango de velocidad del motor.

La relación entre la velocidad angular de la polea (ω) y la velocidad lineal periférica (v) viene dada por:

$$v = r \cdot \omega = \frac{d}{2} \cdot \omega \quad (7.1)$$

Donde:

- $v = 0,375$ m/s es la velocidad lineal máxima (correspondiente a 1.35 km/h),
- $d = 0,0382$ m es el diámetro de la polea dentada,
- ω es la velocidad angular de la polea en rad/s.

Sustituyendo:

$$\omega = \frac{2v}{d} = \frac{2 \cdot 0,375}{0,0382} = 19,63 \text{ rad/s} \quad (7.2)$$

Pasando a revoluciones por minuto (rpm):

$$n_{polea} = \frac{\omega \cdot 60}{2\pi} = \frac{19,63 \cdot 60}{2\pi} \approx 187,5 \text{ rpm} \quad (7.3)$$

Dado que se dispone de una reductora de relación 27:1 entre el motor y la polea, la velocidad nominal del motor cuando el sistema alcanza la velocidad máxima es:

$$n_{motor} = 27 \cdot n_{polea} = 27 \cdot 187,5 = 5062,5 \text{ rpm} \quad (7.4)$$

Este valor se encuentra muy próximo a la velocidad nominal del motor Transmotec PBTI3649-24, que opera alrededor de 5100 rpm sin carga, lo que confirma que la elección del diámetro de la polea permite al motor desarrollar su potencia en el rango eficiente de trabajo.

Por tanto, la polea dentada de 38,2 mm no solo responde a criterios de disponibilidad comercial, sino que también se alinea con los requerimientos de diseño dinámico del sistema, maximizando la eficiencia de la transmisión y garantizando el aprovechamiento completo del régimen de revoluciones del motor.

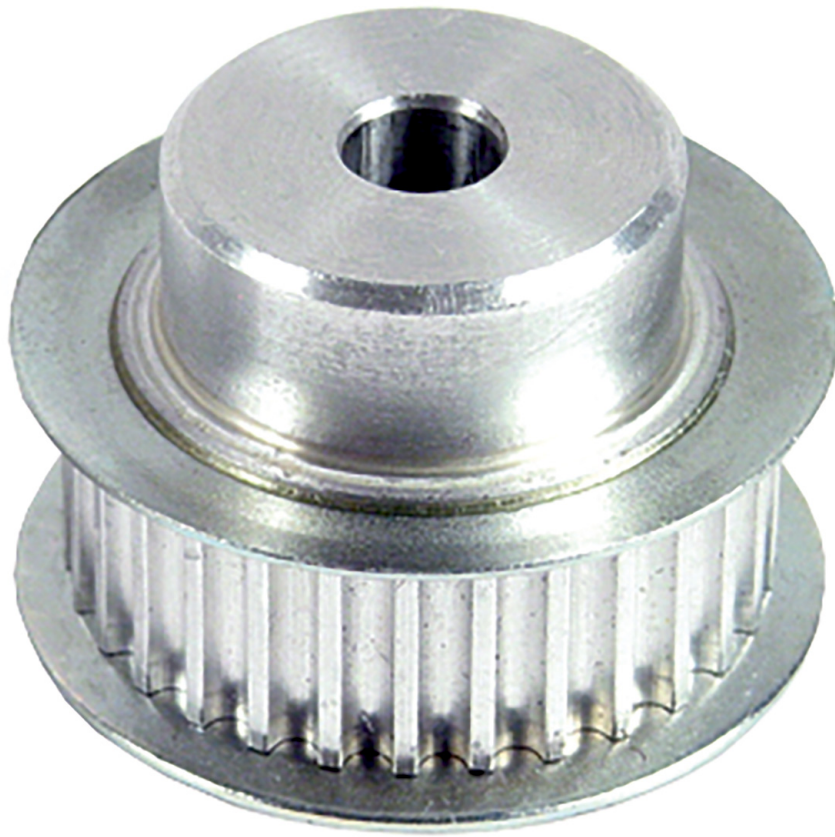


Figura 7.2: Polea dentada

Resistencia a la tracción de la correa dentada perforada

Haciendo uso de los factores de concentración de tensiones obtenidos del libro Shigley's "Mechanical Engineering Design-[1], se estimó la tensión máxima esperada en la zona de unión entre la correa dentada y el cordino. Esta unión se realiza mediante la perforación de un orificio en la correa para fijar el extremo del cordino.

Se consideró una fuerza de tracción de 30 N aplicada sobre una sección efectiva de $4,8 \text{ mm}^2$, lo que permite calcular la tensión nominal mediante:

$$\sigma = \frac{F}{A} = \frac{30}{4,8} = 6,25 \text{ MPa} \quad (7.5)$$

Dado que la zona perforada presenta un orificio de 2 mm de diámetro en una sección de 6 mm de ancho de la correa dentada, el ratio geométrico $\frac{d}{w} = \frac{2}{6} = 0,33$. A partir de este valor, y según la gráfica de factores de concentración de tensiones en placas con agujero central bajo carga uniaxial, se determinó un coeficiente $K_t = 2,3$, como se muestra en la Figura 7.3. La tensión máxima se obtuvo entonces como:

$$\sigma_{\text{máx}} = K_t \cdot \sigma = 2,3 \cdot 6,25 = 14,38 \text{ MPa} \quad (7.6)$$

Figure A-15-1

Bar in tension or simple compression with a transverse hole. $\sigma_0 = F/A$, where $A = (w - d)t$ and t is the thickness.

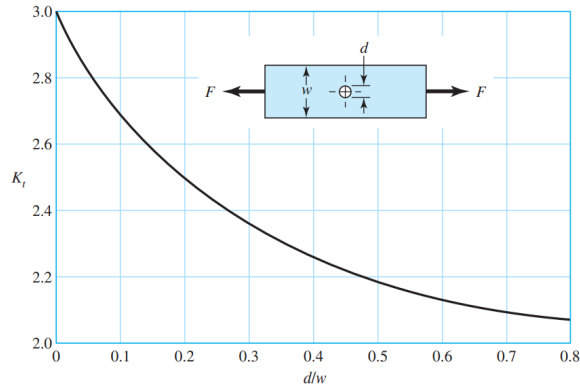


Figura 7.3: Factor de concentración de tensiones K_t en una placa con agujero central bajo carga uniaxial. Adaptado de [1].

Utilizando la información de la correa dentada del catálogo, se observa que la correa dentada seleccionada es capaz de transmitir 43 W de potencia a 2000 rpm y un diámetro de polea de 38,2 mm. Con estos datos se puede calcular la máxima tensión que es capaz de soportar la correa dentada:

$$v = \left(\frac{2\pi \cdot 200}{60} \right) \cdot \frac{38,2 \times 10^{-3}}{2} = 20,94 \cdot 0,0191 = 0,400 \text{ m/s} \quad (7.7)$$

$$F = \frac{P}{v} = \frac{43}{0,400} = 107,5 \text{ N} \quad (7.8)$$

$$\sigma = \frac{F}{A} = \frac{107,5}{4,8 \times 10^{-6}} = 22,4 \times 10^6 \text{ Pa} = 22,4 \text{ MPa} \quad (7.9)$$

La tensión máxima que puede darse en la correa dentada se encuentra muy por debajo del límite de resistencia del material de la correa, por lo que puede afirmarse que la perforación no compromete su integridad estructural.

Dado que los materiales empleados en la correa dentada presentan límites de resistencia muy superiores a dicha tensión, se concluye que la perforación necesaria para fijar el cordino no compromete la integridad estructural del sistema de transmisión.

Para completar la transmisión de fuerza al pie, se planteó el uso de un cordino como elemento flexible. Un cordino de 2 mm de diámetro resulta más que suficiente para soportar la tracción requerida. Por ejemplo, referencias comerciales como la recogida en [?] especifican una resistencia a tracción superior a los 800 N.

Respecto al método de fijación, se propone emplear un nudo del tipo ballestrinque, conocido por su capacidad para evitar el deslizamiento, incluso bajo carga continua. Este nudo puede atarse alrededor de un tornillo pasante que atraviese la correa dentada. El sistema se completa mediante una tuerca que fija el tornillo firmemente a la correa, de forma que el cordino queda aprisionado entre la cabeza del tornillo y el cuerpo de la correa. Esta solución combina simplicidad constructiva, seguridad mecánica y facilidad de mantenimiento.

Capítulo 8

Simulación de Matlab Simulink

8.1. Simulación en Matlab Simulink

Objetivo de la simulación

La simulación en *MATLAB Simulink* se plantea como una herramienta fundamental para validar el comportamiento dinámico del sistema de asistencia antes de su implementación física. Su objetivo principal es comprobar la viabilidad funcional del motor seleccionado y analizar en detalle la interacción entre los distintos componentes del sistema.

A través del modelado completo, se busca evaluar la demanda energética del conjunto, tanto en términos eléctricos como mecánicos, con el fin de estimar las pérdidas del sistema y permitir una primera aproximación al dimensionamiento térmico y energético del mismo. Esto resulta esencial para anticipar posibles requerimientos en cuanto a refrigeración y autonomía de la batería.

Otro de los propósitos de la simulación es comprobar el comportamiento del control electrónico, incluyendo la generación de señal PWM, la conmutación en seis pasos y el lazo de regulación mediante PID, para garantizar que el sistema sea capaz de seguir una referencia de manera precisa.

Además, se pretende estudiar cómo el sistema responde ante diferentes perfiles de activación, simulando el momento en el que el usuario inicia un paso o se detiene, y cómo esta respuesta puede ajustarse a distintos usuarios y niveles de asistencia requeridos.

Por último, el uso de la simulación permite verificar que los cálculos previos y el dimensionamiento de los elementos mecánicos y eléctricos se ajustan a las condiciones reales de funcionamiento, así como identificar y corregir errores de diseño antes de avanzar en la fase de prototipado físico.

Descripción general del modelo

La simulación implementada en *MATLAB Simulink* se compone de varios bloques funcionales que representan los distintos elementos del sistema de asistencia al andar. Estos bloques se han agrupado en subsistemas diferenciados para facilitar su organización y comprensión. En esta sección se describen los elementos fundamentales del modelo, comenzando por aquellos comunes a la simulación del funcionamiento básico de un motor eléctrico sin escobillas de imanes permanentes (BLDC). Esta parte de la simulación se ha desarrollado tomando como referencia el modelo descrito en el Trabajo de Fin de Máster de Diego Cuervo Fernández [?].

8.1.1. Modelado del sistema eléctrico y electrónico

En primer lugar, para regular la fuerza aplicada sobre la masa equivalente y garantizar una asistencia constante durante la fase activa del paso, se ha implementado un controlador proporcional-integral (PI) utilizando un bloque **PID Controller** configurado en modo PI. Este bloque recibe como entrada la señal de error, obtenida al comparar la fuerza de referencia deseada con la fuerza efectiva aplicada por el motor. A partir de este error, el controlador genera una señal de control que se dirige a la entrada del subsistema **Buck Converter**, modulando así la tensión de alimentación enviada al inversor y, por tanto, la potencia suministrada al motor. Cabe mencionar que la señal de fuerza aplicada es pasada por un bloque **Unit Delay** para evitar loops algebraicos.

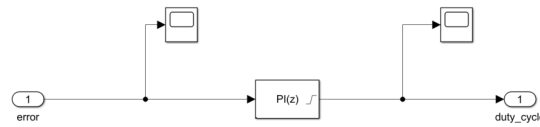


Figura 8.2: Bloque PID empleado en la simulación de Simulink

Dentro del subsistema **Buck Converter** se ha incluido un bloque de fuente de tensión ideal, que representa el comportamiento de una batería suministrando tensión continua al sistema y actuando como alimentación principal del circuito de potencia. Este subsistema recibe una señal de control con valores entre 0 y 1, la cual se entrega a un modulador por ancho de pulso PWM. El PWM genera una señal modulada que regula la tensión de salida del **Buck Converter** en función de la señal de entrada, ajustando así la entrega de energía al resto del sistema.

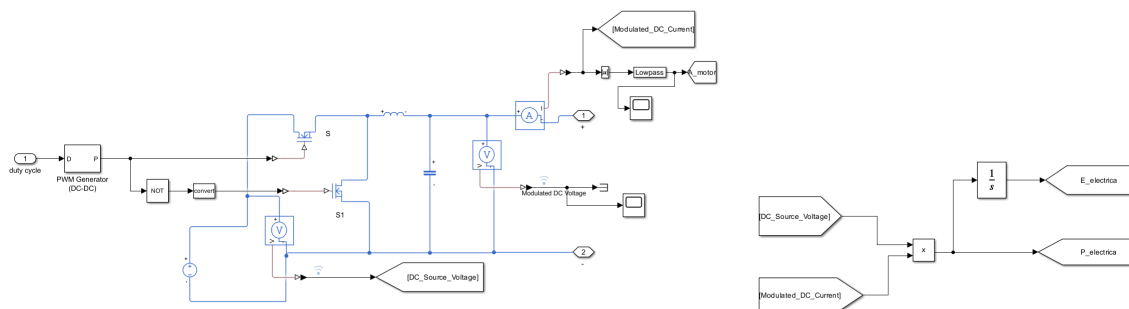


Figura 8.3: Buck Converter simulado en Simulink Matlab

El subsistema **Sensor** es responsable de tomar como entrada la posición angular física del rotor del motor y transformarla en la posición eléctrica correspondiente. A partir de esta posición eléctrica, determina en qué sector de los seis posibles (correspondientes a una rotación eléctrica completa) se encuentra el rotor. Este subsistema genera una señal que identifica el sector actual, necesaria para la conmutación adecuada de las fases.

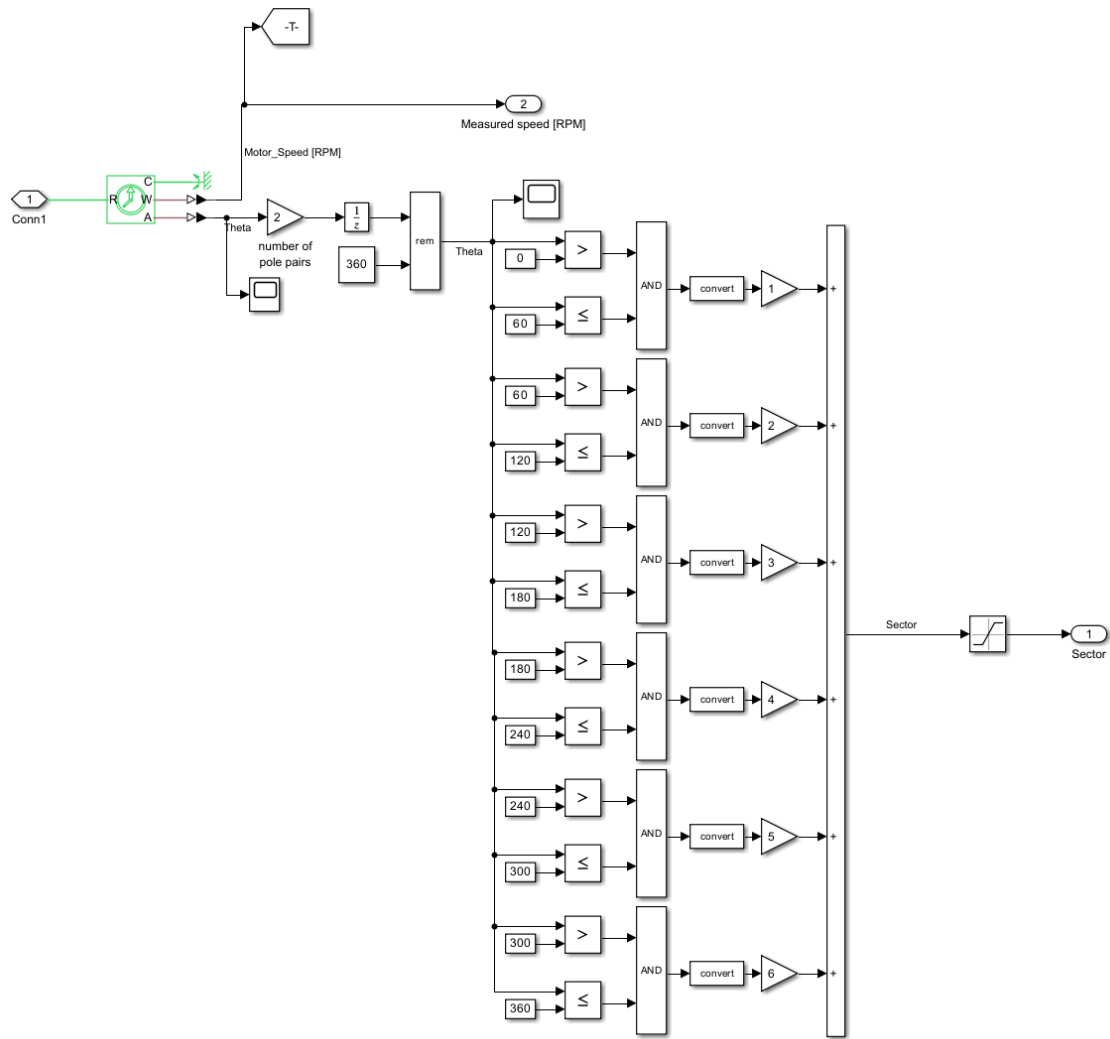


Figura 8.4: Sensor Simulado en Simulink Matlab

Dicha señal de sector es enviada al subsistema **Commutation Logic**, el cual genera una secuencia lógica de activación para los transistores MOSFET. Esta lógica de conmutación determina qué interruptores deben activarse en cada instante, en función del sector eléctrico actual del rotor.

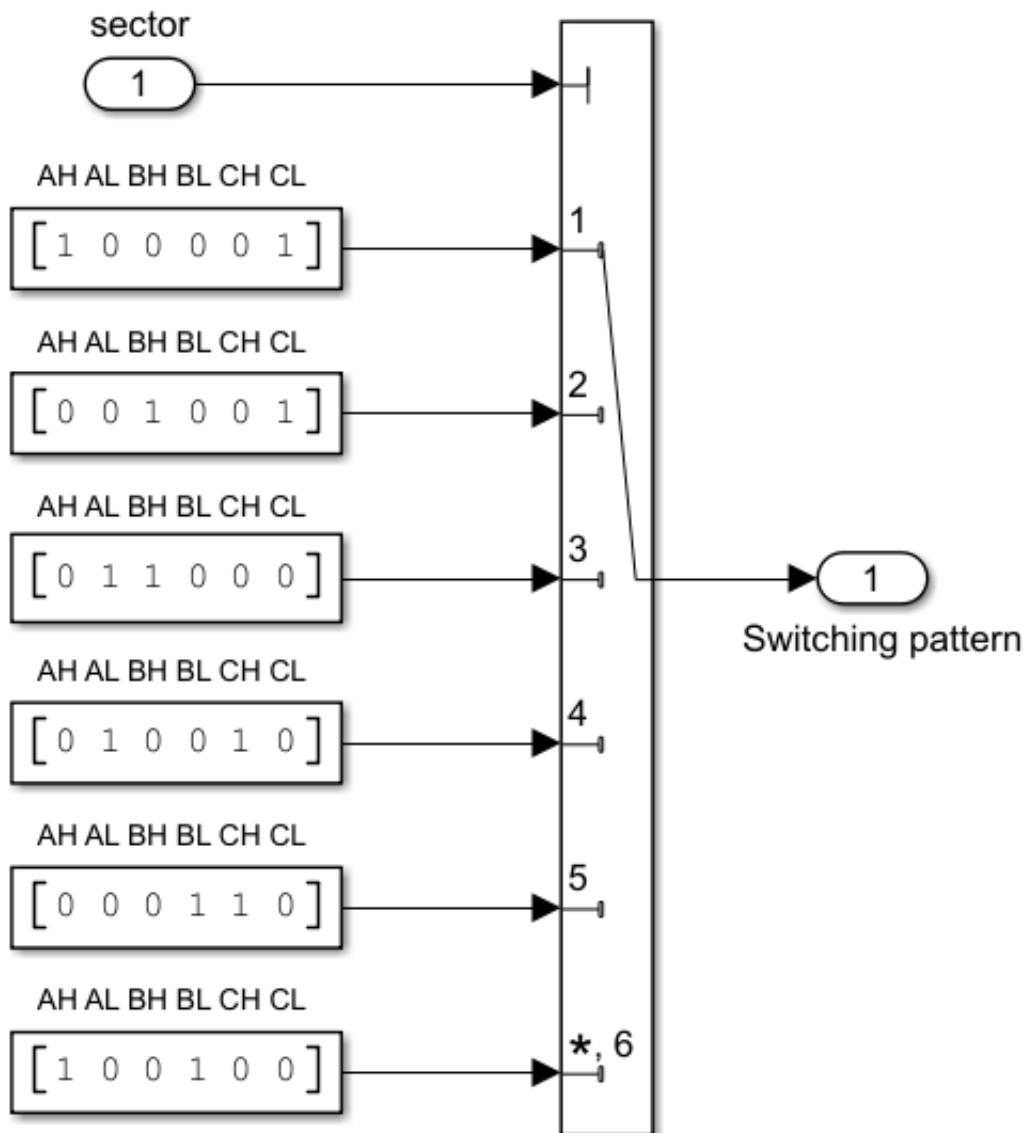


Figura 8.5: Commutation Logic simulado en Simulink Matlab

La señal de activación generada por el subsistema **Commutation Logic** se transmite al subsistema **Three_Phase Inverter**, encargado de simular el funcionamiento de un inversor trifásico. Este bloque recibe, además de la señal de conmutación, dos entradas de alimentación desde el subsistema **Buck Controller** y utiliza la señal de patrón de conmutación para determinar qué MOSFET deben abrirse o cerrarse en cada instante. El objetivo de este subsistema es alimentar adecuadamente las fases del motor para generar el campo magnético rotativo que produce el giro del rotor.

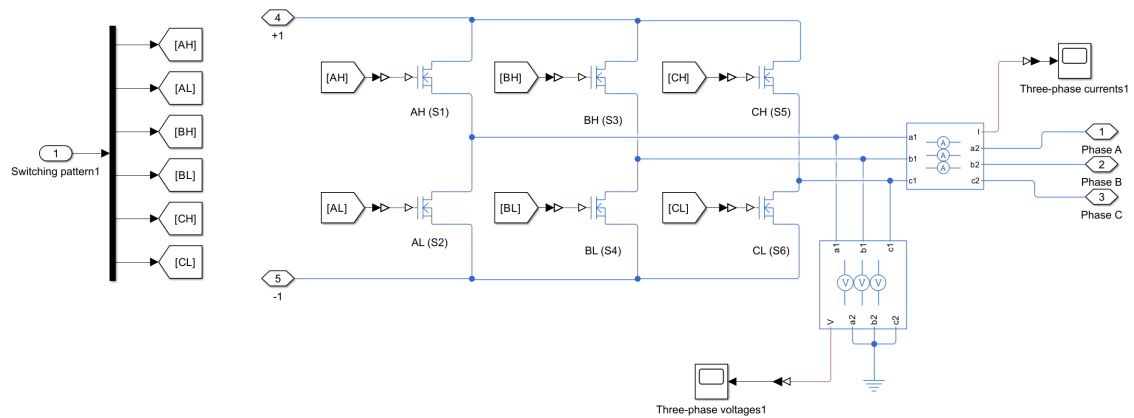


Figura 8.6: Three Phase Inverter simulado en Simulink Matlab

Por último, se incluye un bloque que representa el motor BLDC. Este componente recibe como entradas las tres fases provenientes del inversor trifásico y entrega dos salidas mecánicas: la salida R, correspondiente al eje del rotor, y la salida C, que representa un punto de referencia del estator. Estas salidas permiten su conexión con otros elementos mecánicos del sistema, como la reductora o la carga inercial.

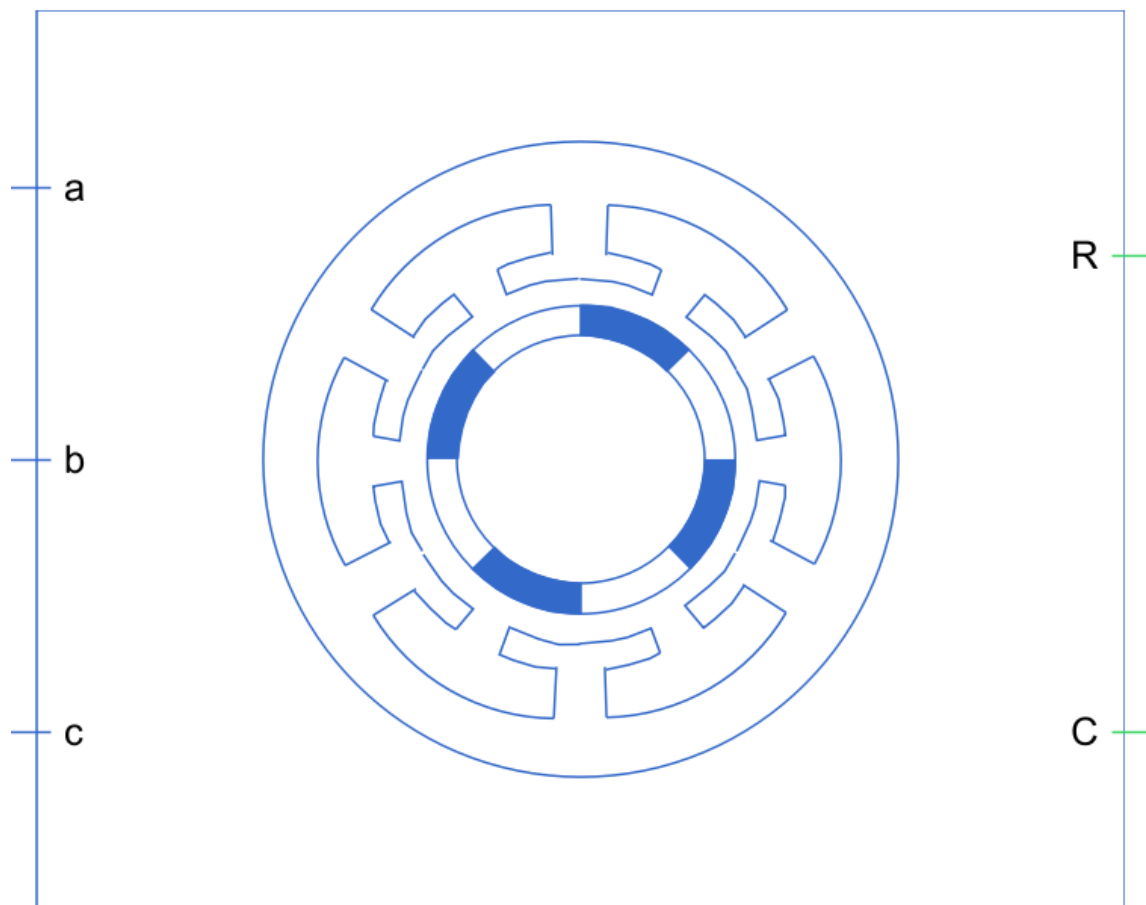


Figura 8.7: Motor BLDC simulado en Simulink Matlab

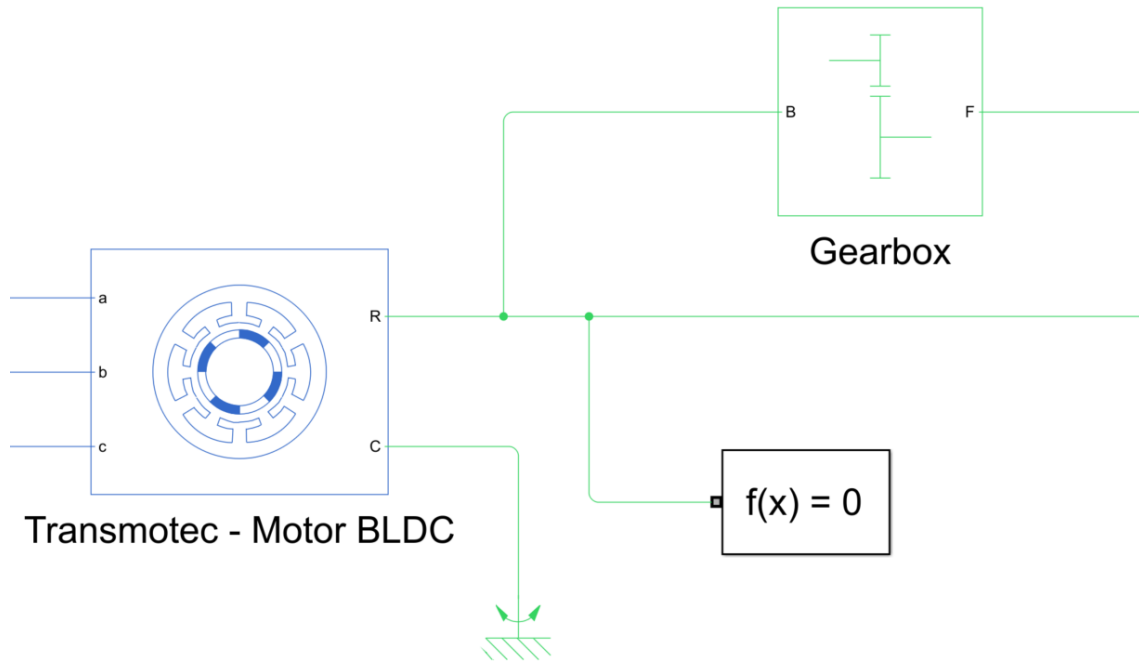


Figura 8.8: Captura de pantalla de los bloques motor y reductora en Simulink

8.1.2. Modelado del sistema mecánico

La salida **R** del bloque que representa el motor BLDC se conecta al subsistema **Gearbox**, el cual modela la reductora acoplada al propio motor. De acuerdo con la hoja de especificaciones técnicas del fabricante, dicha reductora presenta una eficiencia del 80 % y una relación de reducción de 27:1. De este modo, la velocidad angular del rotor se reduce en un factor 27, incrementando proporcionalmente el par transmitido al siguiente eslabón del sistema.

La salida del subsistema **Gearbox** se conecta al bloque que representa la transformación del movimiento rotacional en movimiento lineal, correspondiente al sistema de poleas. En este bloque se especifica el diámetro de la polea motriz que forma parte de la transmisión por correa dentada, y mediante el cual se define la relación geométrica que permite convertir el par rotacional en una fuerza lineal sobre una cuerda.

El conjunto formado por la reductora y el sistema de poleas proporciona una velocidad de salida razonable, adecuada para los requerimientos del patrón de marcha asistido, como ya se ha comentado en apartados anteriores. En este punto del modelo, el torque generado por el motor se ha transformado en una fuerza lineal que actúa directamente sobre una masa equivalente.

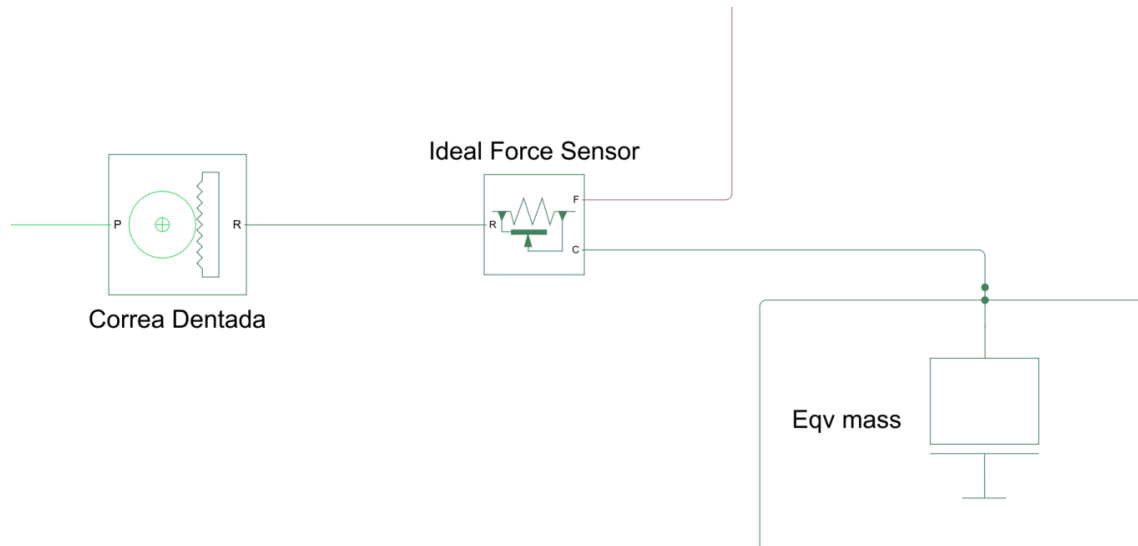


Figura 8.9: Captura de pantalla de una parte de los bloques de la masa equivalente, polea de la correa y un sensor de fuerza ideal en Simulink

Dicha masa representa el conjunto de elementos desplazados durante el movimiento, y su valor se ha determinado con anterioridad en función de las características físicas del sistema. Dado que el problema presenta simetría respecto al uso de la pierna izquierda o derecha, en la simulación se ha modelado el funcionamiento como si el motor arrancara siempre en la misma dirección. En la práctica, este sentido de giro irá alternando, pero desde el punto de vista de la dinámica de la masa equivalente, el comportamiento es equivalente, ya que lo relevante es el desplazamiento lineal hacia delante.

Adicionalmente a la fuerza de tracción generada por el motor, se ha incorporado una fuerza periódica de frenado que simula la fricción generada por el contacto del pie con el suelo durante el final de cada paso. Esta fuerza actúa también sobre la masa equivalente y permite representar de manera más realista el momento en el que el usuario detiene temporalmente el movimiento para cambiar de apoyo.

Esta fuerza de fricción se ha modelado como proporcional a la velocidad de la masa equivalente. Para ello, se ha empleado un bloque **Product** que multiplica la señal binaria de estado de paso (1 cuando el usuario se encuentra detenido, 0 cuando está andando) por la señal de velocidad. Dicha señal ha sido previamente tratada con un bloque **Unit Delay** con el fin de evitar la aparición de lazos algebraicos.

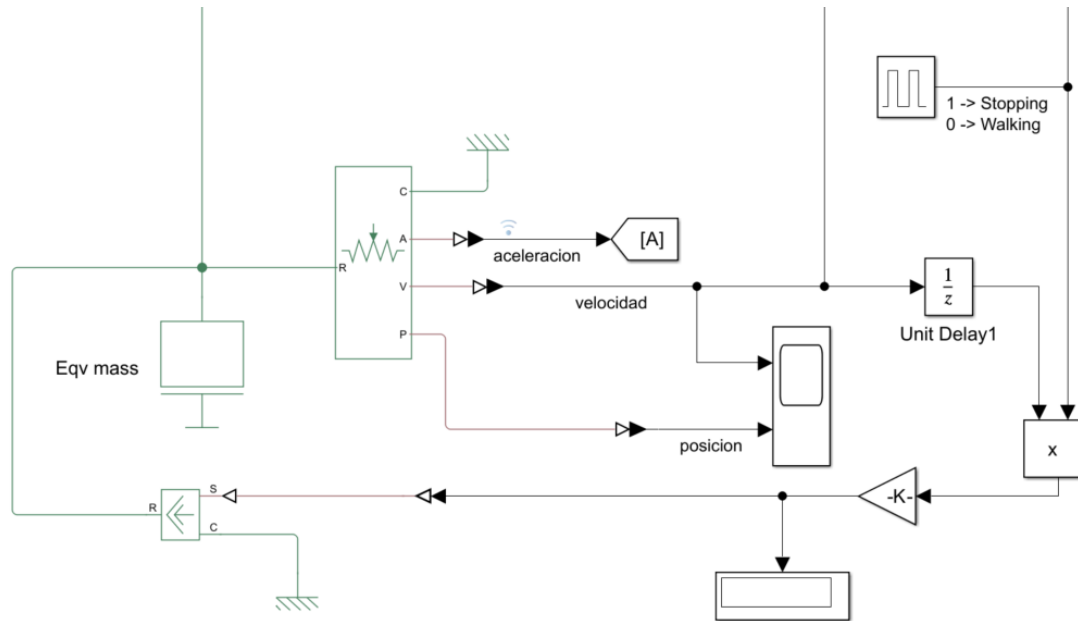


Figura 8.10: Captura de pantalla de los bloques utilizados para representar la frenada al terminar de dar un paso en Simulink

Finalmente, la simulación incorpora diversos bloques de observación como **Scope**, empleados para visualizar señales internas como la tensión de alimentación, la velocidad del motor, el par entregado o la fuerza aplicada sobre la masa. Para realizar estas mediciones, se han utilizado bloques que simulan sensores ideales de par, voltímetros, sensores de posición angular, entre otros, distribuidos a lo largo del modelo según las necesidades de análisis.

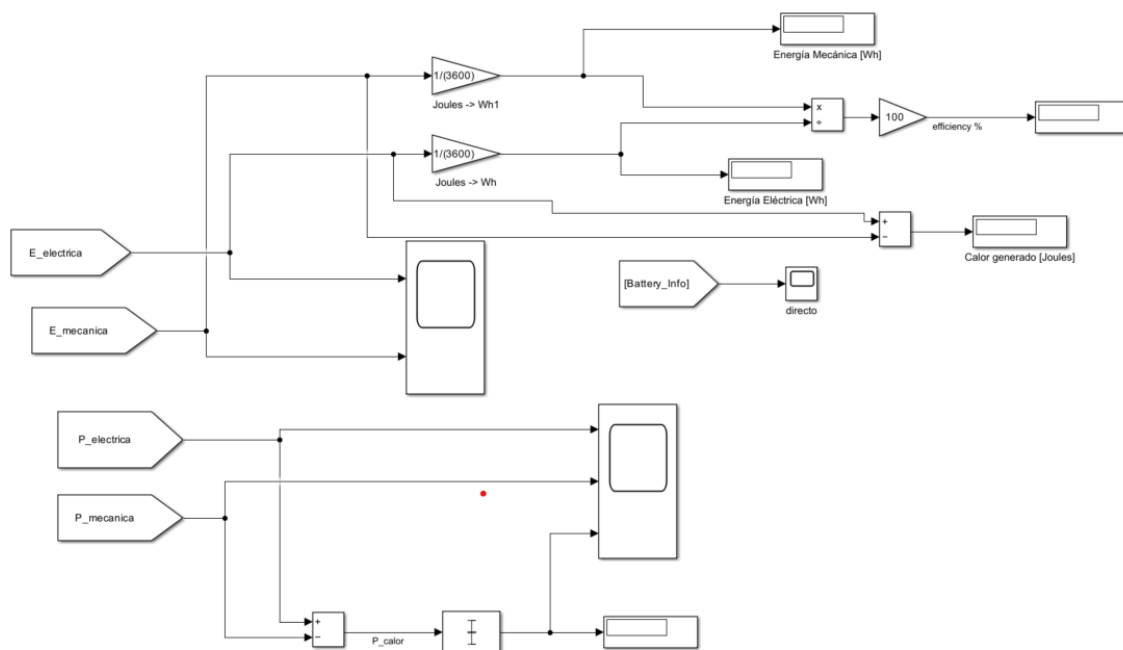


Figura 8.11: Captura de pantalla de los bloques utilizados para visualizar señales de la simulación en Simulink

Para simular el comportamiento periódico de la marcha del usuario, se ha implementado un generador de señal que representa el ciclo de cada paso. Este bloque genera una señal binaria en

función del tiempo: el valor es 0 cuando el sistema se encuentra en fase de avance (el usuario está andando) y 1 cuando el sistema entra en fase de detención (el usuario ha finalizado el paso y se detiene momentáneamente para cambiar de pierna).

El periodo total de la señal se ha establecido en 1.5 segundos, correspondiendo a un patrón repetitivo de 1 segundo andando y 0.5 segundos parado. Esta duración se ha determinado teniendo en cuenta los cálculos previos realizados a partir del análisis del patrón de marcha, en los que se observó que un paso completo se realiza aproximadamente en 1 segundo.

Este generador de señal se emplea como entrada en distintos bloques de la simulación, entre ellos el que representa la fuerza de frenado sobre la masa equivalente, así como posibles eventos de activación o sincronización en el control del motor.

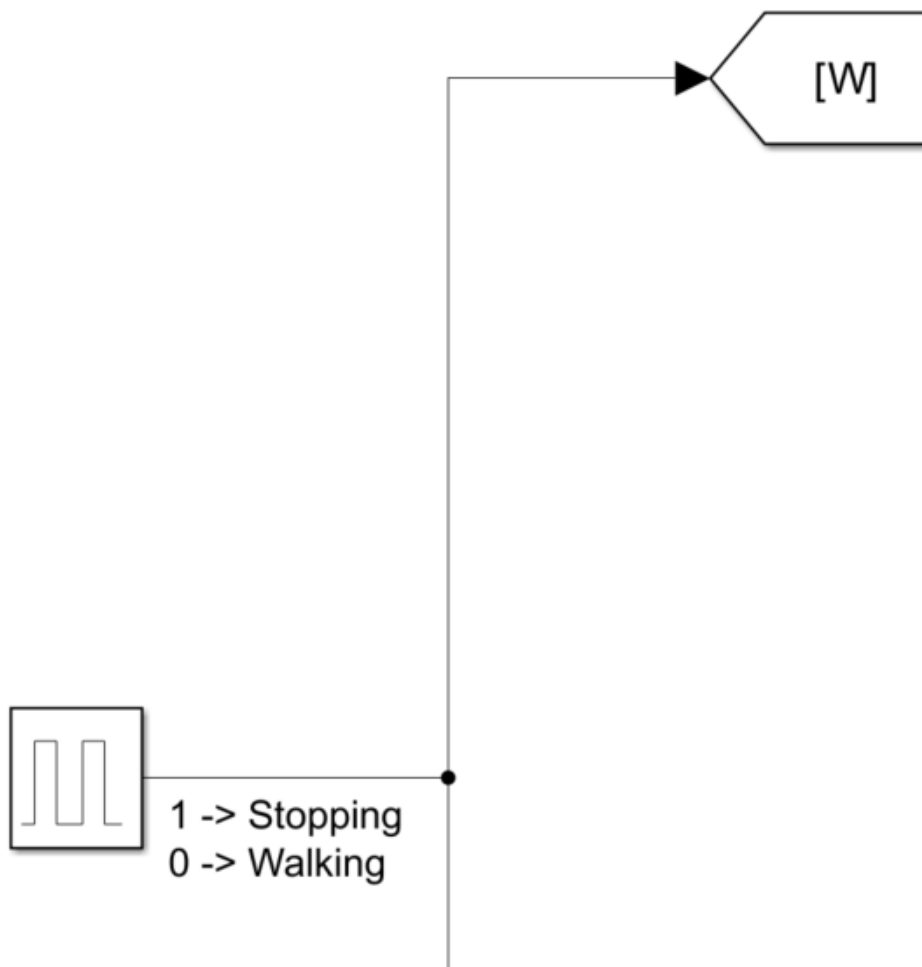


Figura 8.12: Captura de pantalla del bloque generador de señal periódica que determina cuando el usuario anda y está parado en Simulink

8.1.3. Resultados de la simulación

Con el objetivo de evaluar el comportamiento dinámico del sistema propuesto, se ha ejecutado la simulación en *Simulink* durante 150 segundos, equivalentes a 100 ciclos completos de paso. Durante este intervalo, se han registrado las principales variables mecánicas y eléctricas mediante bloques *Scope*, permitiendo analizar la respuesta del sistema frente a la señal de referencia de fuerza.

Potencia y energía eléctrica frente a mecánica

En la Figura 8.13, se representa la evolución de la energía eléctrica suministrada al sistema y la energía mecánica útil entregada a la masa equivalente. Puede observarse que la energía eléctrica acumulada es superior a la energía mecánica en todo momento, como era de esperar, lo que permite calcular de forma directa las pérdidas del sistema.

Estas pérdidas se asumen disipadas en forma de calor, lo cual resulta útil para estimar la resistencia térmica que deben tener los materiales del conjunto. Este análisis es particularmente relevante en elementos como el motor y la reductora, donde se concentran gran parte de las pérdidas por efecto Joule y fricción.

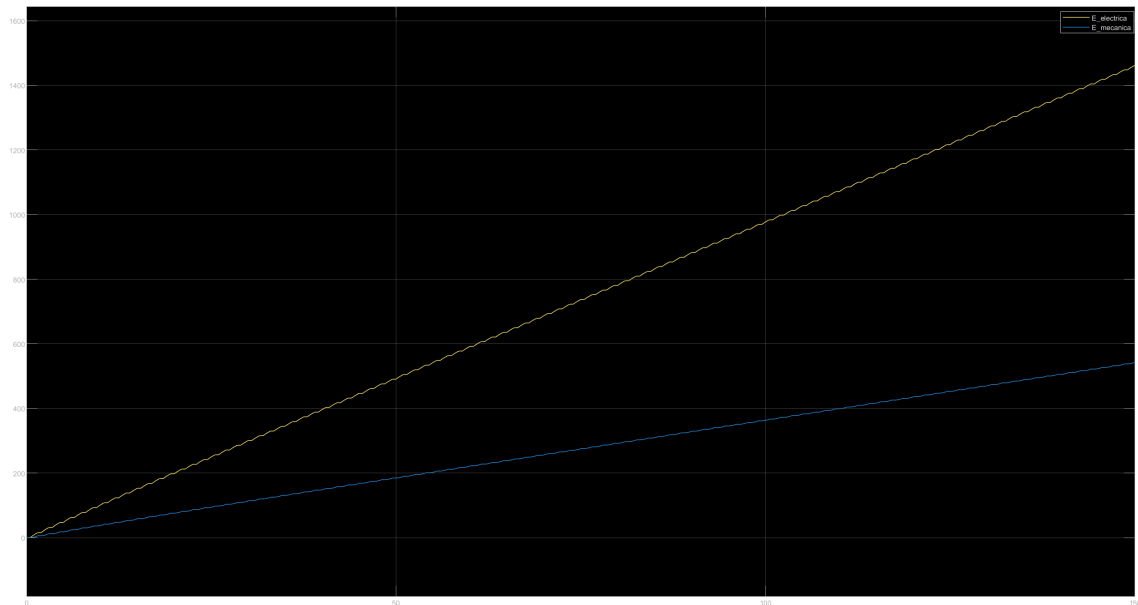


Figura 8.13: Gráfica de Simulink de las energías eléctricas y mecánicas

En la Figura 8.14 se representa la comparación entre la potencia eléctrica instantánea suministrada al motor y la potencia mecánica entregada a la carga. Durante las fases activas del paso, ambas curvas muestran oscilaciones sincronizadas, reflejo del comportamiento periódico del sistema y de la acción del controlador. No obstante, se aprecian diferencias significativas entre ambas magnitudes como consecuencia de las pérdidas internas del sistema.

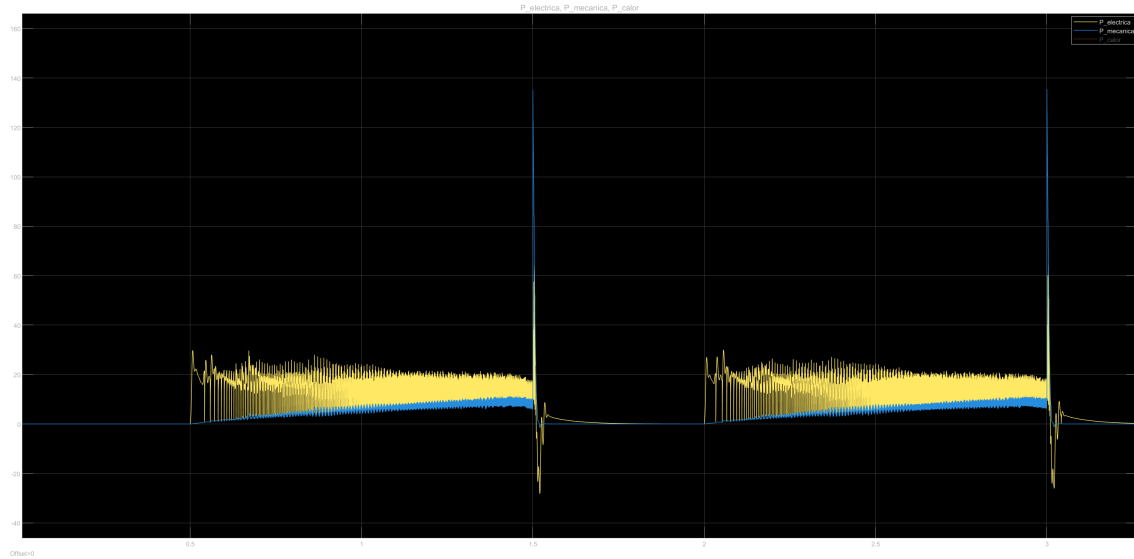


Figura 8.14: Gráfica de Simulink de las potencia eléctrica y mecánicas

A pesar de que las formas de onda de la potencia eléctrica y mecánica presentan una correlación general satisfactoria, resulta especialmente relevante analizar los transitorios que se producen al finalizar cada fase de paso, es decir, cuando la fuerza de asistencia de referencia pasa a ser cero y la masa de carga es frenada bruscamente, debido a la fricción a través del pie que aterriza al finalizar el paso. En estos instantes, se observa un pico positivo tanto en la potencia eléctrica como en la mecánica justo antes de que ambas alcancen el valor de referencia cero, como puede observarse en la figura 8.15. Este comportamiento se debe al fenómeno conocido como *wind-up*, característico de sistemas controlados mediante un regulador PI.

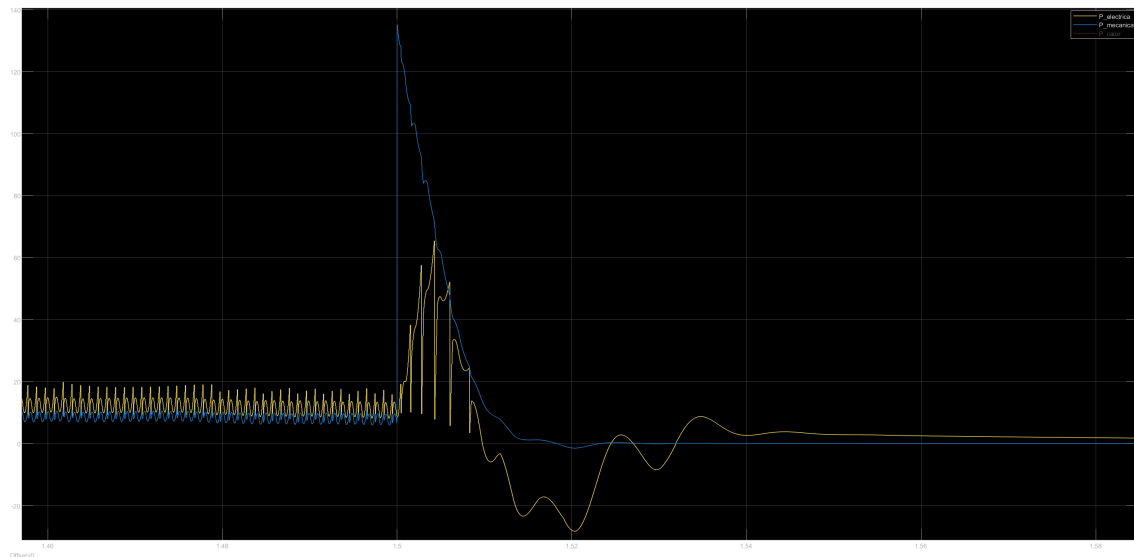


Figura 8.15: Gráfica de las potencias eléctrica y mecánica en la fase transitoria ampliada

Este efecto puede entenderse observando la señal de salida del controlador PI, cuyo valor se encuentra limitado entre 0 y 1. En el caso analizado, cada paso comienza en el instante $t = 0,5\text{s}$ y finaliza en $t = 1,5\text{s}$, momento en que la fuerza de referencia se anula repentinamente. Dado que en los instantes previos la fuerza de asistencia era positiva, la aparición de una referencia nula genera un error negativo, lo que provoca que el término proporcional del controlador (P) sea también negativo. Si este valor absoluto supera al valor acumulado en el término integral (I), todavía positivo, la señal de salida del controlador se satura hacia 0.

En los siguientes instantes, el par aplicado al sistema disminuye con rapidez, haciendo que el término proporcional del controlador se reduzca hasta valores muy pequeños. No obstante, el componente integral aún no ha sido descargado y continúa contribuyendo de forma significativa, intentando mantener el accionamiento del motor. Esta discrepancia genera un desequilibrio en la señal de control y da lugar a dos oscilaciones marcadas en la entrega de potencia, comúnmente conocidas como "latigazos" o efectos de rebote, inmediatamente después de la finalización del paso. Estos "latigazos" son claramente observables en la figura 8.16.

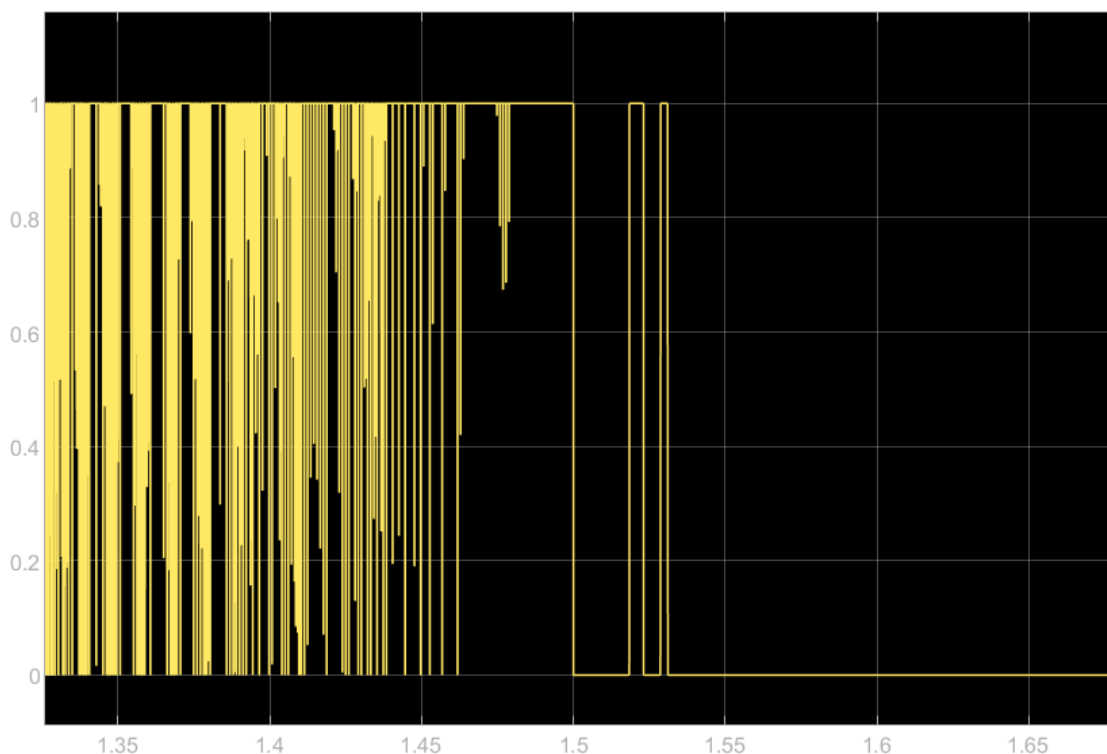


Figura 8.16: Gráfica de la señal a la salida del controlador PI al finalizar el primer paso de la simulación

Otro aspecto notable es la observación de que, durante breves intervalos, la potencia mecánica supera a la potencia eléctrica. Aunque en apariencia este fenómeno pudiera sugerir una violación del principio de conservación de la energía, se justifica al considerar el origen de ambas magnitudes. La potencia eléctrica se mide en el punto de salida de la batería, como producto de la tensión e intensidad suministradas, mientras que la potencia mecánica se mide en el punto de aplicación sobre la masa desplazada.

Existen diversos elementos dentro del sistema capaces de almacenar energía y liberarla en forma de potencia útil de manera transitoria, como es el caso de condensadores, inductancias, la inercia del rotor, la reductora y la transmisión. Cuando el paso finaliza y el sistema sufre una desaceleración repentina, estos elementos liberan simultáneamente la energía acumulada, generando picos breves pero elevados de potencia mecánica. Este mismo fenómeno explica la aparición de valores negativos en la potencia eléctrica suministrada por la batería, ya que durante un instante el motor pasa a comportarse como generador, devolviendo energía a la batería.

A lo largo de los 100 pasos que suponen la simulación, consumen un total de 0,4062 Wh de energía eléctrica de la batería, de los que se entregan en forma de energía mecánica a la masa equivalente 0,1507 Wh. Asumiendo que todas las pérdidas se dan en forma de calor, se generan unos 919,7 J a lo largo de los 150 segundos que dura la simulación, es decir, la potencia calorífica es de 6,13 W.

Cinética de la masa equivalente

En la Figura 8.17, se muestra la evolución del desplazamiento y velocidad de la masa equivalente durante los primeros segundos de los 150 segundos de simulación. El movimiento es acelerado uniformemente pequeñas desaceleraciones periódicas coincidentes con la fase de detención del paso.

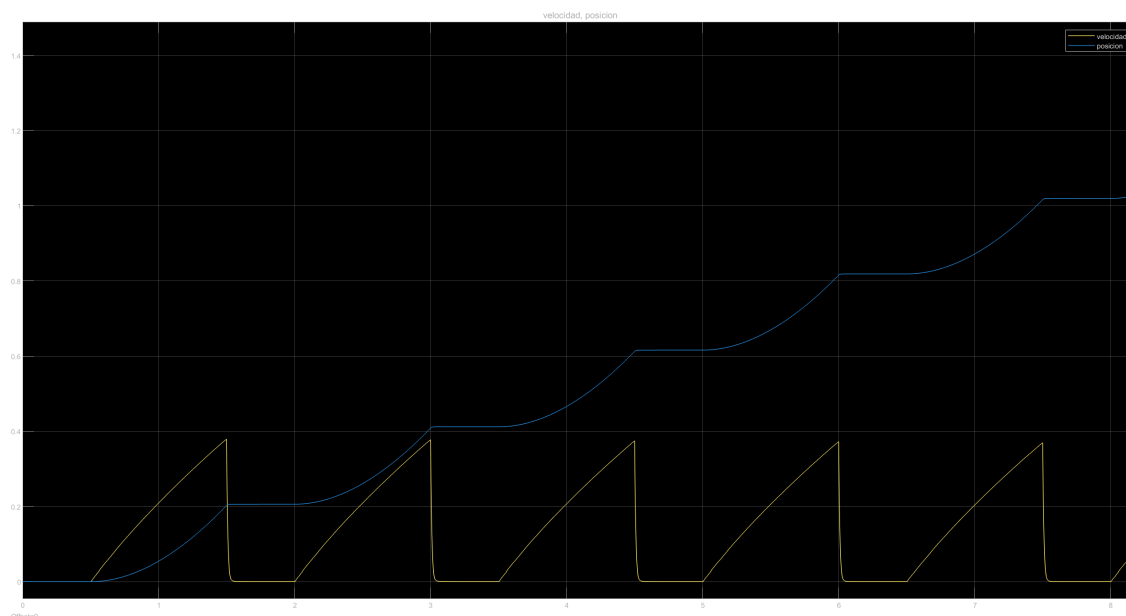


Figura 8.17: Cinemática de la masa equivalente, usuario durante los primeros segundos de simulación

Para un análisis más detallado del comportamiento dinámico, la Figura 8.18 presenta la aceleración durante uno de los ciclos. La aceleración muestra un comportamiento oscilante, con pequeñas perturbaciones de alta frecuencia conocidas como *rizado* (*ripple*), como se muestra en la gráfica ampliada de aceleración 8.19.

Estas oscilaciones pueden atribuirse a la conmutación discreta del motor y a las limitaciones del controlador empleado, lo cual refleja de forma realista los efectos secundarios observables en sistemas de control eléctrico reales. Adicionalmente se observa como la masa frena bruscamente cuando se finaliza el paso.

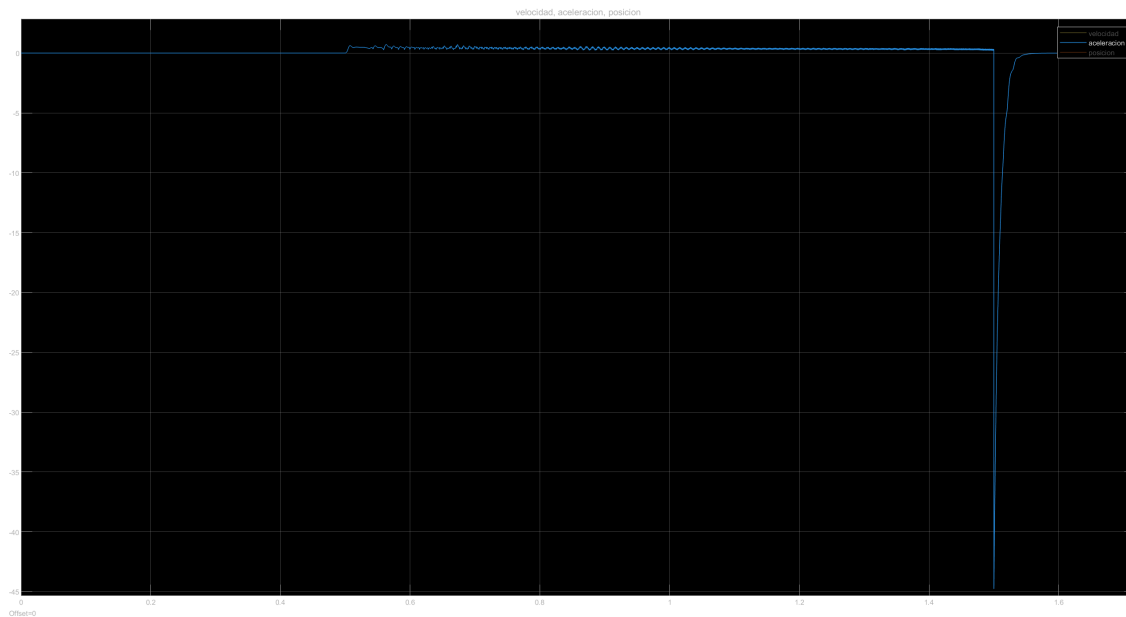


Figura 8.18: Gráfica de la aceleración durante el primer paso de la simulación

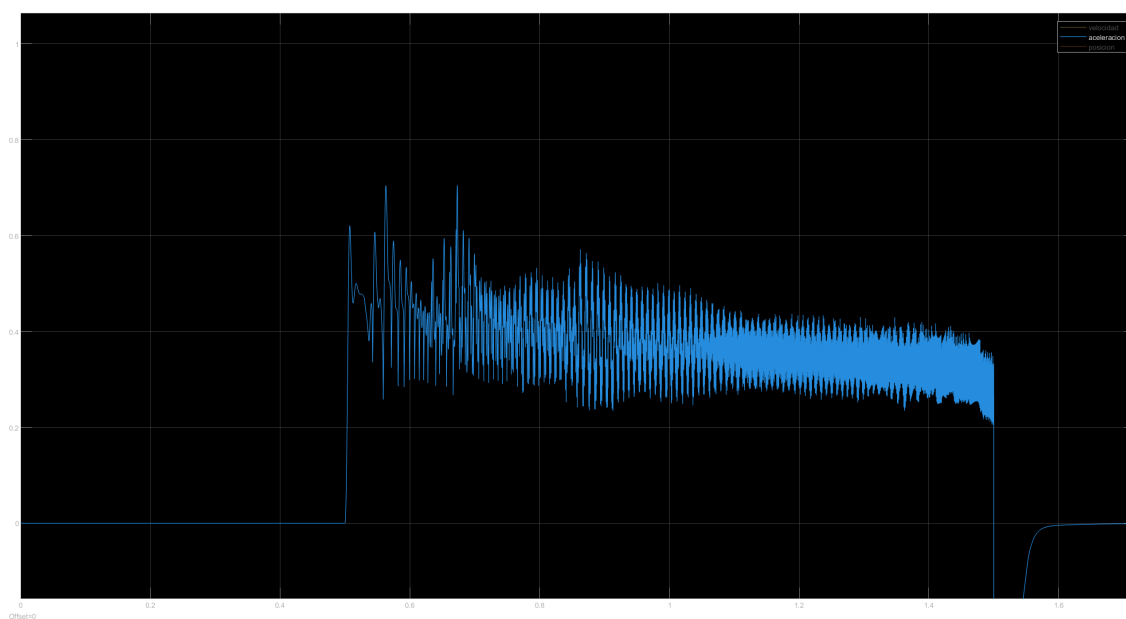


Figura 8.19: Gráfica del zoom de la aceleración durante el primer paso

Fuerza aplicada sobre la masa equivalente

La Figura 8.20 muestra la evolución de la fuerza lineal aplicada sobre la masa equivalente durante varios ciclos consecutivos de paso. En esta simulación, se ha fijado una referencia constante de 30 N durante la fase activa de cada paso.

Se observa que el sistema presenta un sobreimpulso inicial tras el arranque del motor, seguido de una aproximación progresiva hacia el valor de referencia. No obstante, en la parte final del impulso, la fuerza generada desciende ligeramente por debajo del objetivo antes de caer bruscamente a cero, coincidiendo con el fin del paso.

Este comportamiento pone de manifiesto las limitaciones del controlador PI empleado, el cual no logra mantener completamente constante la fuerza aplicada durante toda la fase activa.

Aun así, la respuesta obtenida resulta razonablemente satisfactoria para el propósito del sistema, permitiendo una asistencia periódica y estable en cada ciclo. La repetitividad del patrón entre ciclos consecutivos refuerza la validez del modelo para evaluar la interacción mecánica del conjunto.

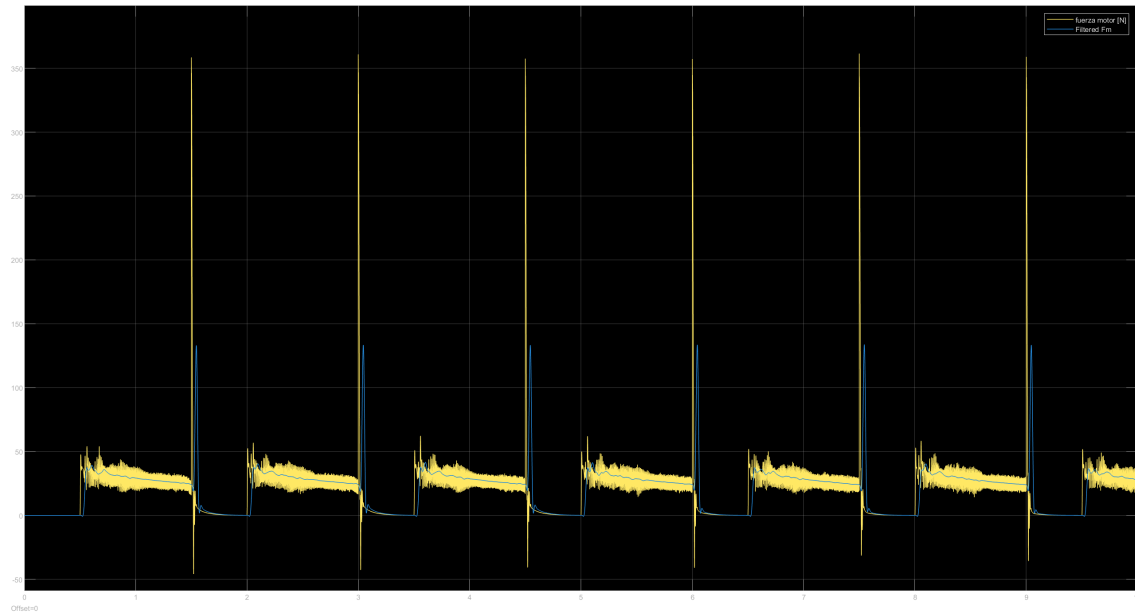


Figura 8.20: La fuerza filtrada y no filtrada que el sistema ejerce sobre la masa

Evolución de la eficiencia

La eficiencia del sistema se ha definido como la razón entre la energía mecánica total entregada a la carga y la energía eléctrica total consumida desde la batería, ambas integradas hasta un instante de tiempo determinado:

$$\eta(t) = \frac{E_{\text{mec}}(t)}{E_{\text{elec}}(t)} \quad (8.1)$$

Dado que esta definición implica una integración acumulada desde el inicio de la simulación, los valores de eficiencia registrados en los primeros instantes presentan oscilaciones significativas, especialmente influenciadas por los transitorios iniciales y la dinámica del arranque. Sin embargo, a medida que avanza la simulación y se acumula un mayor número de ciclos, estas oscilaciones se atenúan progresivamente. Como resultado, la eficiencia tiende a estabilizarse hacia un valor representativo del comportamiento efectivo del sistema en régimen permanente, como puede apreciarse en la figura 8.21. El sistema presenta una eficiencia total de toda la simulación de 36,6 %.

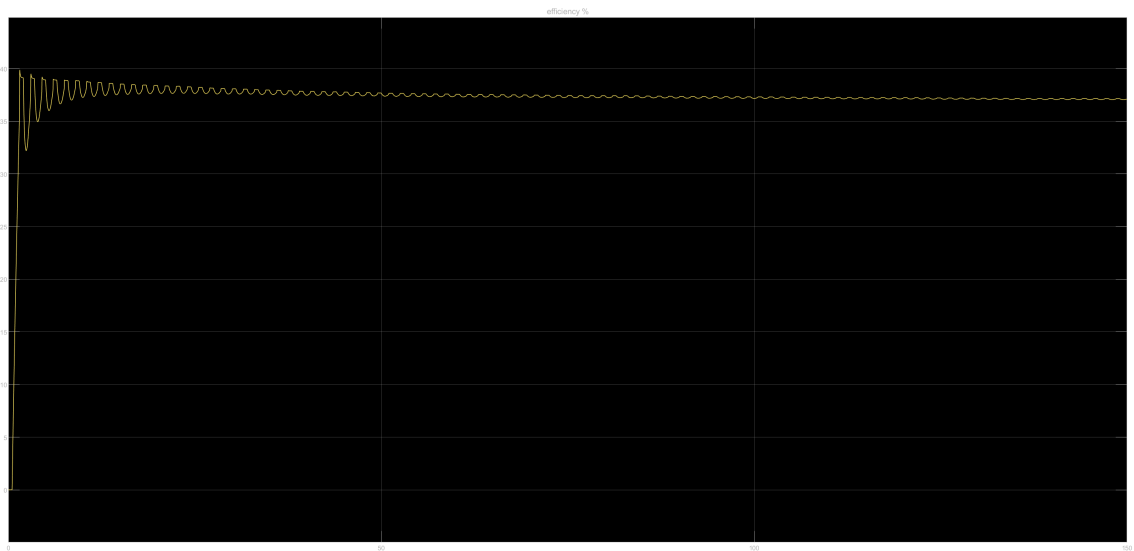


Figura 8.21: Eficiencia del sistema a lo largo de los 150 segundos de simulación

Capítulo 9

Simulación de Solidworks

9.1. Diseño y configuración de la carcasa principal

Dado que se requería aplicar la fuerza de tracción en el extremo delantero del andador, y con el objetivo de desarrollar una solución simple, robusta y compacta, se planteó un diseño que concentrara todos los componentes clave del sistema en una única carcasa. Esta carcasa debía permitir su fijación directa al eje delantero que une las ruedas del andador, evitando así cables o transmisiones innecesarias entre partes móviles del dispositivo.

Concretamente, se diseñó una carcasa de base rectangular y estructura hueca, con unas dimensiones internas de 320 mm de largo, 52,07 mm de ancho y una altura útil de 84 mm hasta la parte inferior de la correa de transmisión. Esta configuración proporciona un volumen suficiente para alojar el motor, el sistema de transmisión, el controlador electrónico y un conjunto de baterías 18650 ensambladas en serie y paralelo. La vista general del diseño se recoge en la Figura 9.1.

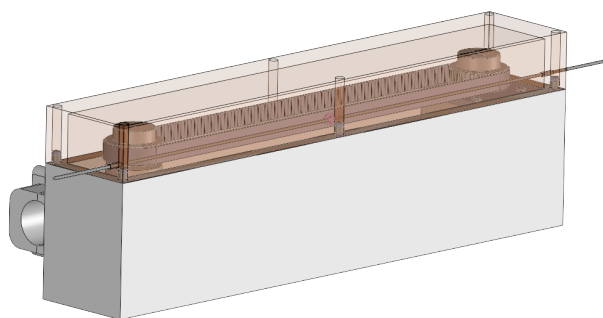


Figura 9.1: Vista general del diseño de carcasa ensamblada.

Con el fin de evitar complejidades mecánicas, se optó por situar el motor en posición vertical dentro de la carcasa. De este modo, el eje del motor quedaría alineado con el plano de la polea de salida, eliminando la necesidad de un componente adicional que desviase el par 90 grados. Esta disposición permite además una conexión directa y eficiente con la correa de transmisión, que discurre longitudinalmente por el interior de la carcasa.

Para garantizar su correcta sujeción, el diseño de la carcasa incluye un alojamiento geométricamente adaptado al cuerpo del motor, generado a partir de una extrusión de sus dimensiones. Esta cavidad evita desplazamientos no deseados sin necesidad de fijaciones adicionales. A su vez, se contempló una tapa superior —también diseñada para impresión 3D— que incorpora un orificio circular por el que sobresale el eje del motor, y que, una vez cerrada, ejercerá presión sobre su parte superior para mejorar la fijación axial. Este detalle se muestra en la Figura 9.2 y Figura 9.3.

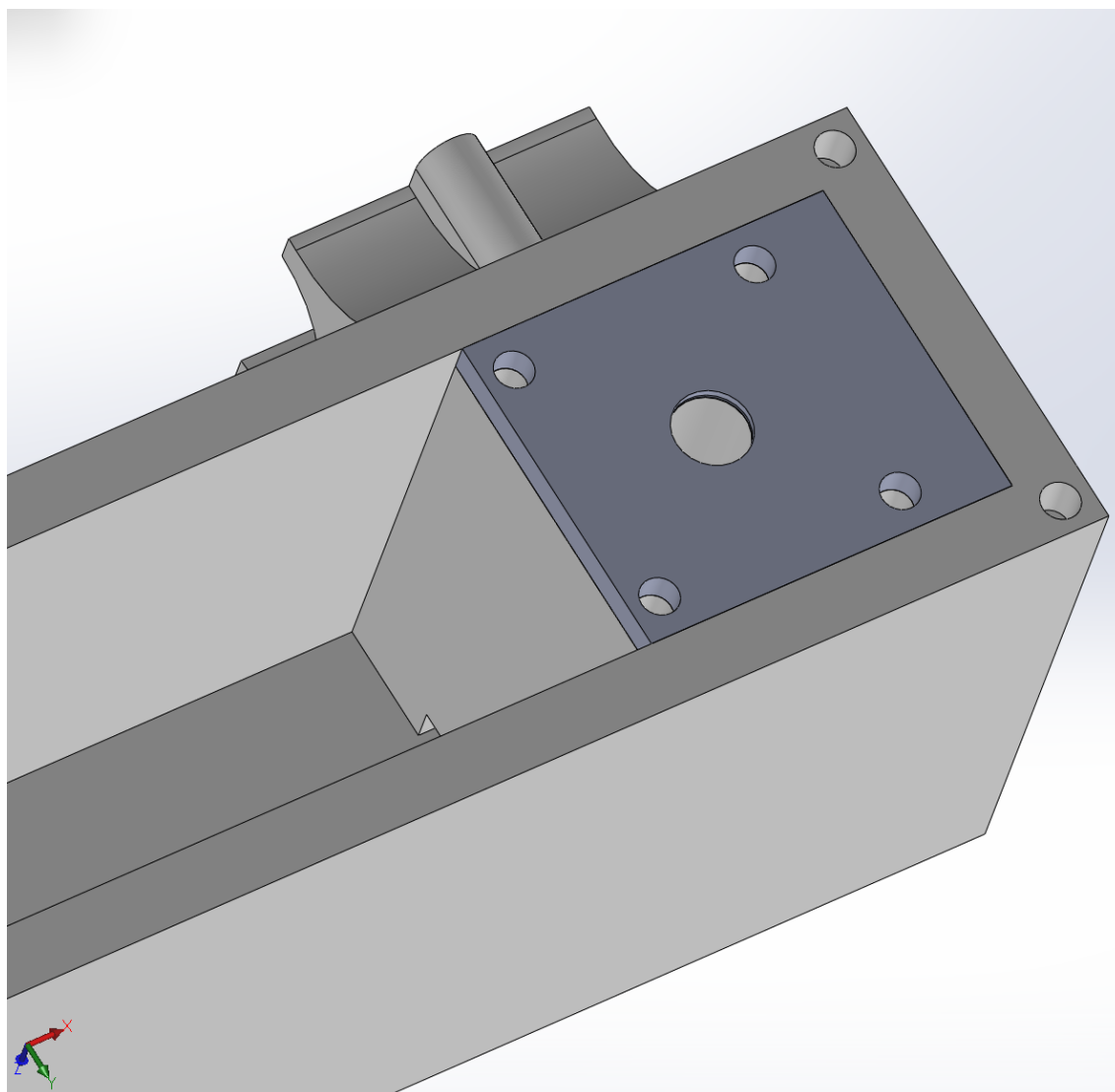


Figura 9.2: Diseño de la tapa superior con orificio para el eje del motor.

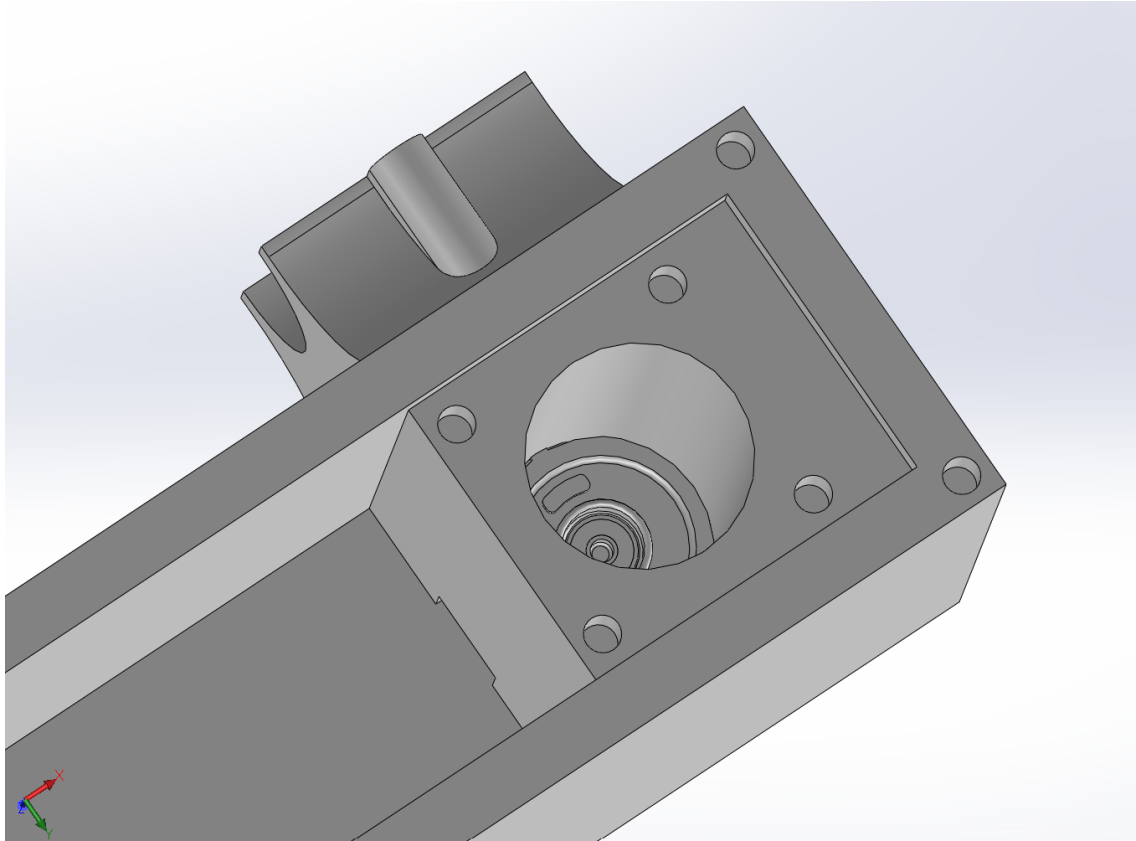


Figura 9.3: Diseño del alojamiento para el motor en la carcasa.

La transmisión mediante correa se encuentra completamente cubierta dentro de la carcasa, de forma que queda protegida frente al polvo y otros agentes externos. Esta configuración aporta ventajas tanto desde el punto de vista funcional —al reducir el mantenimiento— como desde el punto de vista de la seguridad del usuario, al impedir el contacto directo con los elementos en movimiento. La única parte visible desde el exterior sería el cordino de tracción, conectado a la correa dentada y dirigido hacia los pies del usuario. La Figura 9.4 muestra el diseño previsto de la cubierta superior.

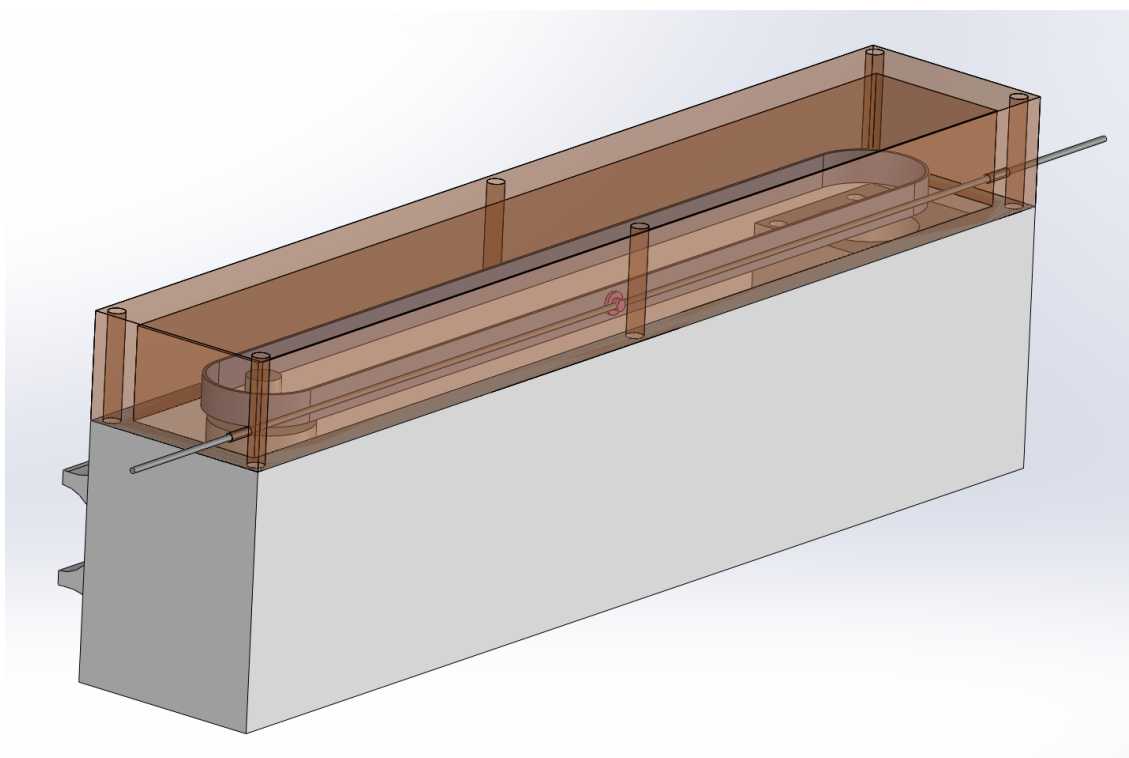


Figura 9.4: Cubierta superior del compartimento de transmisión.

Gracias a las dimensiones internas del volumen útil, se estimó que resultaría viable alojar sin dificultad tanto el controlador electrónico como el banco de baterías, sin necesidad de rediseñar la estructura. Esta capacidad de integración permite simplificar la arquitectura del sistema y reducir la cantidad de componentes externos visibles.

9.1.1. Tolerancias de fabricación y consideraciones para impresión 3D

Todos los diseños se realizaron empleando tolerancias geométricas ajustadas, con el fin de maximizar el ajuste entre componentes y facilitar su inmovilización. Sin embargo, se tuvo en cuenta que, en un proceso de fabricación real mediante impresión 3D, estas tolerancias podrían resultar demasiado exigentes debido a las limitaciones propias del proceso, tales como la resolución de capa, la contracción del material o la precisión de la impresora.

Por este motivo, se considera que, en caso de fabricar el prototipo, sería recomendable aumentar ligeramente las holguras en ciertas zonas críticas, especialmente en alojamientos y superficies de contacto. Alternativamente, también podría optarse por realizar un ajuste posterior mediante lijado o mecanizado fino, garantizando así la compatibilidad dimensional sin comprometer la funcionalidad del sistema.

9.1.2. Sistema de fijación al andador

El sistema fue concebido para permitir la fijación de la carcasa al eje frontal del andador mediante dos abrazaderas laterales que envuelven el tubo de unión entre las ruedas delanteras. Estas abrazaderas se diseñaron con una geometría semicircular adaptada al diámetro del eje, y contemplan el uso de tornillos Allen para cerrar y asegurar el conjunto.

El uso de tornillería Allen permite un montaje y desmontaje rápido utilizando una llave hexagonal, evitando la necesidad de herramientas voluminosas o específicas. Esta solución, además de ser sencilla, resulta adecuada para posibles intervenciones de mantenimiento o sustitución de

piezas. La Figura 9.5 representa el diseño previsto de este sistema de fijación.

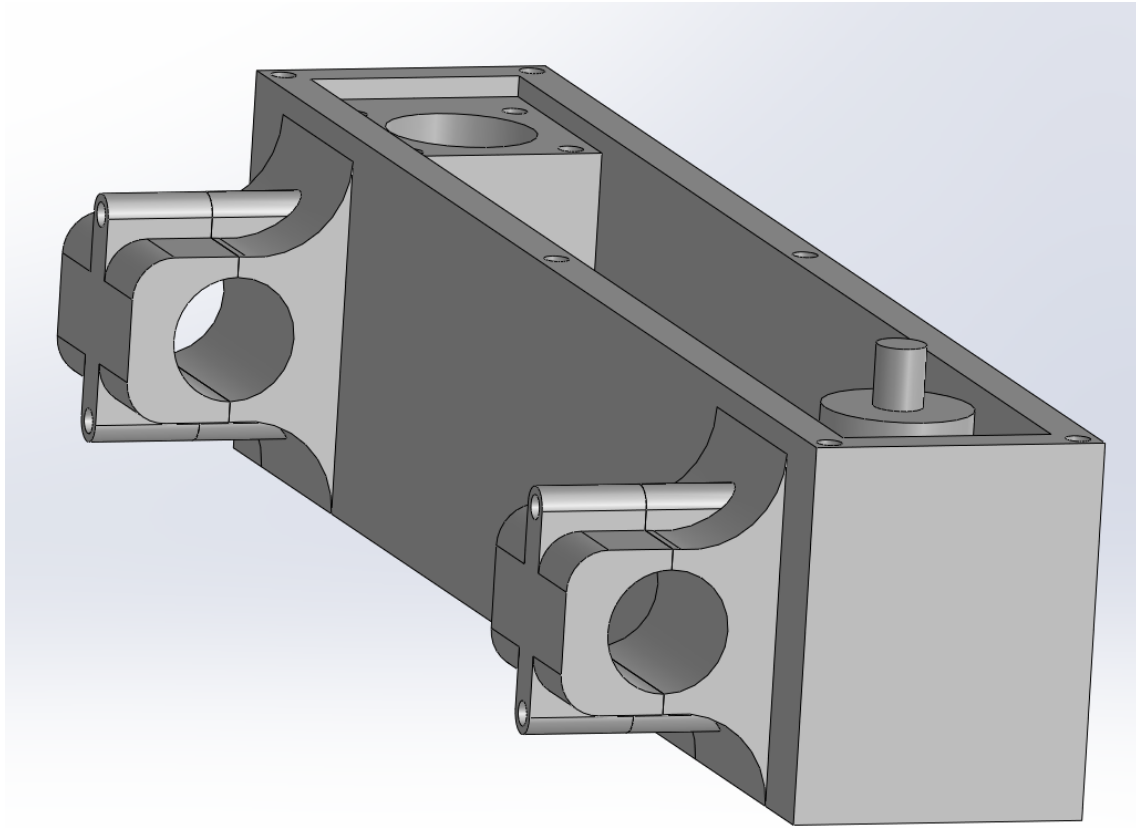


Figura 9.5: Sistema de abrazadera para fijación de la carcasa al eje delantero.

Sistema de unión entre carcasa superior e inferior

La unión entre ambas mitades de la carcasa se resolvió mediante tornillos convencionales, en combinación con insertos metálicos roscados. Aunque no se llegó a fabricar físicamente, se seleccionaron anillas roscadas comerciales, pensadas para integrarse en piezas plásticas mediante inserción térmica. Este método consiste en calentar la anilla con un soldador de punta fina y presionarla hasta fundir ligeramente el polímero, logrando una fijación robusta tras el enfriamiento.

En total, se previó la colocación de tres puntos de fijación por cada cara longitudinal, sumando seis uniones en total. Este número de anclajes proporciona una distribución homogénea de esfuerzos y permite desmontar la tapa superior sin comprometer la durabilidad del material, como se observa en el diseño mostrado en la Figura 9.6.



Figura 9.6: Un inserto metálico roscado para piezas de impresión 3D.

9.2. Primera simulación y ajustes estructurales

9.2.1. Esfuerzos mecánicos bajo las que se somete el producto final

Una vez definido el diseño final del sistema, resulta fundamental analizar las condiciones mecánicas a las que se ve sometido durante su funcionamiento. El mecanismo actúa asistiendo la marcha mediante la aplicación de una fuerza de tracción máxima de 30,N, transmitida a través de un cordino unido a una correa dentada que, a su vez, es accionada por un motor eléctrico situado en el interior de la carcasa.

Durante el funcionamiento, los esfuerzos que aparecen en el sistema no son constantes ni simétricos, sino que dependen directamente de qué pierna del usuario se encuentra en fase de avance. El sistema está compuesto por dos poleas: una accionada directamente por el motor, y otra pasiva situada en el extremo opuesto de la carcasa. El sentido de tracción y el reparto de cargas varía según qué pie esté en movimiento.

En el caso en que avance la pierna izquierda, la tensión necesaria para asistir el movimiento debe generarse en la polea pasiva, es decir, aquella que no está unida directamente al eje del motor. Esto provoca una situación de carga desequilibrada, en la que la cuerda que tira del pie transmite una tensión de 30,N, que debe ser equilibrada por ambas ramas de la correa dentada. Como resultado, en la polea pasiva aparece una fuerza neta de 60 N (30 N en cada lado del bucle), mientras que la polea motriz solo experimenta 30 N. Esta distribución asimétrica puede observarse en el diagrama de cuerpo libre representado en la Figura 9.7. Adicionalmente a estos esfuerzos, se tuvo en cuenta la pretensión requerida para el correcto funcionamiento de la correa dentada, 43 N.

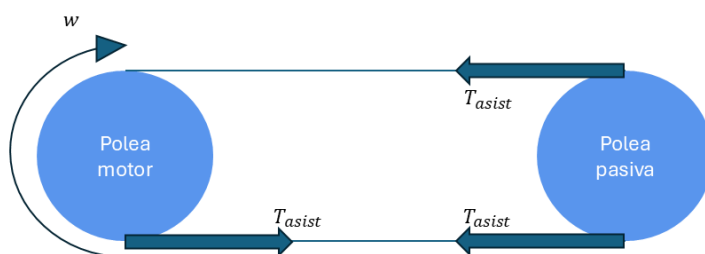


Figura 9.7: Diagrama de cuerpo libre cuando avanza la pierna izquierda: carga asimétrica sobre las poleas.

En cambio, cuando el avance corresponde a la pierna derecha, la tensión se genera directamente desde la polea accionada por el motor. En este caso, no es necesario que la fuerza se transmita a través de la polea pasiva, por lo que el sistema trabaja de forma más eficiente y equilibrada. La única fuerza presente es la tracción directa de 30,N ejercida por la polea motriz, sin que aparezca carga significativa en la polea pasiva. Esta situación se refleja en la Figura 9.8.

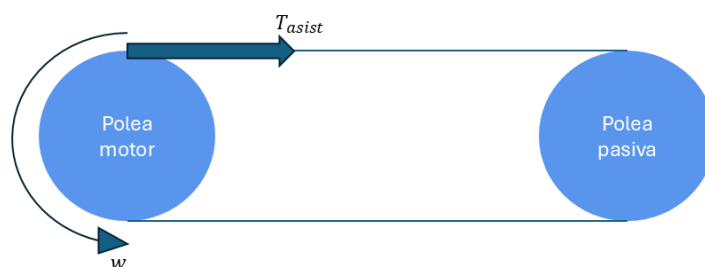


Figura 9.8: Diagrama de cuerpo libre cuando avanza la pierna derecha: tensión generada directamente desde la polea motriz.

Estas diferencias en el reparto de tensiones entre ambas situaciones obligan a considerar en el diseño mecánico el caso más desfavorable, correspondiente al avance de la pierna izquierda, en el cual la polea pasiva soporta la mayor carga. Este enfoque se ha aplicado tanto en las simulaciones estructurales como en la elección de materiales y en la definición de secciones resistentes dentro del sistema.

Con el fin de garantizar la integridad estructural del conjunto en las condiciones más exigentes, se tomó como referencia para el dimensionamiento mecánico y la simulación de esfuerzos el caso en el que la pierna izquierda se encuentra en fase de avance. Esta situación representa el escenario de carga más desfavorable, ya que la polea pasiva debe soportar una fuerza neta de 60,N, el doble de la tensión aplicada en la polea motriz. A partir de este caso se realizaron las simulaciones de esfuerzos mediante el criterio de Von Mises, así como la verificación del factor de seguridad en los distintos componentes del sistema.

A partir de las primeras simulaciones realizadas con el material polimérico PET, se identificaron zonas del diseño inicial con concentraciones de tensión elevadas. Estas concentraciones se debían, principalmente, a discontinuidades geométricas o a dimensiones reducidas en puntos críticos de la carcasa. Como resultado, se procedió a modificar la geometría de los elementos más vulnerables con el objetivo de reducir las tensiones localizadas y mejorar la distribución de esfuerzos.

Además, este análisis permitió establecer un número adecuado de puntos de sujeción para la unión entre la carcasa superior e inferior. Finalmente, se definió un total de tres fijaciones por cada cara longitudinal de la carcasa, asegurando así una conexión estructural sólida sin sobredimensionar innecesariamente el sistema.

La primera simulación se llevó a cabo utilizando el PET como material base, por tratarse de un termoplástico común que permite obtener una referencia inicial del comportamiento estructural del conjunto. Bajo las condiciones de contorno previamente descritas y aplicando las cargas generadas por la transmisión mediante poleas, se obtuvieron los resultados que se recogen en las Figuras 9.9,9.10 y 9.12.

En la Figura 9.9 se observa que la máxima tensión en la superficie de la carcasa, 2,012 MPa se localiza en la parte inferior de la misma, justo por debajo del soporte de la polea pasiva, mientras que las tensiones más elevadas en el conjunto se concentran en el interior de la carcasa.

Por su parte, la Figura 9.10 muestra el modelo estructural sin la carcasa superior ni la correa de transmisión, permitiendo visualizar de forma clara las tensiones internas distribuidas según el criterio de Von Mises. Cabe destacar la tensión presente en el estrechamiento del mismo soporte que, como se puede apreciar en la Figura 9.11, presenta una tensión máxima de 6,885 MPa. Finalmente, en la Figura 9.12 se aprecia que el punto más estresado de toda la simulación corresponde al eje del motor. No obstante, dado el material metálico del eje, este resultado no resulta crítico, ya que las tensiones alcanzadas se mantienen muy por debajo del límite elástico del componente.

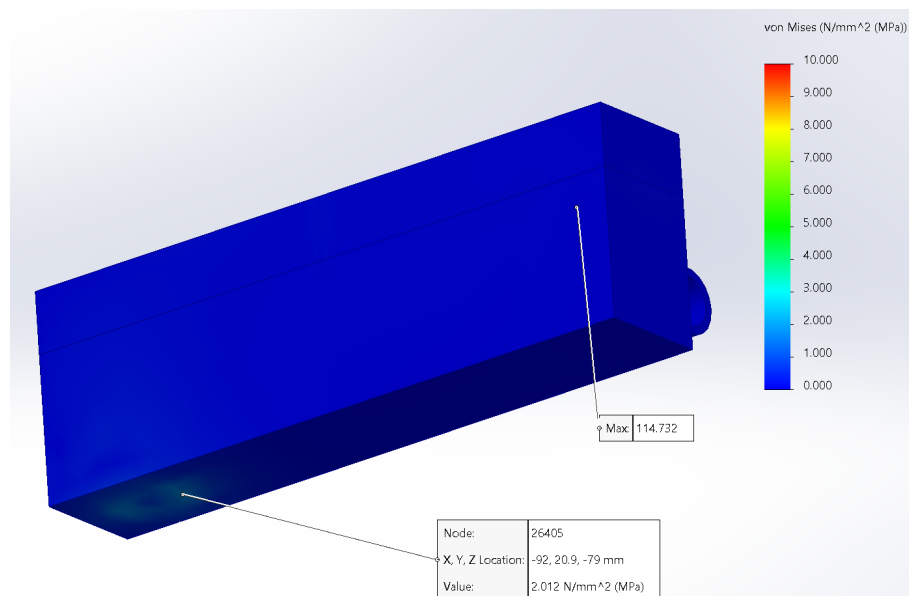


Figura 9.9: Esfuerzos de Von Mises del sistema completo bajo las cargas máximas

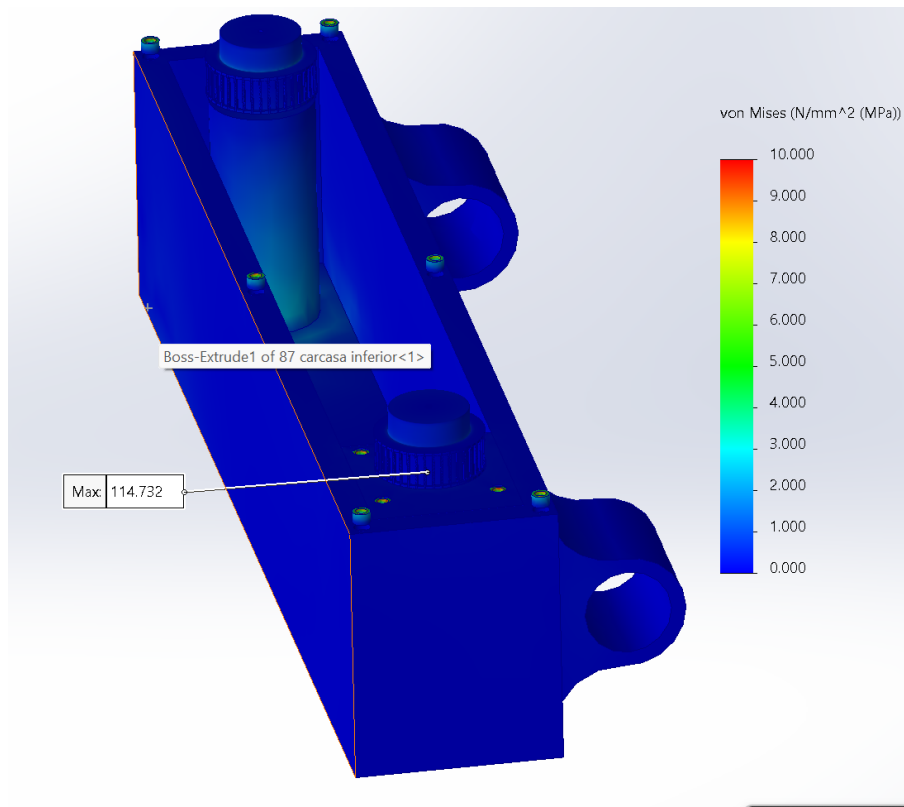


Figura 9.10: Esfuerzos de Von Mises del sistema sin carcasa superior ni correa de transmisión bajo las cargas máximas

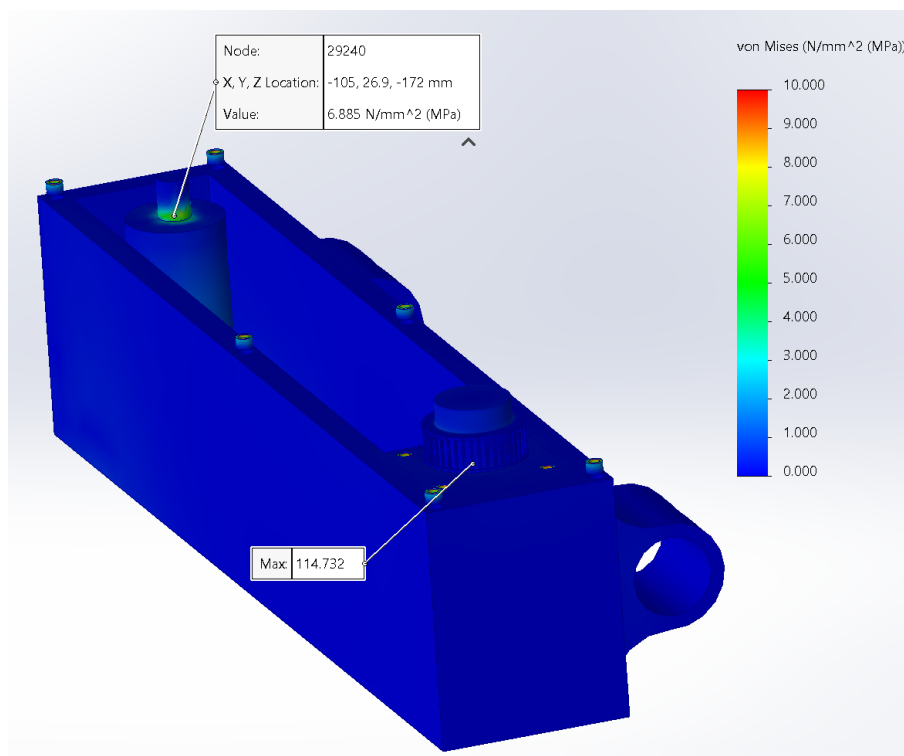


Figura 9.11: Esfuerzos de Von Mises del sistema sin carcasa superior, ni correa de transmisión ni poleas bajo las cargas máximas

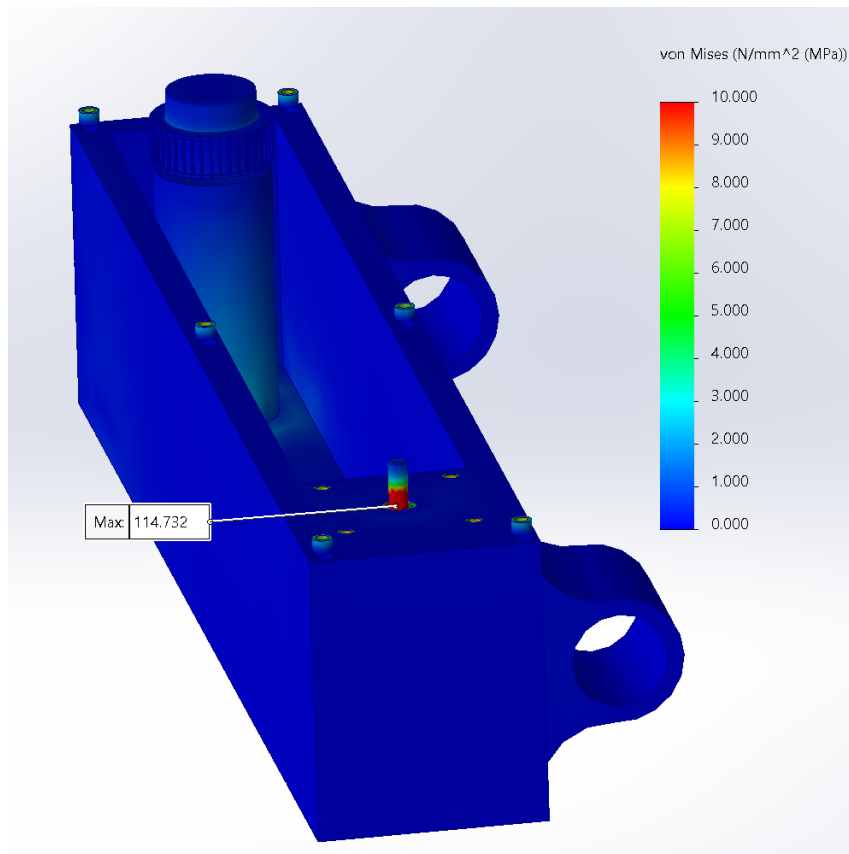


Figura 9.12: Esfuerzos de Von Mises del sistema sin carcasa superior, ni correa de transmisión ni polea accionada por el motor bajo las cargas máximas

9.3. Verificación final de esfuerzos

Tras analizar los resultados obtenidos en las simulaciones estructurales y térmicas iniciales, se optó por sustituir el material PET por ABS en las piezas correspondientes a la carcasa superior e inferior. Esta decisión se fundamentó en el mejor comportamiento mecánico y térmico del ABS bajo las condiciones de carga previstas, así como en su disponibilidad y facilidad de fabricación mediante impresión 3D.

El resto de componentes del sistema, incluidos el eje del motor, la reductora y las anillas de unión entre las carcasas, se modelaron con acero 1020 deformado en frío. Este material se seleccionó por ser habitual en aplicaciones mecánicas de pequeño tamaño, especialmente en ejes de motores eléctricos y elementos estructurales que requieren una buena relación entre resistencia mecánica y coste.

Con los nuevos materiales asignados, se repitió la simulación de esfuerzos según el criterio de Von Mises, incorporando las propiedades mecánicas específicas del ABS y del acero 1020. Esta vez, el análisis se centró no solo en la distribución de tensiones, sino también en la evaluación del coeficiente de seguridad en cada punto del modelo.

Tal como se muestra en la Figura 9.13, el sistema presenta un comportamiento estructural adecuado en todo su conjunto. En ningún caso se han registrado valores del coeficiente de seguridad por debajo de 9, siendo el punto más desfavorable localizado en la reducción de sección del soporte de la polea pasiva. Esto garantiza que el diseño es estructuralmente seguro bajo las condiciones de carga consideradas.

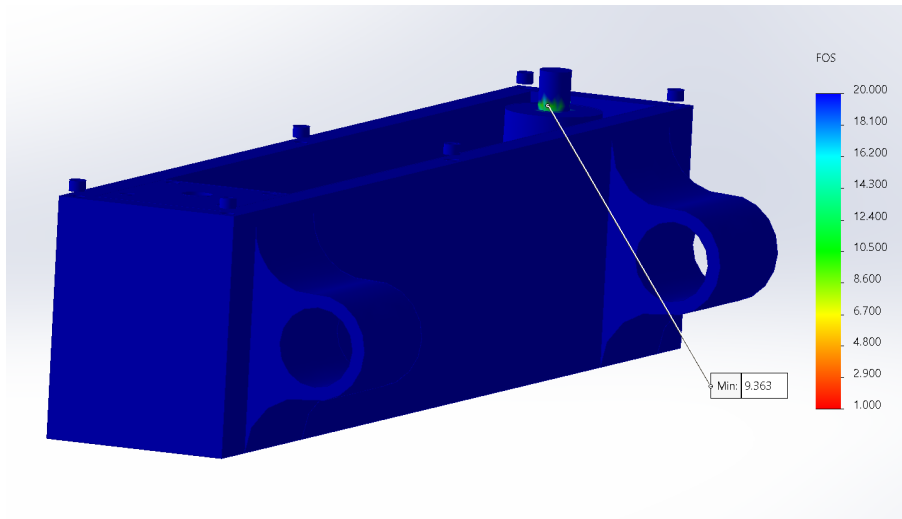


Figura 9.13: Coeficiente de seguridad para los distintos puntos del sistema

Además del análisis de tensiones, se evaluaron las deformaciones experimentadas por el sistema bajo carga. Como se observa en la Figura 9.14, las deformaciones máximas se mantienen en valores reducidos, lo cual es fundamental para asegurar el correcto funcionamiento del mecanismo. En sistemas de transmisión por poleas, pequeñas desviaciones en la geometría pueden alterar la alineación o la tensión de la correa, afectando negativamente al rendimiento del conjunto. Por tanto, verificar que las deformaciones son mínimas resulta clave para garantizar un comportamiento predecible y estable durante el funcionamiento real del dispositivo.

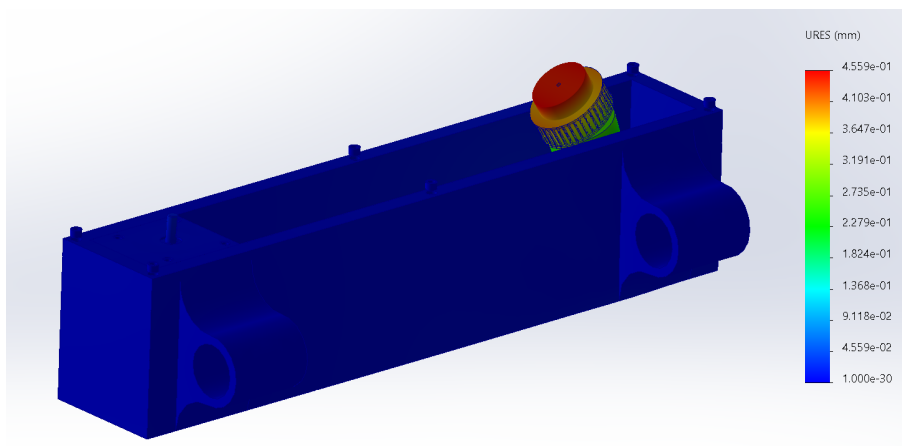


Figura 9.14: Resultado de la deformación del sistema bajo la carga aplicada

9.4. Simulación térmica del sistema

Con el objetivo de analizar el comportamiento térmico del sistema y verificar que las temperaturas alcanzadas no comprometen la integridad de los materiales empleados, se llevó a cabo una simulación térmica estacionaria utilizando el software *SolidWorks Simulation*.

El análisis consideró las condiciones térmicas asociadas al funcionamiento continuo del motor eléctrico en el interior de la carcasa cerrada. Para modelar el intercambio de calor por convección entre el sistema y el entorno, se asignó un coeficiente de convección de $5 \text{ W}/(\text{m}^2 \cdot \text{K})$, correspondiente al valor típico del aire en condiciones de baja velocidad y entorno natural. Este valor se aplicó sobre las superficies exteriores de la carcasa, asumiendo una ventilación limitada.

La generación interna de calor se modeló como una potencia térmica uniforme distribuida a lo largo de la superficie externa del motor. El valor asignado fue de 6,13 W, calculado previamente a partir de las pérdidas térmicas estimadas en la simulación dinámica de *Simulink*, como se expone en el apartado correspondiente a la simulación energética del sistema.

La temperatura ambiente se fijó en 23 °C, representativa de condiciones estándar de laboratorio o interior. Como material de la carcasa se utilizó ABS, cuya conductividad térmica es de 0,261 W/(m · K), valor obtenido mediante la herramienta *EduGranta*, según se detalla en el apartado de selección de materiales.

El resultado de la simulación térmica con el material ABS puede observarse en la Figura 9.15. En ella se aprecia que la máxima temperatura alcanzada en el sistema se localiza en la zona inmediatamente adyacente a la superficie del motor, con un valor pico de 96,41 °C.

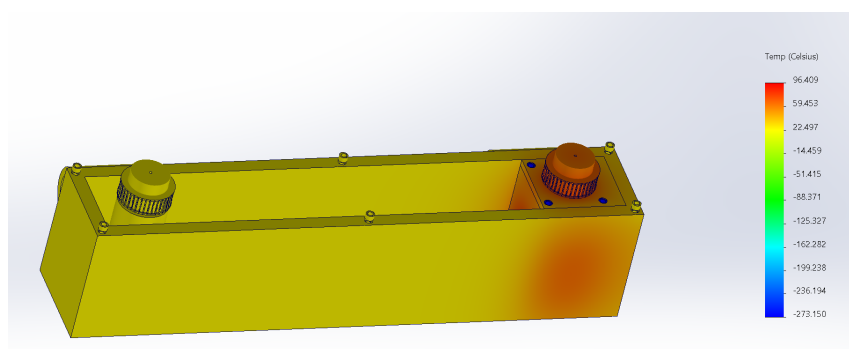


Figura 9.15: Distribución de temperatura en la carcasa con material ABS.

Este valor se encuentra por debajo de la temperatura de transición vítrea del PC-ABS, estimada en torno a los 120 °C, por lo que no se espera una pérdida significativa de rigidez estructural ni deformaciones mecánicas en condiciones normales de uso. No obstante, se trata de una temperatura considerablemente elevada, que podría provocar la fusión o reblandecimiento de otros polímeros de menor resistencia térmica, lo que justifica la elección del ABS como material base en este diseño.

Desde el punto de vista de la seguridad del usuario, el contacto accidental con una superficie exterior que alcanza temperaturas cercanas a los 65 °C podría implicar riesgos, especialmente en un entorno pediátrico. Por este motivo, se contempla la posibilidad de añadir más material con forma de aletas para aumentar la superficie y proporcionar una mayor superficie a través de la cual evacuar este calor y evitar que el usuario entre en contacto con las partes más calientes.

Capítulo 10

Selección Material

10.1. Selección y justificación del material

La elección del material para la carcasa del sistema pudo haberse orientado hacia múltiples alternativas, sin embargo, se optó por un material polimérico compatible con fabricación aditiva mediante impresión 3D. Esta decisión respondió a una combinación de criterios técnicos, económicos y logísticos, que se detallan a continuación:

- **Coste inicial reducido:** La impresión 3D no requiere moldes ni utillajes, lo que permite reducir significativamente el coste inicial frente a técnicas convencionales como el moldeo por inyección o el mecanizado.
- **Iteración y prototipado rápido:** La posibilidad de fabricar y validar físicamente sucesivas versiones del diseño permite mejorar el producto de forma ágil y con un coste asumible.
- **Facilidad de recambio y personalización:** La disponibilidad de los modelos digitales permite reproducir o modificar piezas bajo demanda, sin depender de lotes mínimos ni herramientas externas.
- **Competitividad en producciones de bajo volumen:** Aunque el coste por unidad puede ser superior en comparación con técnicas tradicionales para grandes volúmenes, la impresión 3D resulta más eficiente en series cortas o productos personalizados.
- **Disponibilidad de materiales funcionales:** Existen numerosos polímeros de ingeniería compatibles con impresión 3D, tales como ABS, ASA, PETG o composites con refuerzos de fibra, que ofrecen prestaciones mecánicas adecuadas para usos funcionales.

En consecuencia, para un producto que requiere iteración, personalización, volumen limitado y posibilidad de reposición, el uso de materiales 3D resulta técnicamente y económicamente justificado frente a otras alternativas más convencionales, habitualmente más eficientes solo en series largas o bajo requerimientos mecánicos excepcionales.

Proceso de selección mediante EduPack

Para identificar el material más adecuado, se empleó el software *Granta EduPack* aplicando una serie de filtros sucesivos. En primer lugar, se limitó la búsqueda a materiales compatibles con impresión 3D mediante la ruta `ProcessUniverse >Shaping >Additive manufacturing >Printing methods >Material jetting`. Esto garantizó que todos los materiales considerados fueran viables para el método de fabricación previsto.

A continuación, se construyó una representación gráfica con el límite elástico en el eje Y y el precio por unidad de material en el eje X. El objetivo era identificar aquellos materiales que, en relación a su precio, ofrecieran una mayor capacidad de soportar tensiones, es decir, aquellos situados en la zona superior izquierda del gráfico. El resultado de esta primera evaluación puede observarse en las Figuras 10.1 y 10.2.

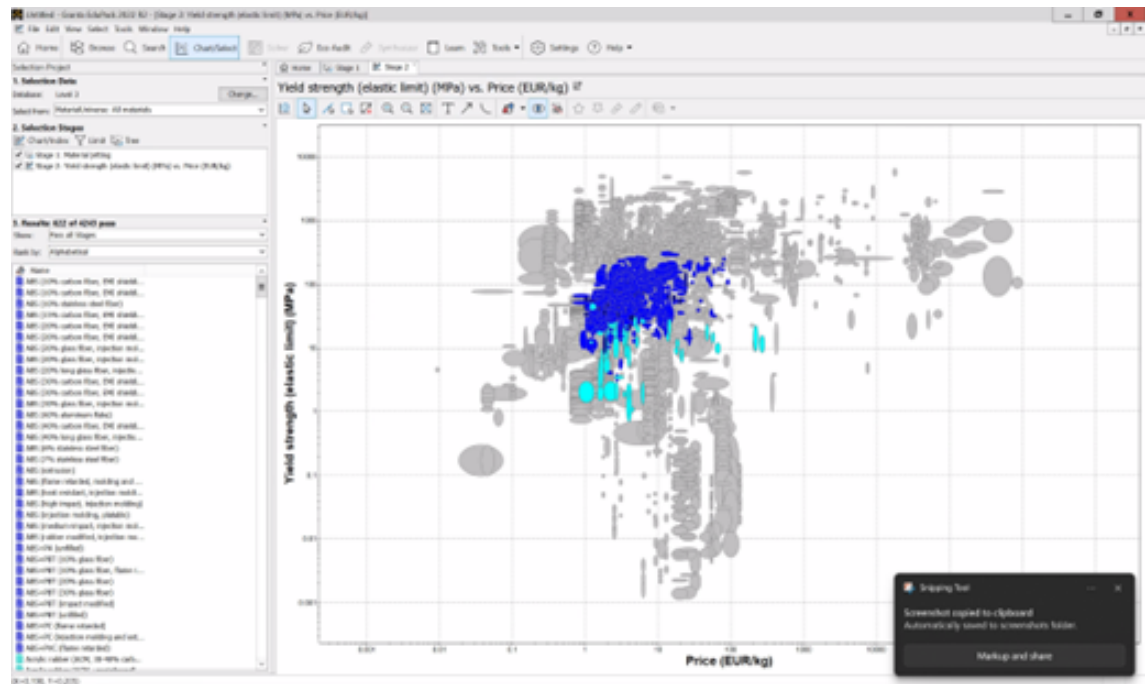


Figura 10.1: Relación entre precio y límite elástico para materiales imprimibles en 3D (vista general).

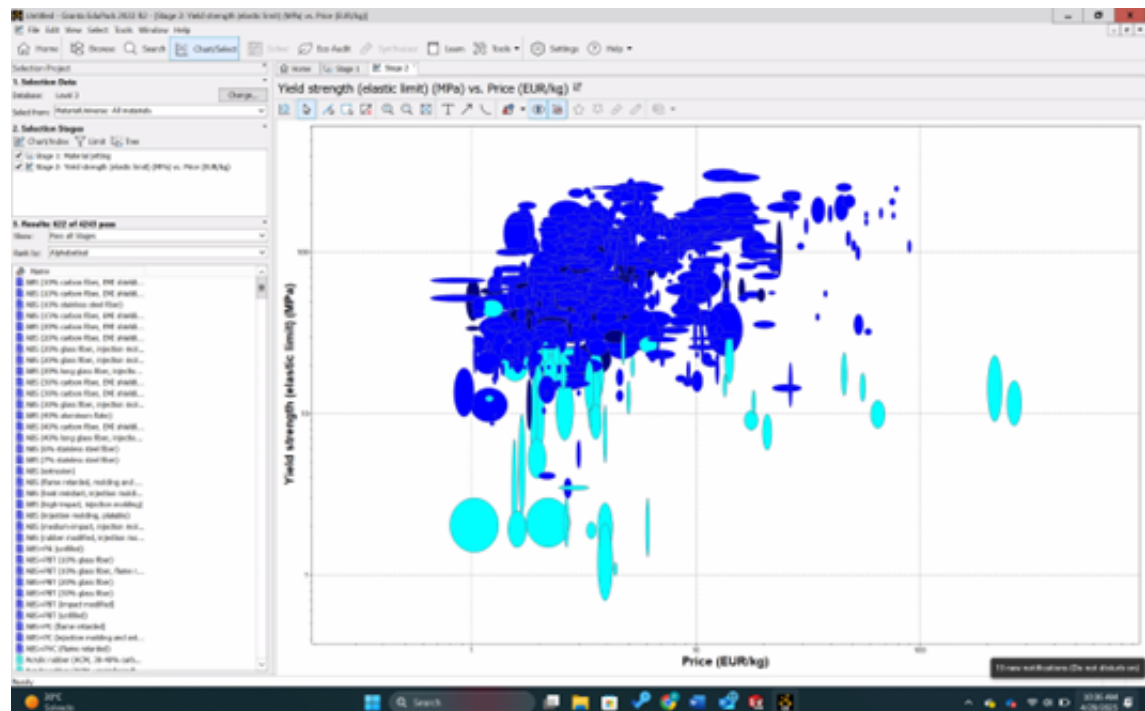


Figura 10.2: Relación entre precio y límite elástico para materiales imprimibles en 3D (vista ampliada).

Posteriormente, se aplicó un nuevo filtro que exigía un módulo de Young superior a 2 GPa, a fin de asegurar una rigidez estructural adecuada. Se consideró que dicho umbral permitía descartar materiales excesivamente flexibles. En la Figura 10.3 se muestran los materiales que superaban este criterio adicional.

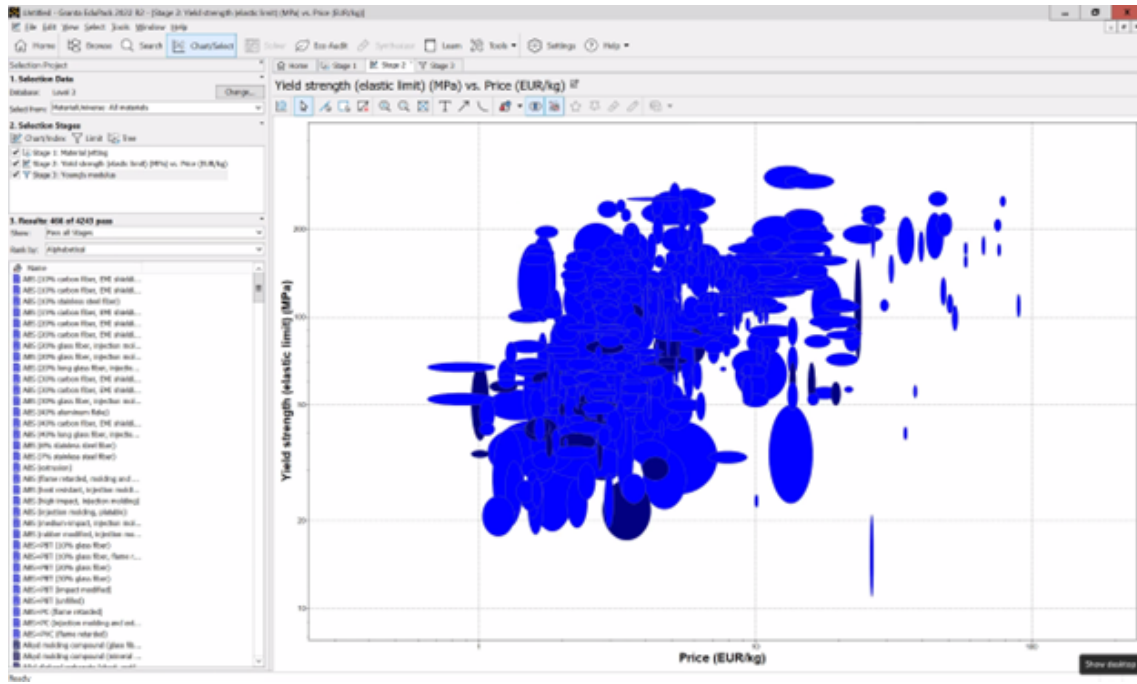


Figura 10.3: Materiales que cumplen el filtro de rigidez (módulo de Young ≥ 2 GPa).

Aun así, la cantidad de candidatos seguía siendo elevada, por lo que se incorporó un tercer filtro exigiendo un límite elástico superior a 50 MPa, con el objetivo de garantizar una resistencia mecánica suficiente en servicio. Los materiales que cumplían simultáneamente con todos los filtros anteriores se presentan en la Figura 10.4.

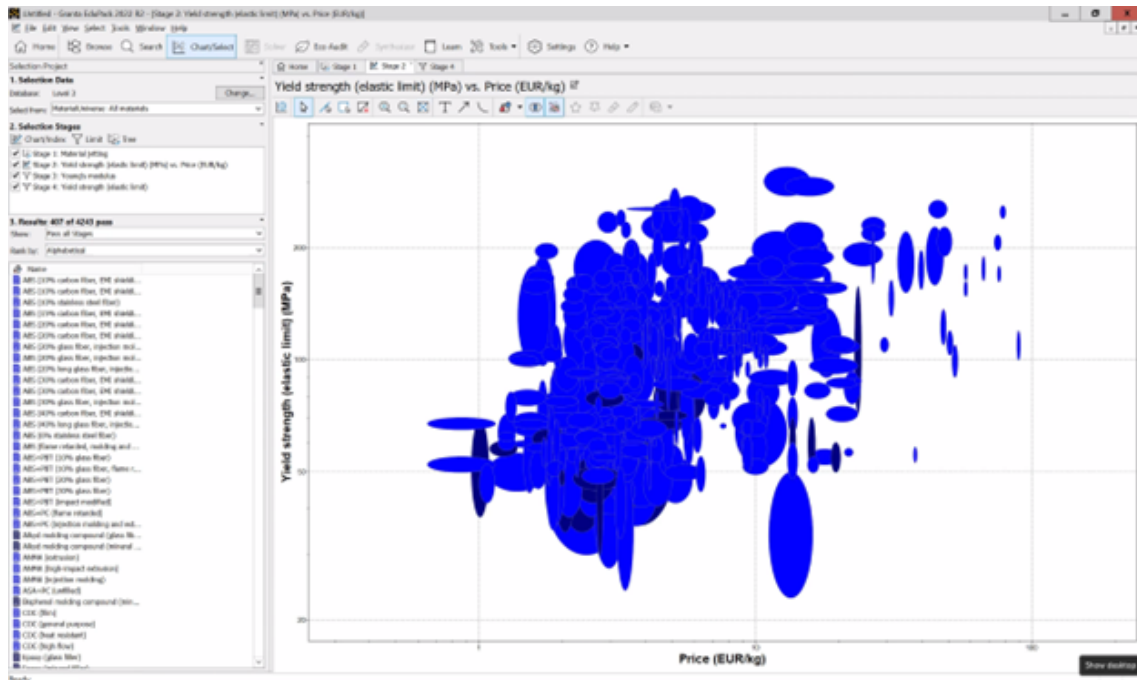


Figura 10.4: Materiales que superan el filtro de límite elástico (50 MPa) y los filtros anteriores.

Finalmente, se elaboró un gráfico que relacionaba el cociente entre límite elástico y precio (indicador de eficiencia mecánica por coste) frente al precio. La Figura 10.5 ilustra este análisis final.

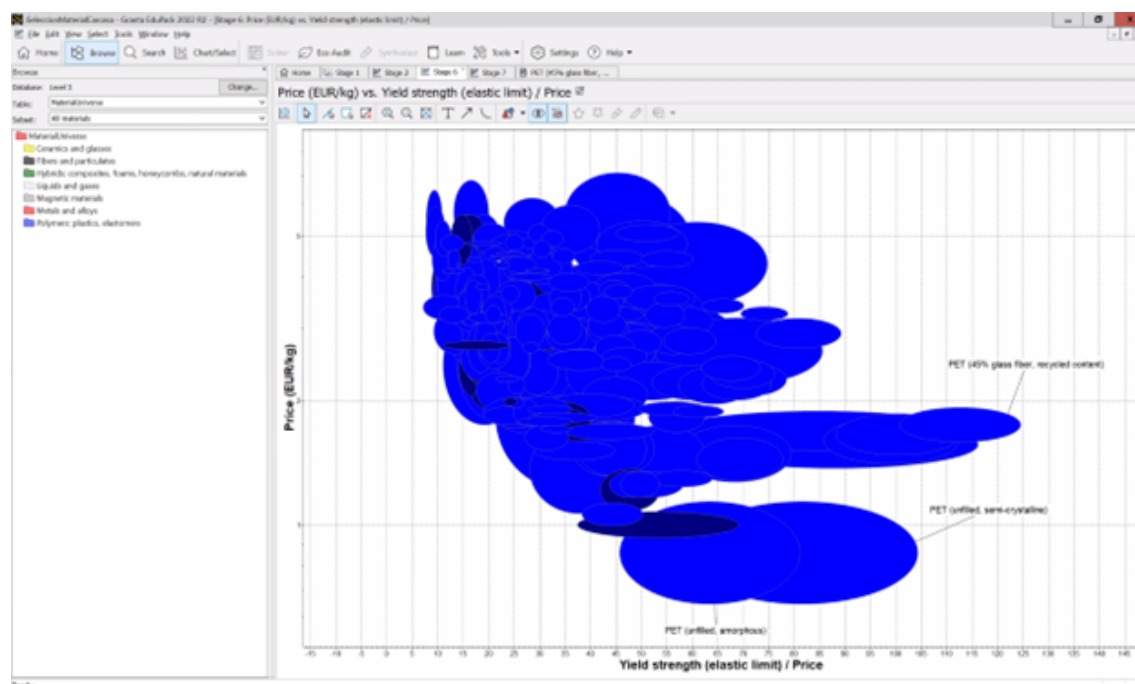


Figura 10.5: Relación entre el cociente límite elástico / precio (X) y el precio unitario (Y).

Del análisis se concluyó que el material más prometedor era un PET con un 45 % de fibra de vidrio y contenido reciclado. Esta opción ofrecía una excelente relación resistencia/coste y mantenía un precio suficientemente bajo como para permitir sobredimensionamientos locales si fuesen necesarios. Por tanto, se optó por realizar las primeras simulaciones térmicas y mecánicas con este material como referencia.

Selección final del material

Durante las etapas finales del diseño, se observó que, bajo condiciones de operación intensiva, la temperatura en el interior de la carcasa alcanzaba valores de hasta 96 °C. Este valor superaba la temperatura de transición vítrea del PET seleccionado inicialmente, comprometiendo su estabilidad dimensional y descartando así su uso como material definitivo.

Adicionalmente, se detectó que el software empleado para la selección de materiales no incluía algunos de los polímeros más comúnmente utilizados en impresión 3D, como el TPE o el PLA. Por este motivo, se complementó el análisis mediante una consulta directa a las fichas técnicas publicadas por los principales fabricantes de filamento. Este procedimiento permitió identificar que tanto el ABS como el PC-ABS presentaban propiedades mecánicas adecuadas para el caso de uso.

En la Tabla 10.1 se recoge una comparativa entre ambos materiales, basada en datos proporcionados por 3DXTECH [?] [?].

Cuadro 10.1: Comparativa de propiedades entre ABS y PC-ABS

Propiedad	ABS	PC-ABS
Densidad [g/cm ³]	1.09	1.14
Resistencia a tracción [MPa]	58	59
Módulo de tracción [MPa]	2130	2200
Alargamiento a rotura [%]	4	75
Resistencia a flexión [MPa]	80	86
Módulo de flexión [MPa]	2275	2370
Temperatura de transición vítrea [°C]	105	137
Temperatura de deflexión [°C]	97	126
Resistencia superficial [Ω/sq]	10 ⁷ –10 ⁹	> 10 ¹³

Finalmente, se seleccionó el PC-ABS como material definitivo para la carcasa, al ofrecer una mayor temperatura de transición vítrea, lo que garantiza un mejor comportamiento térmico sin comprometer las propiedades mecánicas ni la facilidad de fabricación mediante impresión 3D.

Capítulo 11

Selección de la Batería

11.1. Batería y sistema de gestión

Con el objetivo de proporcionar una fuente de alimentación portátil y suficientemente potente para el motor BLDC previsto, se planteó una solución basada en celdas cilíndricas 18650 con tecnología LiFePO₄. Este tipo de celda se utiliza habitualmente en aplicaciones de movilidad eléctrica por su elevada seguridad térmica y química, su resistencia al envejecimiento y su mayor estabilidad frente a otras químicas de ion-litio.

Cada celda 18650 LiFePO₄ presenta una tensión nominal de aproximadamente 3,6 V. Para alcanzar un valor compatible con el sistema de control y el motor, se propuso la conexión en serie de **siete celdas** (configuración 7S), lo que proporciona una tensión nominal total de:

$$V_{\text{nominal}} = 7 \cdot 3,6 \text{ V} = 25,2 \text{ V} \quad (11.1)$$

Este valor se considera adecuado para alimentar el motor, manteniéndose dentro del margen operativo requerido por el controlador.

Estimación de la duración de la batería En la simulación realizada, de una duración de 150 s, se observó un consumo de energía de 0,4062 Wh.

Se ha considerado como opción para la batería una celda *Samsung 25R 18650* [10], con una capacidad de 2500 mA h y una tensión nominal de 3,7 V, lo que proporciona una energía total de:

$$E_{\text{batería}} = 3,7 \text{ V} \times 2,5 \text{ Ah} = 9,25 \text{ Wh} \quad (11.2)$$

La duración estimada de una carga completa de la batería, suponiendo un consumo constante igual al observado en la simulación, se calcula como:

$$t_{\text{estimado}} = \left(\frac{9,25 \text{ Wh}}{0,4062 \text{ Wh}} \right) \times 150 \text{ s} \approx 3415,5 \text{ s} \quad (11.3)$$

$$t_{\text{estimado}} \approx \frac{3415,5}{60} = 56,9 \text{ min} \quad (11.4)$$

Por tanto, se estima que una celda completamente cargada podría alimentar el sistema durante aproximadamente **57 minutos**.

Configuración y ensamblaje propuesto Se planteó la unión de las celdas mediante tiras de níquel soldadas por puntos, formando un único bloque compacto. Esta técnica permite reducir la resistencia eléctrica de contacto y resulta habitual en el ensamblaje de baterías de litio. La disposición del conjunto se diseñó de forma que se integrase fácilmente en el interior de la carcasa del dispositivo.

Dado que cada celda presenta un diámetro aproximado de 18 mm y una altura de 65 mm, el conjunto de siete celdas puede alojarse sin dificultad en el espacio disponible dentro de la carcasa, que cuenta con un ancho de 51 mm y una altura de 80 mm. Esta compatibilidad dimensional permite evitar interferencias mecánicas y facilita la integración estructural del sistema.

Sistema de gestión de batería (BMS) Dado que el desequilibrio entre celdas puede comprometer la seguridad y la vida útil del sistema, se contempló la incorporación de un sistema de gestión de baterías (*Battery Management System*, BMS). Este tipo de sistema permite controlar individualmente el estado de cada celda y evitar condiciones de operación no deseadas. En concreto, un BMS para configuración 7S permite:

- Detectar y limitar situaciones de sobrecarga o descarga profunda en cada celda.
- Equilibrar las tensiones entre celdas durante la carga.
- Interrumpir la alimentación en caso de cortocircuito o sobrecorriente.

Imágenes incluidas:

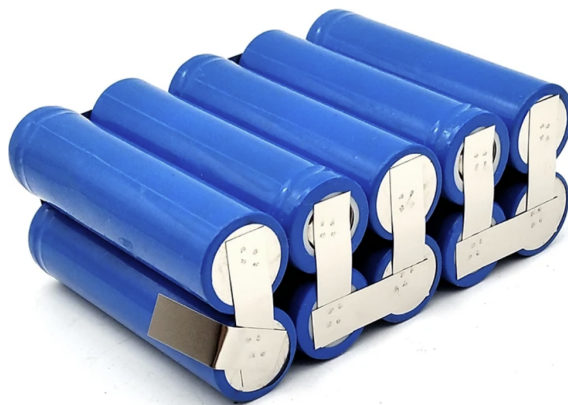


Figura 11.1: Celdas 18650 soldadas entre sí

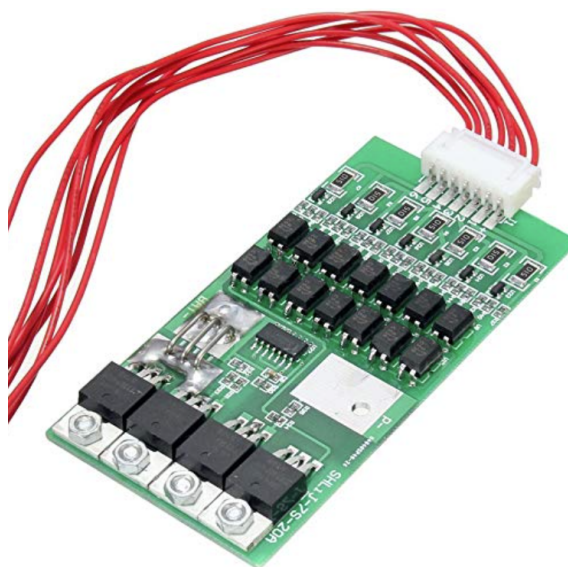


Figura 11.2: Battery Management System

Consideraciones térmicas y mecánicas Aunque no se llevaron a cabo simulaciones térmicas específicas del conjunto de baterías, se previó su ubicación en el interior de la carcasa, con espacio suficiente para alojar las celdas y facilitar la disipación del calor generado durante el funcionamiento. Además, se consideró la inclusión de elementos mecánicos de fijación para evitar desplazamientos o vibraciones durante el uso.

Imagen incluida:



Figura 11.3: Dimensiones de una celda de batería 18650

Capítulo 12

Recomendaciones de Mantenimiento

12.1. Mantenimiento de la solución propuesta

En el diseño del sistema de asistencia al andar, se ha tenido en cuenta la necesidad de facilitar el mantenimiento periódico de sus componentes, con el objetivo de garantizar la fiabilidad, la seguridad y la durabilidad del dispositivo a lo largo del tiempo. A continuación, se describen los elementos más relevantes desde el punto de vista del mantenimiento, junto con las tareas que previsiblemente deberán realizarse durante su vida útil.

12.1.1. Motor eléctrico BLDC

El motor constituye el núcleo del sistema de tracción. Los motores BLDC presentan generalmente una alta fiabilidad y un bajo mantenimiento, aunque puede ser necesario realizar limpiezas periódicas para evitar la acumulación de polvo o residuos, cada tres meses aproximadamente. Se recomienda verificar la fijación mecánica, el estado de los conectores eléctricos y la ausencia de ruidos anómalos. El constante cambio de la dirección de funcionamiento no es preocupante gracias a la poca fricción que presentan los motores BLDC.

12.1.2. Sistema de transmisión

El diseño incluye una correa dentada que transmite el movimiento desde el motor a las cuerdas de tracción. Este tipo de transmisión está sometido a desgaste, por lo que se prevé necesario comprobar periódicamente el estado de los dientes, la alineación de las poleas y la tensión de la correa, cada tres meses aproximadamente. En caso de desgaste visible o pérdida de eficiencia en la transmisión, se deberá proceder a su sustitución.

12.1.3. Cuerdas de tracción

Las cuerdas encargadas de aplicar la fuerza sobre el calzado del usuario pueden deteriorarse con el uso debido a la fatiga del material o al rozamiento con otras superficies. Se considera recomendable realizar inspecciones visuales frecuentes para detectar posibles desgastes, deshilachados o pérdida de tensión, y sustituir el componente cuando sea necesario. Debido a la gran resistencia a la abrasión que tiene el cordino propuesto, no se preve que tenga que cambiarse. Una comprobación anual es suficiente.

12.1.4. Carcasa y estructura impresa en 3D

La carcasa diseñada se ha planteado para ser fabricada en PC-ABS mediante impresión 3D. Aunque este material presenta una buena resistencia mecánica, puede verse afectado por esfuerzos concentrados, impactos o entornos térmicamente exigentes. Se recomienda revisar el estado general de la carcasa, así como las uniones roscadas y zonas de sujeción, ante signos de fisuras, deformaciones o holguras. En las revisiones hay que prestar especial atención a aquellas zonas que

se calientan durante el funcionamiento, ya que las propiedades mecánicas del material empeoran cuando la temperatura aumenta.

12.1.5. Sistema electrónico y sensores

El sistema integra una placa de control, sensores articulares y diversos elementos electrónicos. Se prevé necesario revisar el correcto funcionamiento de los sensores, la continuidad de las conexiones y el estado de los conectores. También deberá contemplarse la posibilidad de realizar actualizaciones de firmware o recalibraciones del sistema en caso de desviaciones en el comportamiento esperado.

12.1.6. Batería y sistema de carga

Para la alimentación del sistema se ha propuesto una batería basada en celdas LiFePO_4 , que ofrece una buena estabilidad térmica y un ciclo de vida prolongado. No obstante, se recomienda monitorizar su capacidad efectiva con el paso del tiempo, así como comprobar el buen estado del cargador, el conector y el sistema de protección (BMS). La sustitución de la batería deberá valorarse en función de la pérdida de autonomía o cambios en el comportamiento de carga y descarga. La vida útil de este tipo de baterías se encuentra entre los 300 y 500 ciclos de carga [11], lo que supone aproximadamente 380 horas de uso. Aunque son muchas horas y es complicado alcanzarlas, se prevee que es el elemento de todo el sistema a fallar antes

12.1.7. Cables y soldaduras

El sistema requiere cableado interno para la conexión entre los distintos módulos. Se considera importante revisar periódicamente el estado del aislamiento, la integridad de las soldaduras y la correcta sujeción de los cables para evitar desconexiones accidentales o cortocircuitos. En caso necesario, deberá procederse al resoldado o sustitución de los tramos afectados.

Capítulo 13

Viabilidad Económica

13.1. Estudio económico del prototipo

El presente apartado recoge la estimación de costes de los componentes necesarios para la fabricación del prototipo funcional del sistema de asistencia al andar. Esta valoración contempla exclusivamente los elementos materiales utilizados y no incluye costes de mano de obra, licencias de software o procesos logísticos, al tratarse de un proyecto académico.

Desglose de costes por componente

Elemento	Unidades	Coste (€)
Motor eléctrico (con driver integrado)	1	308,50
Carcasa PC-ABS (impresa 3D)	1	850,48
Transmisión por correa dentada	1	50,00
Rodamiento	1	1,06
Insertos roscados para 3D	14	8,99
Tornillos M4 x 15 mm	14	7,99
Tornillos M2	1	8,74
Tuerca	1	9,89
Controlador Arduino	1	29,30
Baterías 18650	7	17,50
Cordino	1	4,99
Sensor de movimiento	2	33,98
Cables eléctricos y conectores	—	8,00
Soldadura (estaño y soldadura por puntos)	—	12,00
Adhesivo (Loctite u otro)	—	3,50
Total estimado		1.354,92

Cuadro 13.1: Coste estimado de materiales para el prototipo

Consideraciones de viabilidad económica

El coste total estimado para la fabricación del prototipo asciende a aproximadamente 1355 e. Esta cifra contempla todos los elementos necesarios para una validación funcional del dispositivo, incluyendo tanto componentes mecánicos como electrónicos.

El motor utilizado incluye internamente el driver de control, eliminando la necesidad de una etapa de potencia adicional. Se han contemplado elementos auxiliares como insertos roscados, adhesivos de fijación (tipo Loctite), cables y consumibles de soldadura, necesarios para un ensamblaje seguro y funcional.

Por otro lado, el soporte de las baterías y de la electrónica de control se prevé imprimir en 3D conjuntamente con la carcasa inferior del sistema. Aunque este diseño no ha sido desarrollado

en el presente trabajo por depender de decisiones finales en la elección de sensores y baterías (véase apartado de trabajos futuros), se estima que su fabricación supondría un incremento de aproximadamente un **5%** adicional sobre el coste de la carcasa. Este sobrecoste no se ha incluido en el presupuesto final por no haberse definido aún el diseño específico de dicha estructura.

En el caso de una futura fabricación en serie, sería esperable una reducción significativa del coste unitario de los componentes, al eliminar la necesidad de impresión 3D en favor de procesos como la inyección de plásticos técnicos. Sin embargo, habría que incorporar costes de mano de obra, logística, certificaciones y otros elementos estructurales propios de un producto comercial.

Por tanto, el prototipo es económicamente viable como unidad de prueba funcional, pero no se ha contemplado para producción industrial.

Capítulo 14

Conclusiones y Trabajos Futuros

14.1. Proyectos futuros

A lo largo del desarrollo del presente trabajo se ha validado la viabilidad funcional del sistema de asistencia al andar. Sin embargo, se identificaron múltiples aspectos susceptibles de mejora y desarrollo adicional. A continuación, se describen las principales líneas de trabajo que permitirían evolucionar la solución propuesta hacia un producto más robusto, eficiente y adaptado a las necesidades del usuario final.

- **Diseño y mejora del sistema de control:** Se propone optimizar el sistema de control para lograr un par constante en el motor durante toda la fase de impulso. Dado que la conmutación en seis pasos presenta limitaciones en este aspecto, se considera como alternativa la implementación de un control orientado al campo (FOC, por sus siglas en inglés), técnica que permitiría un control más preciso del par y de la corriente del motor. Asimismo, se requiere definir y programar el controlador embebido encargado de ejecutar dicho algoritmo, para lo cual podrían emplearse plataformas de bajo coste como Arduino o similares.
- **Diseño de interfaz y periféricos para el usuario:** Resulta necesario desarrollar un sistema de interacción que permita al usuario —o al personal responsable— seleccionar el nivel de asistencia deseado, así como consultar información relevante como el estado de carga de la batería. Esta interfaz requerirá la integración de componentes como pantallas, botones, indicadores LED o incluso módulos de comunicación inalámbrica, cuyo diseño aún no ha sido abordado en este trabajo.
- **Integración de componentes electrónicos en la carcasa:** Una vez definidos los elementos electrónicos del sistema (controlador, interfaz, sensores, etc.), será preciso rediseñar la carcasa para incluir alojamientos específicos que garanticen su sujeción y protección durante el uso. Este rediseño deberá tener en cuenta tanto criterios de accesibilidad y mantenimiento como de resistencia mecánica y térmica.
- **Sensores articulares y cableado del sistema:** Se prevé incorporar sensores de movimiento en la articulación de la cadera para detectar el inicio de la fase de impulso y generar así la orden de activación del motor. Estos sensores deben integrarse adecuadamente en el sistema, junto con el cableado necesario para comunicar todos los elementos electrónicos. Será necesario definir tanto la arquitectura de conexión como las protecciones ante interferencias o posibles daños mecánicos.
- **Sistema de carga:** Se plantea como tarea futura la selección de un cargador adecuado, así como la determinación de la potencia de carga y el tipo de conector que se integrará en el dispositivo. Este subsistema debe garantizar la seguridad durante la carga y la compatibilidad con los estándares existentes, teniendo en cuenta además el entorno doméstico en el que se utilizará previsiblemente.
- **Optimización del diseño para fabricación:** Con el objetivo de reducir los costes de producción y mejorar la eficiencia en la fabricación, se propone revisar las dimensiones de

la carcasa y de los componentes impresos en 3D. La reducción del volumen de material sin comprometer la integridad estructural puede suponer un ahorro significativo tanto en tiempo como en coste.

- **Gestión térmica del sistema:** La disipación de calor generada por el motor eléctrico constituye un aspecto crítico para la fiabilidad del sistema. Se plantea estudiar alternativas que mejoren el intercambio térmico con el entorno, como la inclusión de aletas, ventilación pasiva o materiales de mayor conductividad térmica.
- **Prototipado y validación experimental:** Finalmente, será necesario construir un prototipo completo que integre todos los elementos definidos y llevar a cabo su validación experimental. Este proceso permitirá comprobar el correcto funcionamiento del sistema en condiciones reales y servirá como base para futuras iteraciones de mejora.

Bibliografía

- [1] R. G. Budynas and J. K. Nisbett, *Shigley's Mechanical Engineering Design*. Mc Graw Hill Education, 11th ed.
- [2] M. Volpini, M. Aquino, A. C. Holanda, E. Emygdio, and J. Polese, "Clinical effects of assisted robotic gait training in walking distance, speed, and functionality are maintained over the long term in individuals with cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis," *Disability and Rehabilitation*, vol. 44, pp. 5418–5428, Sept. 2022.
- [3] N. Valè, M. Gandolfi, L. Vignoli, A. Botticelli, F. Posteraro, G. Morone, A. Dell'Orco, E. Dimitrova, E. Gervasoni, M. Goffredo, J. Zenzeri, A. Antonini, C. Daniele, P. Benanti, P. Boldrini, D. Bonaiuti, E. Castelli, F. Draicchio, V. Falabella, S. Galeri, F. Gimigliano, M. Grigioni, S. Mazzon, F. Molteni, M. Petrarca, A. Picelli, M. Senatore, G. Turchetti, E. Guglielmelli, N. Petrone, L. Pignolo, G. Sgubin, N. Smania, L. Zollo, S. Mazzoleni, and I. C. C. on Robotic in Neurorehabilitation CICERONE, "Electromechanical and Robotic Devices for Gait and Balance Rehabilitation of Children with Neurological Disability: A Systematic Review," *Applied Sciences*, vol. 11, p. 12061, Jan. 2021. Number: 24 Publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute.
- [4] N. G. Moreau, A. W. Bodkin, K. Bjornson, A. Hobbs, M. Soileau, and K. Lahasky, "Effectiveness of Rehabilitation Interventions to Improve Gait Speed in Children With Cerebral Palsy: Systematic Review and Meta-analysis," *Physical Therapy*, vol. 96, pp. 1938–1954, Dec. 2016.
- [5] "NF-Walker."
- [6] "Prime Engineering."
- [7] "Southwest Medical."
- [8] "Leckey."
- [9] "Trexo Robotics."
- [10] "Samsung 25R 18650 2500mAh 20A Battery."
- [11] "The Ultimate Guide to the 18650 Batteries: Specs, Usage, and Safety." Section: Blog.

Apéndice A

Alineación con los Objetivos de Desarrollo Sostenible (ODS)

Alineación con los Objetivos de Desarrollo Sostenible (ODS)

El proyecto se alinea principalmente con los siguientes Objetivos de Desarrollo Sostenible (ODS) establecidos por la Agenda 2030 de las Naciones Unidas:

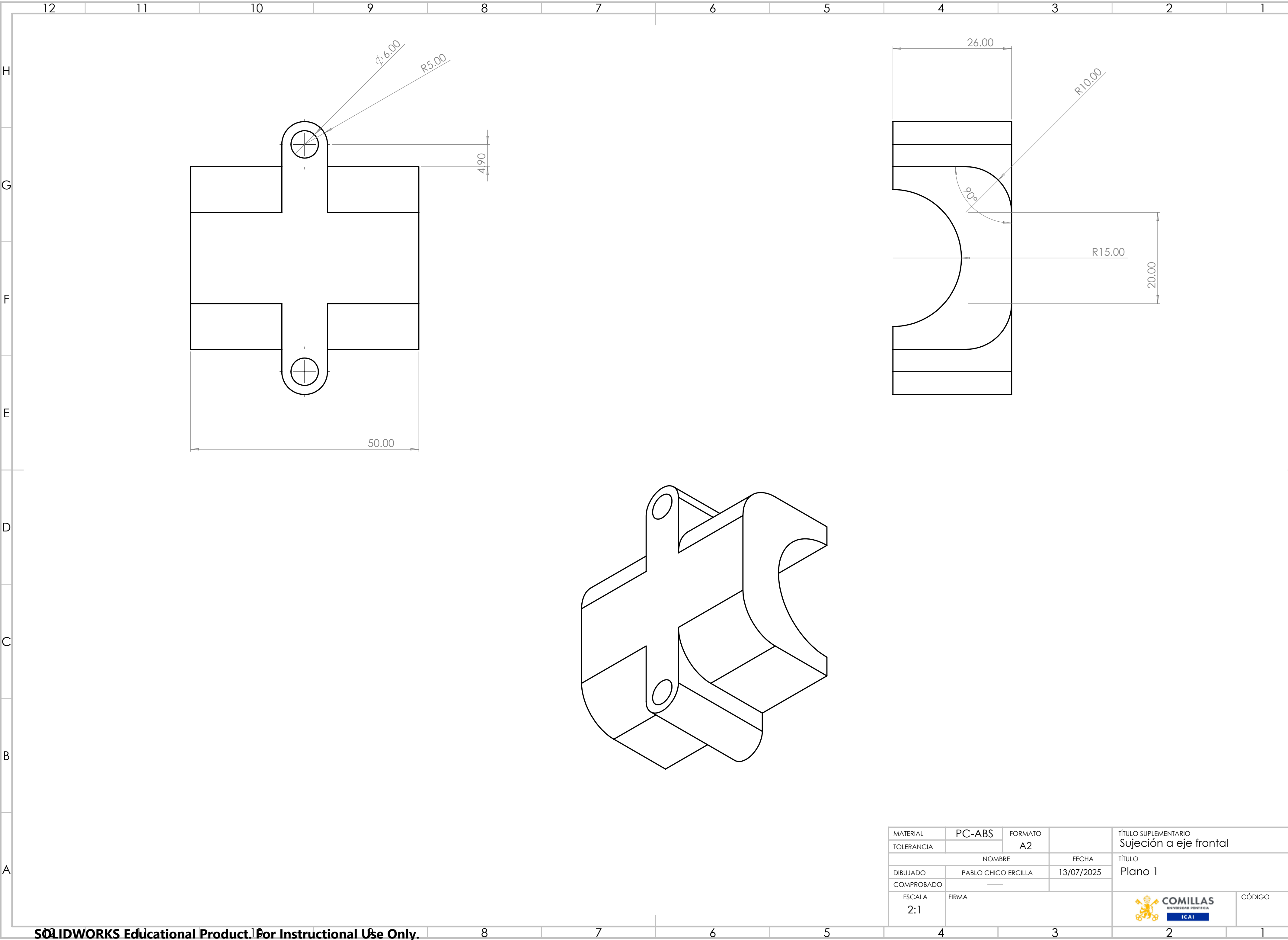
- **ODS 3: Salud y Bienestar.** El dispositivo diseñado contribuye a mejorar la calidad de vida de niños con parálisis cerebral, favoreciendo su desarrollo físico, su autonomía y su bienestar emocional. Facilitar la bipedestación activa ayuda a prevenir complicaciones ortopédicas y promueve una mayor inclusión social.
- **ODS 10: Reducción de las Desigualdades.** El proyecto busca ofrecer soluciones accesibles y asequibles para un colectivo tradicionalmente olvidado por el mercado, contribuyendo a reducir las barreras que enfrentan las personas con discapacidad.
- **ODS 12: Producción y Consumo Responsables.** La selección de materiales duraderos y el diseño enfocado en la facilidad de mantenimiento favorecen la sostenibilidad del dispositivo, alargando su vida útil y reduciendo el impacto ambiental asociado a la producción y el consumo de recursos.
- **ODS 17: Alianzas para Lograr los Objetivos.** El desarrollo del proyecto se apoya en la colaboración entre familias, fundaciones, profesionales y entidades educativas, promoviendo alianzas multisectoriales para la innovación social y la inclusión.

A través de estas contribuciones, el proyecto integra la ingeniería y la innovación con un compromiso social claro, apoyando el cumplimiento de varios objetivos estratégicos de desarrollo sostenible.

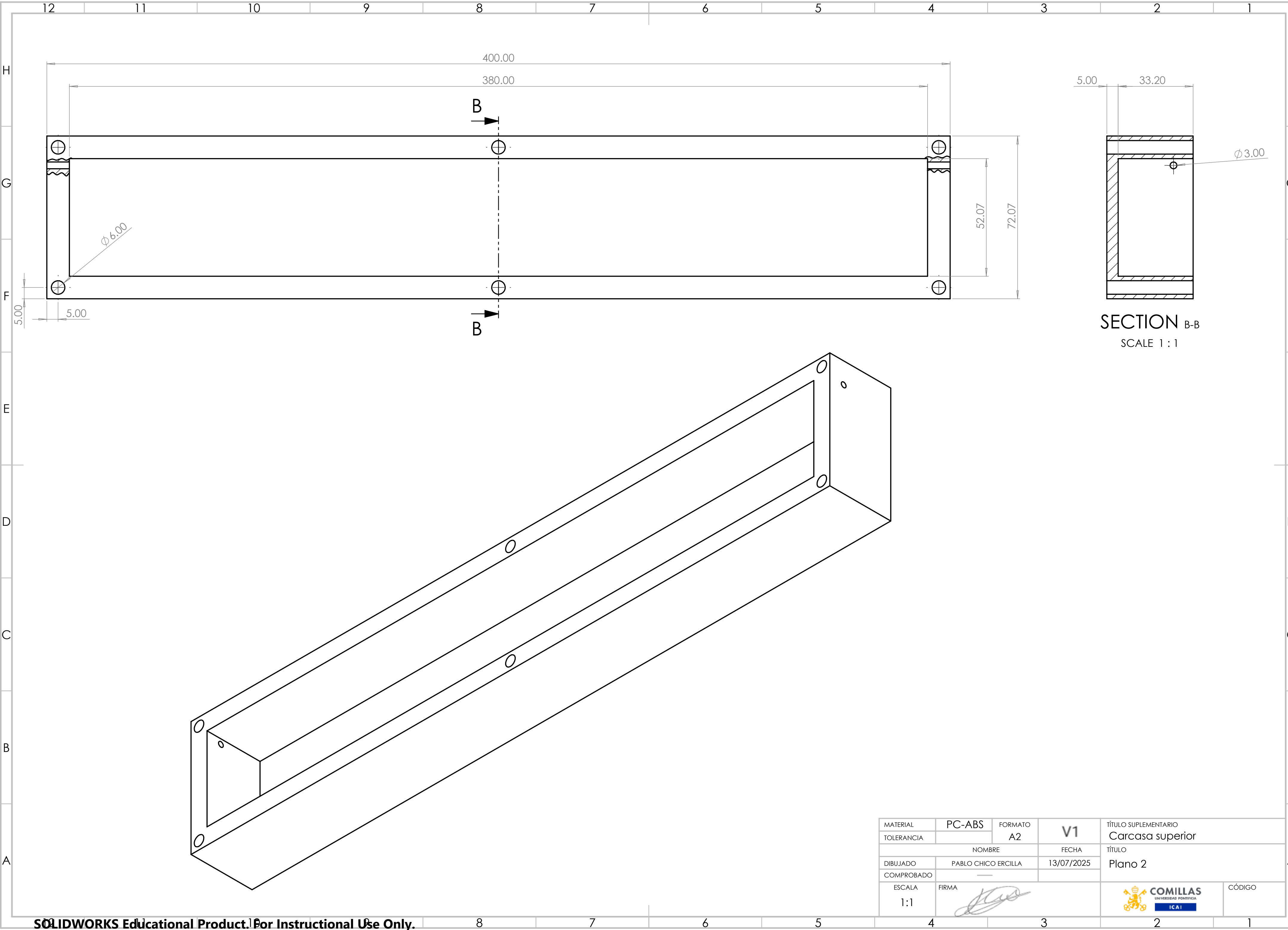
Apéndice B

Planos y explosionado del producto final

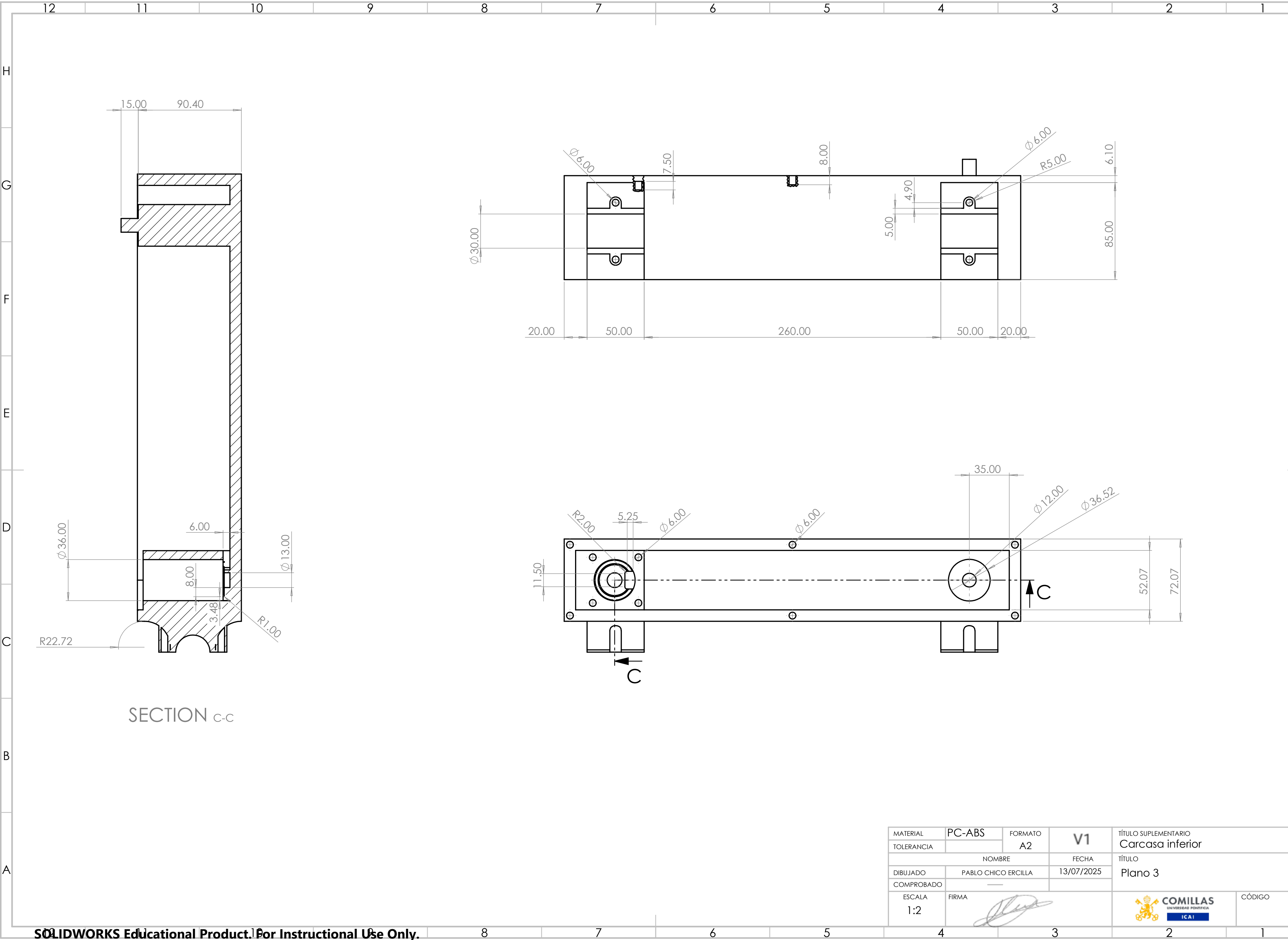
A continuación, se muestran los planos de las piezas diseñadas a lo largo del proyecto. Así como el explosionado del ensamblaje del producto final.

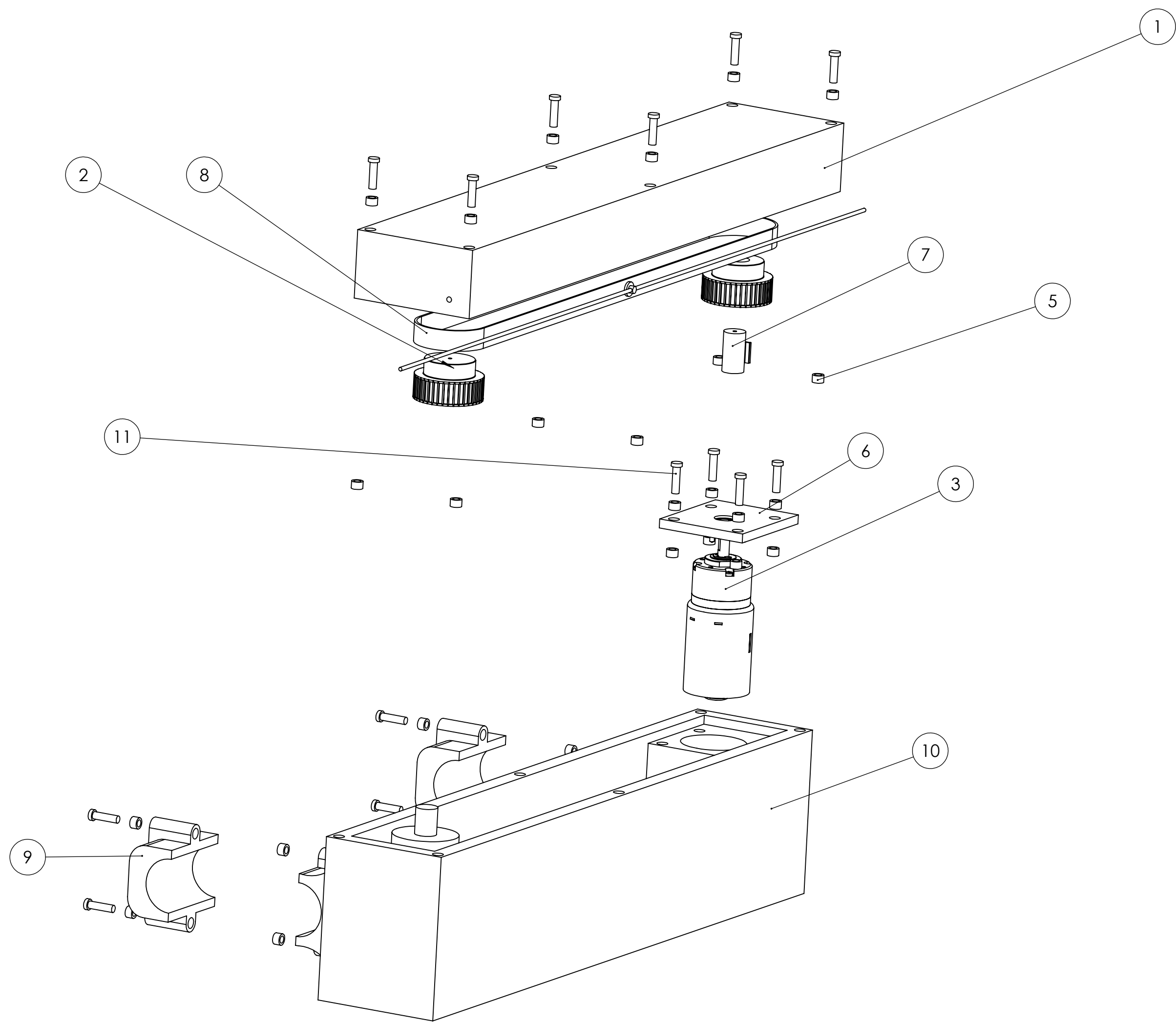


MATERIAL	PC-ABS	FORMATO	TÍTULO SUPLEMENTARIO Sujeción a eje frontal
TOLERANCIA		A2	
NOMBRE		FECHA	TÍTULO Plano 1
DIBUJADO	PABLO CHICO ERCILLA	13/07/2025	
COMPROBADO	—		 CÓDIGO
ESCALA 2:1	FIRMA		



MATERIAL	PC-ABS	FORMATO	V1	TÍTULO SUPLEMENTARIO
TOLERANCIA		A2		Carcasa superior
NOMBRE			FECHA	TÍTULO
DIBUJADO	PABLO CHICO ERCILLA		13/07/2025	Plano 2
COMPROBADO	—			
ESCALA	FIRMA			
1:1				
				CÓDIGO
			COMILLAS UNIVERSIDAD PONTIFICIA ICAI	





ITEM NO.		PART NUMBER		QTY.	
1		Carcasa superior		1	
2		Polea		2	
3		Motor Transmotec-Cad-PBT13649		1	
5		Inserto Roscado M4		28	
6		Tapa motor		1	
7		Adaptador motor polea		1	
8		Correa dentada		1	
9		Sujeción a eje frontal		2	
10		Carcasa inferior		1	
11		Tornillo cabeza hexagonal M4		14	
MATERIAL			FORMATO	TÍTULO SUPLEMENTARIO	
TOLERANCIA			A2	V1	
NOMBRE			FECHA	TÍTULO	
DIBUJADO		PABLO CHICO ERCILLA		13/07/2025	
COMPROBADO		—		Ensamblaje piezas	
ESCALA		FIRMA		CÓDIGO	
1:2					

