

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID
Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicación



**Diseño y Desarrollo de Tecnologías
Neuroprotésicas y Robóticas para
Terapias Individualizadas de la Marcha
Patológica**

TESIS DOCTORAL

Presentada para optar al título de Doctor por:

Javier Gil Castillo

Master en Ingeniería Biomédica

Madrid, 2024



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID
Escuela Técnica Superior de Ingenieros de
Telecomunicación

Doctorado en Ingeniería Biomédica

Diseño y Desarrollo de Tecnologías Neuroprotésicas y Robóticas para Terapias Individualizadas de la Marcha Patológica

TESIS DOCTORAL

Presentada para optar al título de Doctor por:

Javier Gil Castillo

Master en Ingeniería Biomédica

Bajo la dirección de:

Dr. Juan Camilo Moreno Sastoque

Dr. Enrique Navarro Cabello

Madrid, 2024

Título: Diseño y Desarrollo de Tecnologías Neuroprotésicas y Robóticas para Terapias Individualizadas de la Marcha Patológica

Autor: Javier Gil Castillo

Programa de Doctorado: Doctorado en Ingeniería Biomédica

Dirección de tesis:

Dr. Juan Camilo Moreno Sastoque, BioRobotics Group, Centro de Automática y Robótica (CAR) del Consejo Superior de Investigaciones Científicas (Co-director)

Dr. Enrique Navarro Cabello, Grupo de Análisis Biomecánico, Departamento Humano de Salud y Rendimiento Humano (Co-director)

Revisores externos:

Tribunal de tesis:

Fecha de defensa:

Esta Tesis ha sido parcialmente financiada por:

Se ha contado con el apoyo parcial de las subvenciones RTI 2018-097290-B-C31 financiadas por MCIN/AEI/<https://doi.org/10.13039/501100011033> y por «FEDER A way of making Europe», por la “European Union”



También se recibió financiación por parte de las Ayudas para la realización de doctorados industriales de la Comunidad de Madrid, con referencia IND2020/TIC-17471

A quienes estuvieron a mi lado en cada paso de este viaje

Agradecimientos

Quisiera comenzar estos agradecimientos expresando mi más profunda gratitud a todas las personas que han sido parte fundamental en la realización de esta tesis doctoral. A lo largo de estos cuatro años de arduo trabajo y dedicación, su apoyo ha sido esencial para alcanzar este importante logro. Este trabajo no habría sido posible sin el apoyo, la guía y el aliento constante que recibí a lo largo de este camino, tanto en lo académico como en lo personal.

Gracias a mis directores de tesis: Dr. Juan Camilo Moreno y Dr. Enrique Navarro Cabello. A Juan, por haber confiado en mí desde el inicio, por guiarme incluso cuando yo no podía ver el rumbo con claridad, y por no permitir que me rindiera frente a las adversidades de este desafiante camino. A Enrique, por su orientación y apoyo a lo largo de la misma. Gracias a ambos por el esfuerzo y toda la ayuda brindada para poder completar con éxito este proyecto.

Gracias a todos los miembros del Grupo de Neurorrehabilitación con los que he podido compartir esta etapa de mi vida. A Dr. Diego Torricelli por sus consejos para el diseño de figuras más atractivas. A Pilar Raya por estar siempre dispuesta a ayudar y facilitar cualquier tipo de gestión que tuviese que realizar. A Tania Olmo, por prestarse constantemente a ayudar y sufrir las pruebas de validación finales con los madrugones que implicaban. A todos mis compañeros del grupo por los buenos momentos que hemos compartido y que espero sigan aumentando.

Gracias a Technaid SL y todo su equipo por brindarme la oportunidad de poder colaborar y conocer más de cerca la perspectiva empresarial. A Naiara y Mauricio, por todo el apoyo recibido, sin el cual, una parte importante de la presente tesis habría sido imposible.

Gracias a todos los voluntarios que participaron en las pruebas de validación experimental y al Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo y al Institut Guttmann de Badalona por su colaboración para la realización de las mismas, pues habéis sido cruciales para la obtención de este trabajo. También gracias al equipo de la Unidad de Biomecánica del Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo en este último tramo de tesis por su apoyo constante.

Gracias al Proyecto TAILOR y a la Comunidad Autónoma de Madrid por proporcionar la financiación para la consecución del presente trabajo.

Gracias a mis amigos por comprender lo duro de este camino y seguir a mi lado a pesar de mi desconexión. Gracias mi familia y a Pilu, por ese apoyo incondicional facilitándome el camino y por afrontar conmigo los retos que ha supuesto esta tesis doctoral.

Abstract

Neurological disorders, especially stroke and spinal cord injury, are the leading causes of disability worldwide, and gait disorders are common sequelae that significantly reduce quality of life. These are the main focus of rehabilitation therapy, which must be tailored to individual needs. However, conventional therapies have limitations, which has led to the development of emerging technologies such as neuroprostheses (NPs), wearable exoskeletons (EVs) and wearable hybrids (HVs), although their efficacy remains limited. Current literature highlights several limitations of assistive walking devices: lack of effective strategies to detect gait events in a personalized way, lack of modularity and configurability, and lack of standardized methodologies for personalization. Furthermore, it is crucial to develop advanced strategies that provide on-demand assistance, based on an accurate analysis of functional capacity and encouraging the active participation of the user to improve rehabilitation.

The main objective of this PhD thesis is to design, develop, implement and validate advanced technological solutions to optimize the personalization and effectiveness of gait assistance systems, such as NPs, EVs and HVs, by means of 1) adaptive segmentation algorithms, 2) modular architectures, 3) standardized personalization methodologies, and 4) advanced assistance strategies based on objective and accurate quantitative analysis.

First, the requirements for developing a new adaptive automatic gait segmentation algorithm were defined. An algorithm based on a threshold state machine was created, which uses joint kinematic data to identify four key gait events (contact, initiation of propulsion, toe-off and maximum knee flexion in swing) and segment it into cycles, distinguishing between stance and swing phases, as well as specific sub-phases. It was implemented in offline version for analysis and online version for NPs, EVs and HVs control and its validation confirmed its consistent and accurate performance in different profiles of individuals and kinematic recording systems.

Secondly, requirements were defined to design advanced NPs systems with the ability to be combined with robotic devices. A modular NP system was developed that meets these requirements and adapts on the fly. To enable customized configuration, a standardized methodology was created based on clinical judgement to tailor the system to individual needs. Finally, the modular NP system was validated both independently and in combination with an EV in experimental tests with four users with different functional needs. These tests demonstrated its ability to adapt to each individual and its kinematic impact comparable to previous studies in the literature.

Thirdly, a new methodology for personalization of assistance in EVs was proposed, based on standard trajectory tracking control, which is common in clinical practice, and makes use of the dynamic time warping technique for the identification of functional needs from

kinematic information. Furthermore, this technique has been further developed for its correct application to GC joint trajectories, obtaining optimal alignment results. Finally, the strategy was validated in able-bodied and spinal cord injured patients showing comparable results to the standard control, but being superior in terms of safe use of the EV, energy consumption, effort and perceived usability.

In conclusion, this PhD thesis shows significant advances in NPs, EVs and HVs for walking, which promise to considerably improve personalized care in assisted rehabilitation therapy.

Resumen

Los trastornos neurológicos, especialmente el ictus y la lesión medular, son las principales causas de discapacidad mundial, y los trastornos de la marcha, una secuela común que reduce significativamente la calidad de vida. Estos son el principal objetivo de la terapia de rehabilitación, la cual debe adaptarse a las necesidades individuales. Sin embargo, las terapias convencionales presentan limitaciones, lo que ha llevado al desarrollo de tecnologías emergentes como neuroprótesis (NPs), exoesqueletos vestibulares (EVs) e híbridos vestibulares (HVs), aunque su eficacia sigue siendo limitada. La literatura actual destaca varias limitaciones en los dispositivos de asistencia para la marcha: falta de estrategias efectivas para detectar eventos de la marcha de forma personalizada, carencia de modularidad y configurabilidad, y ausencia de metodologías estandarizadas para la personalización. Además, es crucial desarrollar estrategias avanzadas que proporcionen asistencia bajo demanda, basadas en un análisis preciso de la capacidad funcional y fomentando la participación activa del usuario para mejorar la rehabilitación.

El objetivo principal de esta tesis doctoral es diseñar, desarrollar, implementar y validar soluciones tecnológicas avanzadas para optimizar la personalización y eficacia de los sistemas de asistencia de la marcha, como NPs, EVs y HVs, mediante 1) algoritmos de segmentación adaptativos, 2) arquitecturas modulares, 3) metodologías de personalización estandarizadas, y 4) estrategias de asistencia avanzada basadas en el análisis cuantitativo objetivo y preciso.

En primer lugar, se definieron los requisitos para desarrollar un nuevo algoritmo adaptativo de segmentación automática de la marcha. Se creó un algoritmo basado en una máquina de estados con umbrales, que utiliza datos cinemáticos articulares para identificar cuatro eventos clave de la marcha (contacto, inicio de la propulsión, despegue y máxima flexión de rodilla en oscilación) y segmentarla en ciclos, distinguiendo entre fases de apoyo y oscilación, así como subfases específicas. Se implementó en versión *offline* para análisis y *online* para el control de NPs, EVs y HVs y su validación confirmó su rendimiento consistente y preciso en diferentes perfiles de individuos y sistemas de registro cinemático.

En segundo lugar, se definieron los requisitos para diseñar sistemas NPs avanzados con capacidad para combinarse con dispositivos robóticos. Se desarrolló un sistema NP modular que cumple con estos requisitos y se adapta a la marcha. Para permitir una configuración personalizada, se creó una metodología estandarizada basada en el juicio clínico para ajustar el sistema a las necesidades individuales. Finalmente, el sistema NP modular fue validado tanto de forma independiente como en combinación con un EV en pruebas experimentales con cuatro usuarios con diferentes necesidades funcionales. Estas pruebas demostraron su capacidad para adaptarse a cada individuo y su impacto en la cinemática comparable al de estudios previos en la literatura.

En tercer lugar, se propuso una nueva metodología de personalización de la asistencia en EVs que parte del control de seguimiento de trayectoria estándar, habitual en la práctica clínica, y hace uso de la técnica de deformación temporal dinámica para la identificación de necesidades funcionales a partir de la información cinemática. Además, se ha profundizado en dicha técnica para su correcta aplicación a las trayectorias articulares del GC obteniéndose resultados óptimos de alineación. Por último, se validó la estrategia en sanos y lesionados medulares demostrando resultados comparables al control estándar, pero siendo superior en cuanto a uso seguro del EV, consumo energético, esfuerzo de empleo y percepción de usabilidad.

En conclusión, esta tesis doctoral muestra avances significativos en las NPs, EVs y HVs para la marcha, que prometen mejorar considerablemente la atención personalizada en la terapia de rehabilitación asistida.

Tabla de Contenido

Agradecimientos	v
Abstract	vii
Resumen	ix
Lista de Figuras	xiv
Lista de Tablas	xvii
Abreviaturas y Acrónimos	xix
Capítulo 1. Introducción	25
1.1. Contexto y motivación.....	25
1.2. Proyectos y colaboraciones.....	31
1.3. Hipótesis y objetivos.....	32
1.4. Estructura de la tesis.....	34
Capítulo 2. Segmentación de la marcha	37
2.1. Antecedentes de algoritmos automáticos de detección de eventos de la marcha.....	37
2.2. Algoritmo de detección de eventos de la marcha.....	40
2.2.1. Requisitos para el diseño del algoritmo automático de segmentación de la marcha.....	41
2.2.2. Desarrollo de un nuevo algoritmo de detección de eventos.....	43
2.2.3. Ajuste del filtrado de la cinemática articular.....	51
2.2.4. Algoritmo adaptativo de detección de eventos de la marcha.....	57
2.3. Validación de algoritmos de detección de eventos de la marcha.....	58
2.4. Procedimientos de validación.....	60
2.5. Procedimiento y análisis experimental.....	63
2.5.1. Rendimiento del algoritmo con trayectorias de “normalidad”.....	65
2.5.2. Relación RMS con el rendimiento del algoritmo.....	66
2.5.3. Caracterización del rendimiento según el tipo de filtro.....	66
2.5.4. Caracterización del rendimiento entre sistemas de registro.....	66
2.5.5. Comparativa del rendimiento <i>offline</i> frente al <i>online</i>	66
2.5.6. Comparativa del rendimiento según el perfil del individuo.....	67
2.5.7. Comparativa del rendimiento según el tipo de evento.....	67
2.6. Resultados de validación.....	67
2.6.1. Resultados de validación con trayectorias de normalidad.....	68
2.6.2. Resultados de relación del RMS con el rendimiento del algoritmo.....	69
2.6.3. Resultados de validación por tipo de filtrado.....	69
2.6.4. Resultados de validación por sistema.....	70
2.6.5. Resultados de validación <i>offline</i> vs <i>online</i>	71
2.6.6. Resultados de validación según el perfil de usuario.....	71
2.6.7. Resultados de validación para cada evento.....	72

2.7. Discusión.....	73
2.7.1. Rendimiento del algoritmo automático de detección de eventos de la marcha.....	75
2.7.2. Limitaciones.....	77
Capítulo 3. Sistemas neuroprotésicos modulares	79
3.1. Antecedentes de sistemas NP.....	79
3.2. Requisitos y especificaciones de diseño de los sistemas NP.....	81
3.3. Sistema modular NP adecuado para aplicaciones híbridas FES-robot.....	84
3.3.1. Hardware.....	85
3.3.2. Interfaz gráfica de usuario.....	86
3.3.3. Sistema NP modular e híbrido aplicado a la marcha.....	88
3.3.4. Proceso de personalización tecnológica.....	93
3.4. Procedimiento de validación experimental de la actividad de la marcha.....	97
3.5. Análisis experimental.....	101
3.6. Resultados.....	101
3.6.1. Resultados técnicos del sistema NP modular.....	101
3.6.2. Resultados de validación en la aplicación para la marcha.....	104
3.7. Discusión.....	107
3.7.1. Sistema NP modular.....	107
3.7.2. Validación en el contexto de la actividad de marcha.....	110
3.7.3. Limitaciones y trabajo futuro.....	111
Capítulo 4. Metodología de personalización de la asistencia con exoesqueletos vestibles	115
4.1. Antecedentes.....	115
4.2. Metodología para personalización de la asistencia.....	117
4.2.1. Fases para la personalización de la asistencia.....	118
4.2.2. Alineamiento de trayectorias articulares.....	120
4.2.3. Comparación de trayectorias articulares.....	121
4.2.4. Cálculo de la asistencia personalizada.....	123
4.3. Aplicación de la Deformación Temporal Dinámica.....	123
4.3.1. Deformación Temporal Dinámica.....	123
4.3.2. Aplicación del DTW en trayectorias articulares.....	125
4.4. Pruebas de validación.....	130
4.4.1. Participantes.....	130
4.4.2. Equipo.....	130
4.4.3. Procedimiento experimental.....	132
4.4.4. Procesamiento de registros y análisis.....	136
4.5. Resultados de la personalización de asistencia robótica en la marcha.....	139
4.5.1. Resultados del impacto en la cinemática de la marcha asistida por el EV.....	139
4.5.2. Comparativa de cantidad de asistencia necesaria en cada modo de control.....	141
4.5.3. Impacto del modo de control en las fuerzas soportadas por el EV y el consumo.....	141
4.5.4. Impacto del modo de control en la fatiga y percepción del usuario.....	142
4.6. Discusión sobre la personalización de asistencia robótica en la marcha.....	143

4.6.1. Validación de la estrategia de asistencia personalizada.....	144
4.6.2. Limitaciones y trabajo futuro.....	146
5. Capítulo 5. Conclusiones	147
5.1. Hipótesis 1	147
5.2. Hipótesis 2	148
5.3. Hipótesis 3	148
5.4. Trabajo futuro.....	149
5.5. Contribuciones.....	151
5.5.1. Solicitud de Patente.....	151
5.5.2. Publicaciones científicas	152
5.5.3. Contribuciones en congresos y seminarios	152
Referencias	155
Anexos	185
Anexo A - Resultados pruebas de validación algoritmo de segmentación.....	185
Anexo B - Especificaciones técnicas de nuestro sistema modular NP.....	189
B.1. Sensores	189
B.2. Nodos de EE	189
B.3. Unidad de control	190
B.4. Interfaz gráfica de usuario.....	191
B.5. NP modular aplicada a la marcha	191
Anexo C - Comparación de especificaciones técnicas.....	193
Anexo D - Piezas y accesorios 3D.....	195
Anexo E - Interfaces gráficas de usuario (GUIs)	205
E.1. GUI con enfoque de investigación	206
E.2. GUI con enfoque clínico.....	211
Anexo F - Resultados del impacto en la cinemática de las pruebas con la NP modular	221
Anexo G - Resultados del impacto en la cinemática de la asistencia personalizada con EV ...	227

Lista de Figuras

Figura 1.1: El ciclo de marcha, las fases, las subfases, los eventos y la cinemática articular	27
Figura 1.2: Publicaciones por año 2007 a 2024 en relación con NPs, EVs e híbridos vestibles (HVs)	29
Figura 1.3: Esquema general de la tesis doctoral	35
Figura 2.1: Trayectorias articulares normales, velocidades y aceleraciones angulares del GC.....	44
Figura 2.2: Filtrado de la trayectoria articular del tobillo y repercusión en la velocidad y aceleración angulares	45
Figura 2.3: Diagrama de flujo del preprocesado previo al algoritmo de detección de eventos de marcha	47
Figura 2.4: Diagrama de flujo del algoritmo automático de detección de eventos para la marcha	50
Figura 2.5: Preparación para el filtrado de la cinemática por paquetes en el modo <i>online</i> y reconstrucción de la señal tras el filtrado	54
Figura 2.6: Comparativa de reconstrucción <i>online</i> según la longitud de paquete frente a resultado de filtrado <i>offline</i>	55
Figura 2.7: Resultado de reconstrucción <i>online</i> tras filtrado con paquetes de 50 muestras.....	56
Figura 2.8: Instrumentación completa para las pruebas de validación del algoritmo automático de detección de eventos de la marcha.....	61
Figura 2.9: Ventanas de tolerancia para la comparativa mediante RMS	63
Figura 2.10: Ejemplo de resultados asociados a las pruebas de validación	68
Figura 2.11: Resultados asociados a la relación del RMS con el rendimiento del algoritmo	69
Figura 2.12: Resultados asociados al rendimiento del algoritmo según el tipo de filtro...	70
Figura 2.13: Resultados asociados al rendimiento del algoritmo según el sistema de registro	70
Figura 2.14: Resultados asociados al rendimiento del algoritmo según el modo de operación	71
Figura 2.15: Resultados del rendimiento del algoritmo según el perfil de usuario	72

Figura 2.16: Resultados del rendimiento del algoritmo para cada evento de la marcha..	73
Figura 3.1: Arquitectura del sistema NP modular adecuado para aplicaciones híbridas FES-robot	85
Figura 3.2: Configuración de la EE.....	87
Figura 3.3: Sistema NP modular adaptado a la actividad de la marcha.....	89
Figura 3.4: Proceso de personalización para la identificación y configuración de la tecnología de asistencia para la marcha	93
Figura 3.5: Ejemplo de instrumentación completa con el sistema NP modular, el EV o la combinación híbrida.....	95
Figura 3.6: Sistema NP modular y sistema HV colocados sobre el usuario	97
Figura 3.7: Resultados del efecto en la cinemática observado en las pruebas de validación del sistema NP modular, el EV y la combinación híbrida.....	105
Figura 4.1: Diagrama del proceso de personalización de asistencia para un EV.....	119
Figura 4.2: Identificación de las necesidades funcionales y ajuste personalizado de la asistencia de un EV	121
Figura 4.3: GC alineado consigo mismo mediante DTW sin modificaciones.....	126
Figura 4.4: GC alineado consigo mismo mediante DTW con diferentes modificaciones.....	127
Figura 4.5: GC alineado consigo mismo mediante DTW con modificaciones de <i>offset</i> y amplitud.....	128
Figura 4.6: Algoritmo DTW clásico y algoritmo DTW Norm-Desnorm	130
Figura 4.7: Equipo para las pruebas experimentales.	131
Figura 4.8: Resultados del impacto de la personalización de la asistencia en la cinemática y variables espaciotemporales	140
Figura 4.9: Resultados de la cantidad de asistencia necesaria por articulación en cada modo de operación.....	141
Figura 4.10: Resultados de las fuerzas soportadas por el EV y consumo energético por articulación en cada modo de operación.....	142
Figura 4.11: Resultados del esfuerzo y percepción del usuario en cada modo de operación	143
Figura D.1: Piezas 3D para los nodos, sujeciones y botón de emergencia.....	195
Figura D.2: Piezas 3D para la unidad de control	196
Figura D.3: Ensamblaje híbrido	197
Figura D.4: Piezas 3D para el ensamblaje del electrogoniómetro de cadera al EV	198

Figura D.5: Montaje del electrogoniómetro de cadera en el EV	199
Figura D.6: Piezas 3D de ensamblaje del electrogoniómetro de tobillo al EV.....	200
Figura D.7: Montaje del electrogoniómetro de tobillo al EV.....	201
Figura D.8: Fijación central de un nodo y la unidad de control al EV	202
Figura D.9: Fijación lateral de un nodo al EV	203
Figura E.1.1: Menú principal de la GUI de investigación	206
Figura E.1.2: Pestaña de registros de ROM articular de la GUI de investigación	207
Figura E.1.3: Pestaña de registros de rango de corrientes de la GUI de investigación ..	208
Figura E.1.4: Pestaña de visualización de registros con y sin asistencia de la GUI de investigación	209
Figura E.1.5: Pestaña de información para usuarios no expertos de la GUI de investigación	210
Figura E.2.1: Menú principal de la GUI clínica	211
Figura E.2.2: Menú de registro del ROM sin asistencia de la GUI clínica.....	212
Figura E.2.3: Menú de registro y visualización de la GUI clínica	213
Figura E.2.4: Menú de configuración de la red de nodos de la GUI clínica.....	214
Figura E.2.5: Menú de registro de ROM de la GUI clínica con datos.....	215
Figura E.2.6: Menú de configuración de la EE de la GUI clínica	216
Figura E.2.7: Menú de configuración del lazo abierto flexible de la GUI clínica	217
Figura E.2.8: Menú de registro y visualización de la GUI clínica con un ejemplo de registro sin asistencia	218
Figura E.2.9: Menú de registro y visualización de la GUI clínica con un ejemplo de registro con asistencia.	219
Figura F.1: GCs medios y asistencia en usuarios con LMi	225
Figura F.2: GCs medios y asistencia en usuarios con ictus	226

Lista de Tablas

Tabla 2.1: Registros de las pruebas de validación	62
Tabla 2.2: Resumen del análisis experimental del algoritmo automático de detección de eventos de la marcha	65
Tabla 2.3: Rendimiento del algoritmo automático de detección de eventos de la marcha con trayectorias de “normalidad”	69
Tabla 2.4: Error temporal del algoritmo para cada tipo de evento.....	71
Tabla 3.1: Información de los participantes de las pruebas de validación del sistema NP modular	100
Tabla 3.2: Tiempo de montaje del sistema híbrido	103
Tabla 4.1: Configuraciones experimentales en la personalización de la asistencia con un EV.....	135
Tabla A.1: Resultados de rendimiento del algoritmo automático de detección de eventos de la marcha por tipo de filtro	185
Tabla A.2: Resultados de rendimiento del algoritmo automático de detección de eventos de la marcha por tipo de sistema.....	185
Tabla A.3: Resultados de rendimiento del algoritmo automático de detección de eventos de la marcha por modo de operación	186
Tabla A.4: Resultados de rendimiento del algoritmo automático de detección de eventos de la marcha por perfil del individuo	186
Tabla A.5: Resultados de rendimiento del algoritmo automático de detección de eventos de la marcha por cada evento de la marcha	187
Tabla C.1: Especificaciones técnicas de los sistemas NP modulares.....	193
Tabla F.1: Resultados del impacto en la cinemática de la asistencia con la NP modular, EV e híbrido	221
Tabla F.2: Comparación por pares del impacto en la cinemática en LMi de la asistencia con la NP modular, EV e híbrido.....	223
Tabla F.3: Comparación por pares del impacto en la cinemática en ictus de la asistencia con la NP modular, EV e híbrido.....	224
Tabla G.1: Resultados de impacto en la cinemática asociados a las pruebas de validación de la estrategia de asistencia personalizada con el EV	227

Tabla G.2: Resultados del impacto espaciotemporal en relación a las pruebas de validación de la estrategia de asistencia personalizada con el EV	228
Tabla G.3: Resultados relativos a la cantidad de asistencia asociados a las pruebas de validación de la estrategia de asistencia personalizada con el EV	229
Tabla G.4: Resultados relativos a las fuerzas soportadas por el EV asociados a las pruebas de validación de la estrategia de asistencia personalizada con el EV	229
Tabla G.5: Resultados relativos a la potencia eléctrica y corriente eléctrica consumida por el EV asociados a las pruebas de validación de la estrategia de asistencia personalizada con el EV	230
Tabla G.6: Resultados relativos al esfuerzo requerido por el usuario y la percepción del mismo ante los modos de control asociados a las pruebas de validación de la estrategia de asistencia personalizada con el EV	230

Abreviaturas y Acrónimos

$\Delta\theta_{\max}$	Variación del Ángulo Máximo Articular
$\Delta\theta_{\min}$	Variación del Ángulo Mínimo Articular
$\theta_{GC_{Filt}}$	Datos Angulares Filtrados del GC Detectado
A	Apoyo
ac	Amplitud de Corriente
AF	Apoyo Final
AM	Apoyo Medio
an	Amplitud de Pulso Negativa
ap	Amplitud de Pulso Positiva
ASIA	American Spinal Injury Association Impairment Scale
BBDD	Base de Datos
C	Contacto
C1	Condición 1
C2	Condición 2
C3	Condición 3
C4	Condición 4
Ca	Cadera
Ca _D	Cadera Derecha
Ca _I	Cadera Izquierda
Ch	Canal
CI	Contacto Inicial
Cond. C	Condición de Contacto
Cond. D	Condición de Despegue
Cond. IP	Condición de Inicio de la Propulsión
Cond. OF	Condición de Paso a Oscilación Final
Cond. S	Condición de Seguridad
Ctrl F	Control de Fase

Ctrl O	Control de Oscilación
Ctrl SF	Control de Subfase
Ctrl V	Control de Ventana
D	Despegue
dDTW	Distancia de Deformación Temporal Dinámica
De	Desviación Estándar
dn	Duración de Pulso Negativa
dp	Duración de Pulso Positiva
Dr	Derecha
drb	Duración de Rampa de Bajada
drs	Duración de Rampa de Subida
DTW	Deformación Temporal Dinámica
E	Control Estándar
EE	Estimulación Eléctrica
EMG	Electromiografía
eT	Error Temporal
EV	Exoesqueleto Vestible
F1	Puntuación F1
FAC	<i>Functional Ambulation Categories</i>
FB	Filtro Butterworth
FC	Filtro Chebyshev
FCa	Flexor de Cadera
FES	<i>Functional Electrical Stimulation</i>
G	Género
GC	Ciclo de Marcha
GC _N	Ciclo de Marcha Normalizado
GC _{Ref}	Ciclo de Marcha de Referencia
GC _{Ref N}	Ciclo de Marcha de Referencia Normalizado
GLM	Modelo Lineal Generalizado
GM	Glúteo Mayor

GMu	Grupo Muscular
GS	Gastrocnemio
GUI	Interfaz Gráfica de Usuario
H	Hombre
HNPT	Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo
HV	Híbrido Vestible
HW	Hardware
i	Valor Actual
i-1	Valor Previo
IG	Institut Guttman
IMU	<i>Inertial Measurement Unit</i>
IP	Inicio de la Propulsión
Is	Isquiotibiales
Iz	Izquierda
LM	Lesión Medular
LMi	Lesión Medular Incompleta
LMi Op	Grupo de LMi con Configuración Óptima
LMi SOp	Grupo de LMi con Configuración Subóptima
M	Mujer
mac	Mínima Amplitud de Corriente Configurada
Mac	Máxima Amplitud de Corriente Configurada
Mae	Máxima Asistencia Efectiva
MC	Matriz de Costes
MCA	Matriz de Costes Acumulados
Me	Medias
MFR	Máxima Flexión de Rodilla
N	Cantidad de Muestras o Datos
N _θ	Cantidad de Muestras o Datos Angulares
No Asist	No Asistencia
NP	Neuroprótesis

NP (BTS)	Registros con NP en Simultáneo a BTS
NP (VICON)	Registros con NP en Simultáneo a VICON
O	Oscilación
OF	Oscilación Final
OFF	<i>Offline</i>
OI	Oscilación Inicial
OM	Oscilación Media
ON	<i>Online</i>
OT	Oscilación Terminal
P	Precisión
Per	Control Personalizado
PO	Preoscilación
Pr	Propulsión
Q	Cuádriceps
rb	Rampa de Bajada
RC	Respuesta a la Carga
Ref	Referencia
Ro	Rodilla
Ro _D	Rodilla Derecha
Ro _I	Rodilla Izquierda
Ro1	Máxima Flexión de la Rodilla en la Oscilación
ROM	Rango de Movimiento
rs	Rampa de Subida
S	Sensibilidad
SFB	Señal Filtrada con Filtro Butterworth
SFC	Señal Filtrada con Filtro Chebyshev Tipo I
So	Soporte
SR	Señal Real
SUS	Escala de Usabilidad Del Sistema
t	Tiempo

T	Total
TA	Tibial Anterior
To	Tobillo
To _D	Tobillo Derecho
To _I	Tobillo Izquierdo
To1	Ángulo del Tobillo en el Contacto
To2	Ángulo del Tobillo en el Despegue de la Punta del Pie
To3	Flexión Dorsal Máxima en la Mitad de la Oscilación
UC	Unidad de Control
uCo	Umbral de Confort
UE	Umbral Estándar
umm	Umbral de Movimiento Motor
UP	Umbral Personalizado
WISCI II	<i>Walking Index for Spinal Cord Injury II</i>
α_{To}	Aceleraciones Angulares de Tobillo
Δac	Incremento de Amplitud de Corriente
Δt	Tiempo de Pausa
θ	Datos Angulares
θ_{Ca}	Ángulos de Cadera
θ_{Filt}	Datos Angulares Filtrados
θ_{minMax}	Ángulos Mínimos y Máximos Articulares
θ_{Norm}	Datos Angulares Filtrados y Normalizados
θ_{Ro}	Ángulos de Rodilla
θ_{To}	Ángulos de Tobillo
ω	Velocidades Angulares

Capítulo 1. Introducción

1.1. Contexto y motivación

Los trastornos neurológicos en conjunto son la principal causa de discapacidad mundial, afectando aproximadamente al 43% de la población, con una prevalencia e incidencia crecientes (1,2). Entre estos trastornos, el ictus y la lesión medular (LM) destacan como dos de los principales debido a su importante repercusión en la vida de los pacientes y en el sistema sanitario (3). Ambas patologías figuran entre los trastornos más graves, con el ictus siendo la principal afección neurológica en términos de años de vida ajustados por discapacidad (4). Además, las personas con LM tienen un riesgo elevado de desarrollar otras afecciones neurológicas, como el ictus, el deterioro cognitivo y la demencia (5). La naturaleza crónica de estos trastornos ocasiona un deterioro progresivo de las funciones cognitivas y sensoriomotoras a largo plazo, lo que resulta en un profundo sufrimiento personal y genera costos sociales significativos (6–8).

El ictus supone la tercera causa de discapacidad a nivel mundial con una incidencia de más de 13,7 millones de nuevos casos cada año (9–11). Se define como un daño celular o del tejido del sistema nervioso central debido a la interrupción del suministro de oxígeno ocasionado por la ruptura u obstrucción sanguínea repentina en el cerebro (12,13). Su origen puede ser isquémico (87% de los casos) o hemorrágico (13% de los casos) y, según el grado de afectación, se pueden distinguir 3 niveles: nivel A (déficit neurológico mínimo), B (déficit moderado) y C (déficit grave) (3,12). Tras un ictus, un lado del cuerpo (el lado parético) suele quedar más afectado, presentando disfunciones sensoriomotoras que varían desde hemiparesia (leve a moderada) hasta hemiplejia (grave o completa) según la debilidad muscular (12,14–18).

La LM afectaba en 2019 a aproximadamente 20,6 millones de personas en todo mundo y su incidencia alcanzaba los 0,9 millones de nuevos casos al año (19–21). Una LM es un proceso patológico, ya sea traumático o no, que afecta a la médula espinal, interrumpiendo la transmisión de impulsos nerviosos entre el cerebro y los nervios periféricos, y provocando alteraciones motoras, sensoriales y vegetativas por debajo del nivel de la lesión (3,22–25). Las LMs se clasifican por nivel en tetraplejia, afectando a las extremidades superiores e inferiores, tronco y órganos pélvicos debido a una lesión cervical, y paraplejia, que afecta al tronco, extremidades inferiores y órganos pélvicos por debajo del nivel cervical; y por extensión, en lesiones completas, con pérdida total de funciones motoras, sensitivas y autónomas, e incompletas (LMi), donde la pérdida es parcial o inexistente (26).

Los trastornos de la marcha son una de las secuelas más comunes de estas patologías, con una prevalencia aproximada del 50% en pacientes que han sufrido un primer ictus y del 70% en aquellos que padecen una LM (27,28). Debido a que la marcha es una parte esencial en la rutina diaria, estos trastornos reducen significativamente la calidad de vida e independencia funcional (29,30). Por ello, la reeducación de una marcha independiente, funcional y estable es uno de los objetivos principales de las intervenciones terapéuticas en neurorrehabilitación, las cuales deben iniciarse lo antes posible para maximizar la neuroplasticidad (29–33). **Además, la personalización de la terapia de acuerdo a la patología y necesidades específicas de cada paciente es un factor determinante en el resultado de las intervenciones orientadas a la recuperación funcional de la marcha** (34).

En este sentido, la complejidad de la marcha ha conducido a que la evaluación se haya abordado desde múltiples enfoques, como el análisis visual (basado en la observación), el biomecánico (centrado en las características espaciotemporales, cinemáticas y cinéticas) o el fisiológico (focalizado en las activaciones musculares y el coste energético) (12,35). Estos enfoques se dividen en cualitativos y cuantitativos; los últimos son más precisos y objetivos, aunque ambos se utilizan en la práctica clínica (36). De hecho, es común utilizar métodos cualitativos como escalas funcionales para evaluar la capacidad de marcha. Por ejemplo, tras un ictus, se emplea frecuentemente la escala FAC (conocida por sus siglas en inglés de: “*Functional Ambulation Categories*”), que va de 0 (incapacidad para caminar) a 5 (caminar de forma independiente en cualquier superficie) (37). En relación a las LMs, se suele emplear la escala ASIA (conocida por sus siglas en inglés de: “*American Spinal Injury Association Impairment Scale*”), considerada el mejor predictor de recuperación de la marcha, que clasifica el grado de lesión en cinco categorías de A (lesión completa) a E (normalidad neurológica) (26,38,39), y la escala WISCI II (conocida por sus siglas en inglés de: “*Walking Index for Spinal Cord Injury II*”), que evalúa la capacidad de caminar con puntuaciones de 0 (incapacidad total) a 20 (caminar 10 metros de manera independiente) (40,41).

Por otro lado, los métodos cuantitativos se centran en la extracción de parámetros clave a partir de mediciones y registros de datos para su posterior evaluación e interpretación (12). Entre ellos, el análisis biomecánico, ampliamente empleado en la práctica clínica, ofrece la mayor precisión y objetividad para valorar la capacidad de marcha. La información para el análisis se obtiene en laboratorios de marcha que emplean sistemas de fotogrametría, como VICON (42) o BTS (43), a menudo combinados con plataformas dinamométricas para registrar las fuerzas de reacción con el suelo, o mediante sistemas de sensores vestibulares, como unidades de medida inercial (IMUs, siglas en inglés de: “*Inertial Measurement Unit*”) o electrogoniómetros, que permiten un registro más flexible en cualquier entorno (44). La información se segmenta comúnmente en ciclos de marcha (GCs, siglas en inglés de: “*Gait Cycles*”), que, por convenio, abarcan desde el evento de contacto (0% del GC) hasta su repetición en la misma extremidad (100% del GC), dado que

la marcha humana se considera un proceso cíclico que permite el desplazamiento hacia adelante del cuerpo mediante movimientos coordinados de las extremidades inferiores (12,45,46). A su vez, los GCs se segmentan en fases y subfases funcionales (Figura 1.1) (12,35,47,48), principalmente apoyo y oscilación, que se pueden identificar manualmente o mediante algoritmos automáticos de detección de eventos (49). Todo ello, permite la extracción de características de la marcha que se emplean comúnmente en el ámbito clínico para comparar frente a las consideradas como “normales”, aunque este concepto es algo subjetivo (35,50). Estas comparaciones suelen realizarse con respecto a características espaciotemporales, variables cinemáticas discretas (por ejemplo, ángulos articulares) (51–53), índices de marcha que sintetizan la vasta cantidad de información disponible, como el índice de desviación de la marcha (54,55), o con respecto a las propias trayectorias angulares del GC para cada articulación del miembro inferior (por ejemplo, las trayectorias angulares sagitales que se muestran en la Figura 1.1) (56).

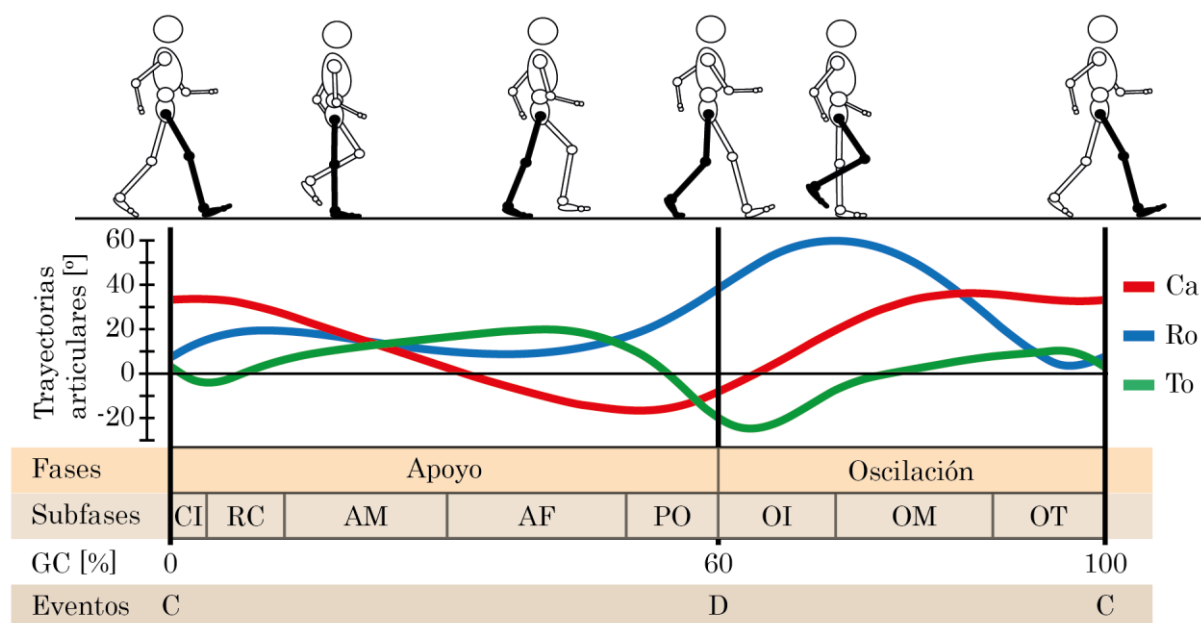


Figura 1.1: El ciclo de marcha, las fases, las subfases, los eventos y la cinemática articular. Se muestran las trayectorias articulares para cada una de las articulaciones del miembro inferior a lo largo del GC, así como las diferentes fases, subfases y eventos más importantes reportados en la literatura (35,45,48). Estas trayectorias se corresponden con el GC medio normal de la base de datos del Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo (HNPT). Abreviaturas: contacto inicial (CI), respuesta a la carga (RC), apoyo medio (AM), apoyo final (AF), preoscilación (PO), oscilación inicial (OI), oscilación media (OM), oscilación terminal (OT), contacto (C), despegue (D), cadera (Ca), rodilla (Ro), tobillo (To).

El análisis cuantitativo ha permitido observar que, para ambas patologías, se reduce la coordinación intra e inter extremidades y aumenta la variabilidad del GC produciéndose desviaciones con respecto a la normalidad (12,17,57). Además, se identifican diferencias entre los patrones de marcha asociados a cada condición (58). Tras un ictus, las alteraciones son más pronunciadas en el lado parético, generando patrones marcadamente asimétricos caracterizados por movimientos compensatorios, menor rango de movimiento

articular (ROM, siglas en inglés de: “*Range of movement*”), reducida flexión articular general durante la marcha, y una extensión de rodilla insuficiente antes del contacto o hiperextensión durante el apoyo (12,16,17,59–61). En contraste, la LM, que suele ser una lesión simétrica, puede exhibir patrones de marcha tanto simétricos como asimétricos, destacándose por una disminución en la flexión de cadera y rodilla durante la oscilación y una menor extensión de cadera al final del apoyo (62,63). Además, se ha observado para ambas patologías que los patrones de marcha son muy diversos y diferentes, lo que indica que cada paciente alcanza la capacidad de caminar aplicando diferentes estrategias (59,64–66). **Esto, en definitiva, confirma la necesidad de personalizar el procedimiento terapéutico de acuerdo con las características y necesidades de cada patología e individuo.**

El procedimiento terapéutico consiste en intervenciones que integran ejercicios funcionales específicos, con el terapeuta guiando y asistiendo al paciente para desarrollar la habilidad deseada (34,67). Estos ejercicios deben realizarse de manera repetitiva e intensiva, incorporando variabilidad y promoviendo la participación activa del paciente para optimizar el rendimiento, maximizar los beneficios y lograr un efecto terapéutico (67–69). En relación con la marcha, uno de los ejercicios principales consiste en caminar en el suelo o sobre una cinta de marcha (70). La fisioterapia manual con apoyo del peso corporal es bastante habitual en la terapia convencional. Sin embargo, son necesarios varios terapeutas para la ejecución de dicho ejercicio, por lo que este enfoque presenta ciertas limitaciones en cuanto al número de pacientes que se pueden tratar, el tiempo invertido en cada paciente y el sobreesfuerzo físico realizado por los terapeutas (71,72). Estas limitaciones han propiciado el desarrollo de tecnologías cuyo objetivo es el de facilitar la aplicación de la terapia y conseguir una rehabilitación más cómoda y eficaz (73–77). Entre estos desarrollos tecnológicos, los sistemas neuroprotésicos o neuroprótesis (NPs) y los exoesqueletos vestibles (EVs) han crecido en popularidad y son ampliamente utilizados, como demuestra el crecimiento de investigaciones en los últimos años con estas tecnologías ([Figura 1.2](#)) (34,76,78,79).

Las NPs son sistemas que asisten mediante estimulación eléctrica (EE), siendo la estimulación eléctrica funcional (FES, siglas en inglés de: “*Functional Electrical Stimulation*”) una de las técnicas más utilizadas. Estos sistemas han evolucionado desde el primer desarrollo propuesto por Liberson et al. en 1961 para asistir el pie caído, hacia sistemas multicanal, inalámbricos y vestibles (3,78,80,81). Por otro lado, los dispositivos robóticos, que asisten mecánicamente al usuario, han avanzado significativamente desde el proyecto militar Hardiman de 1960, y, desde principios de los 2000, se han desarrollado sistemas más prácticos y aplicables clínicamente, con un gran impacto en la asistencia y rehabilitación del movimiento (82). Estos avances han dado lugar a dispositivos robóticos estacionarios que hacen uso de una cinta de marcha y sistemas de soporte corporal, como Lokomat (83), LOPES (84), y ALEX (85), y dispositivos deambulatorios, como los EVs que han evolucionado hacia dispositivos más ligeros, eficientes y funcionales (71,72,79,86–90).

En este último grupo, se encuentran EVs populares como HAL (91,92), ReWalk (93,94), Ekso (95,96), Indego (97–99), Vanderbilt (100–102), REX (103), MINDWALKER (104), Atlas (105,106), o Atalante (107–109), entre otros.

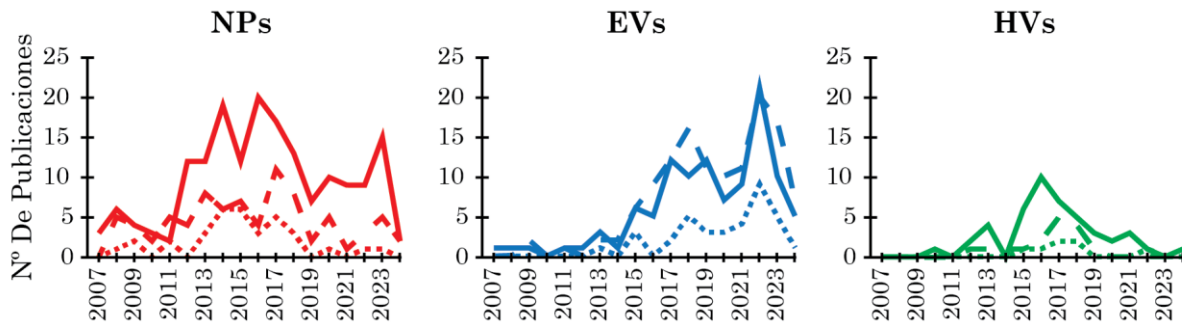


Figura 1.2: Publicaciones por año 2007 a 2024 en relación con NPs, EVs e híbridos vestibulares (HV). La línea continua se corresponde con Web Of Sciece, la línea discontinua corresponde con Scopus y la línea a puntos se corresponde con Pubmed. Se empleó en las tres bases de datos las siguientes palabras clave y combinaciones: *gait AND neuroprosthesis AND "electrical stimulation"* para NPs, *gait AND "wearable exoskeleton"* para EVs, y *Gait AND hybrid system AND neuroprosthesis AND exoskeleton* para HVs.

A pesar de los grandes avances tecnológicos, en la literatura se pueden encontrar una gran variedad de resultados en términos de eficacia en la recuperación de la función de la marcha mediante NPs y EVs (78,110–112). Esto se debe a la diversidad de protocolos clínicos, los breves periodos de intervención y el pequeño tamaño muestral de los estudios existentes, por lo que son necesarios ensayos controlados aleatorizados más rigurosos (79,113). Además, diversos estudios, como (114–116), respaldan la importancia de la adaptación de estas tecnologías a las patologías y condiciones de los pacientes para maximizar la eficacia de la terapia. De hecho, se ha demostrado que la personalización de la terapia con NPs y EVs conduce a mejores resultados en pruebas clínicas en comparación con los métodos convencionales (117–119).

Todo lo anterior resalta que la personalización también es un factor clave para optimizar la eficacia de la rehabilitación asistida con estos dispositivos. A esto se le une que estas tecnologías han mostrado algunas limitaciones particulares. Por ejemplo, el FES provoca fatiga muscular y dificulta el control preciso del movimiento debido a las no linealidades y la variabilidad en la respuesta muscular. Sin embargo, activa la musculatura, lo que previene la atrofia, mejora la fuerza y la densidad ósea, y reduce la espasticidad. En contraste, la asistencia robótica ofrece un excelente control de la trayectoria, pero no activa directamente la musculatura (3,120,121). Estas limitaciones han impulsado el desarrollo de sistemas HVs, que han abierto nuevas líneas de investigación (Figura 1.2), orientadas a combinar sus ventajas y mitigar sus desventajas. Sin embargo, estos sistemas aún no están lo suficientemente maduros para ser evaluados en pruebas clínicas que demuestren su impacto real (79,80,120,122).

El tratamiento personalizado para la asistencia de la marcha requiere seleccionar y adaptar la tecnología adecuada según la patología, las características del paciente y la fase de rehabilitación (78,115). Para lograrlo, es crucial desarrollar tecnologías versátiles y adaptables con diseños modulares, portátiles y de fácil uso, que permitan una configuración precisa mediante metodologías de personalización estandarizadas (114,115,123). Además, es esencial implementar estrategias de asistencia avanzada que brinden apoyo individualizado solo cuando sea necesario, fomentando la participación activa del individuo.

En relación con lo anterior, los algoritmos automáticos adaptativos de detección de eventos en tiempo real son esenciales para optimizar la funcionalidad de estos dispositivos, asegurando una asistencia precisa. Sin embargo, los algoritmos actuales han mostrado resultados variables dependiendo de la población, las condiciones del terreno y velocidad de marcha, y menos de un tercio se han validado específicamente para marcha patológica (124,125). Por lo tanto, **es fundamental desarrollar algoritmos automáticos adaptativos que garanticen un rendimiento constante y preciso, sin importar las variaciones en los patrones de marcha**. Esto permitirá mejorar el control de NPs, EVs y HVs, y asegurar que estas tecnologías se ajusten adecuadamente a las necesidades individuales y se adapten a los cambios en las condiciones del usuario (114,115). Todo ello, requiere una estrecha colaboración interdisciplinaria entre médicos, neurocientíficos, ingenieros e informáticos, junto con la adopción de nuevos enfoques de diseño, como el diseño centrado en el usuario, para garantizar la eficacia, seguridad, comodidad, accesibilidad y adaptación de los dispositivos a las necesidades individuales (115,126).

Lo anterior destaca la importancia de profundizar en la personalización tecnológica basada en las necesidades del usuario y el análisis biomecánico. Por ello, la presente tesis doctoral se enfoca en el diseño y desarrollo de tecnologías neuroprotésicas y robóticas para terapias individualizadas, orientadas a la recuperación de la marcha patológica tras daños en el sistema nervioso central. En este sentido, se propone: 1) contribuir al diseño y desarrollo de algoritmos adaptativos de segmentación de la marcha a partir de la cinemática que permitan su análisis y el control de sistemas NPs, EVs y HVs; 2) diseñar y desarrollar sistemas NPs modulares que se integren eficazmente con EVs; 3) crear metodologías para la personalización en el uso y aplicación de estas tecnologías, y 4) desarrollar estrategias para identificar las necesidades funcionales a partir de la cinemática y adaptar la asistencia proporcionada por estos dispositivos.

1.2. Proyectos y colaboraciones

Esta tesis doctoral se ha realizado en el marco de dos proyectos de investigación y desarrollo:

- El proyecto TAILOR: Sistemas Modulares Robóticos y Neuroprotésicos Personalizables para la Asistencia de la Marcha Patológica (con referencia RTI2018-097290-B-C31), financiado por Plan Nacional de I+D del Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades. Este proyecto tiene por objetivo principal crear sistemas vestibles neurorrobóticos combinando NPs, EVs y HVs de arquitectura modular que se puedan adaptar al paciente, con independencia de la etiología de la lesión, adoptando un enfoque de diseño centrado en el usuario y apoyándose en herramientas de simulación dinámica predictiva (127–130). Este proyecto se asentó sobre cuatro pilares principales y se desarrolló bajo una estrecha colaboración interdisciplinar de investigadores, clínicos e ingenieros en que participaron el Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo, el Institut Guttmann de Barcelona, la Universidad Politécnica de Cataluña y el Neural Rehabilitation Group del Consejo Superior de Investigaciones Científicas. El primer pilar consistió en el desarrollo de nuevas métricas para la evaluación funcional objetiva de la capacidad funcional de marcha, lo cual ha dado lugar a varias publicaciones (54,55). El segundo pilar, centrado en el desarrollo de modelos neuromusculoesqueléticos individualizados con el objetivo de simular la marcha asistida por EVs, NPs y HVs para predecir resultados funcionales específicos para cada individuo y optimizar la personalización, ha dado lugar a varias publicaciones derivadas del proyecto (115,131). El tercer pilar, el desarrollo de tecnología neuro-robótica modular y personalizable que permita combinar y adaptar una solución específica para un paciente concreto, ha generado varias publicaciones científicas (132,133). Y el cuarto pilar, el desarrollo de protocolos estandarizados de evaluación de la marcha asistida con EVs y NPs que permitan comparar el rendimiento, impacto funcional, facilidad de uso y aceptación del usuario, que ha sido documentado en diversas publicaciones (134,135). En el marco del proyecto, se desarrolló otra tesis doctoral en un área de investigación independiente, con un enfoque cualitativo centrado en la perspectiva del usuario. Esta tesis mantuvo una estrecha colaboración con la presente investigación, analizando tanto la usabilidad del sistema NP modular desarrollado, como sus posibles efectos clínicos inmediatos (136).
- El proyecto de “Diseño, desarrollo, integración y estudio de una herramienta computacional multipropósito para uso clínico en la rehabilitación robótica de la marcha en personas con trastornos neurológicos”, asociado a las Ayudas al Doctorado Industrial de 2019 financiadas por la Comunidad de Madrid (publicado en el Anexo I de la ORDEN 223/2020, de 30 de noviembre, del Consejero de Ciencia,

Universidades e Innovación, con referencia IND2020/TIC-17471). Este proyecto busca desarrollar una herramienta para optimizar la rehabilitación de la marcha con EVs, combinando modalidades como el FES. Dentro del marco de este proyecto se colaboró con el Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo y Technaid S.L.

1.3. Hipótesis y objetivos

En el contexto de la rehabilitación de la marcha asistida por NPs, EVs y HVs, el *gold standard* para lograr los mejores resultados reside en la personalización de la terapia según la patología y las necesidades específicas de cada paciente. Sin embargo, la literatura revela que la eficacia de la terapia de rehabilitación con estas tecnologías es limitada. Esta tesis doctoral se fundamenta en la hipótesis de que los sistemas NPs, EVs y HVs actuales para asistencia de la marcha son limitados en su eficacia, ya que no se adaptan de manera adecuada a las necesidades individuales de los usuarios. En este sentido, la literatura actual muestra varias brechas importantes que contribuyen a ello. En primer lugar, la falta de estrategias efectivas para la detección automatizada de eventos de la marcha que se adapten a los patrones individuales dificulta la optimización del control de estos dispositivos de asistencia. En segundo lugar, los sistemas actuales carecen de modularidad y configurabilidad, lo que limita su usabilidad y su capacidad para responder a las necesidades cambiantes de los usuarios. En tercer lugar, la falta de metodologías de personalización estandarizadas dificulta la configuración precisa de estos dispositivos en base a las necesidades individuales. Finalmente, es crucial implementar estrategias de asistencia avanzadas que brinden apoyo únicamente cuando sea necesario, basándose en las necesidades funcionales del paciente identificadas a través de un análisis cuantitativo objetivo y preciso, como la cinemática, promoviendo al mismo tiempo la participación activa del usuario para mejorar la eficacia de la rehabilitación.

El objetivo principal de esta tesis doctoral es diseñar, desarrollar, implementar y validar soluciones tecnológicas avanzadas para optimizar la personalización y eficacia de los sistemas de asistencia de la marcha, como NPs, EVs y HVs, mediante 1) algoritmos de segmentación adaptativos, 2) arquitecturas modulares, 3) metodologías de personalización estandarizadas, y 4) estrategias de asistencia avanzada que promuevan la participación activa del paciente y se ajusten a las necesidades individuales identificadas por medio del análisis cuantitativo objetivo y preciso.

Hipótesis 1. La integración de algoritmos avanzados de detección automática de eventos de la marcha, basados en información cinemática articular, es eficaz para el control de dispositivos de asistencia como NPs y EVs en usuarios con discapacidades motoras.

- **Objetivo 1.1.** Desarrollar un algoritmo de detección automática de eventos de la marcha basado en datos cinemáticos articulares.

- **Objetivo 1.2.** Validar el algoritmo desarrollado en sanos y pacientes con trastornos neurológicos (ictus y lesión medular) mediante la comparación *offline* con métodos *gold standard* de detección de eventos relativos al empleo de plataformas dinamométricas y el marcado manual experto en sistemas VICON.
- **Objetivo 1.3.** Integrar el algoritmo para el control de un sistema NP.
- **Objetivo 1.4.** Validar el algoritmo *online* en sujetos sanos y pacientes con trastornos neurológicos (ictus y lesión medular) para el control de sistemas NP.

Hipótesis 2. Un enfoque modular para el desarrollo de una NP combinado con una metodología de configuración estandarizada permitirá soluciones personalizadas e híbridas eficaces para los trastornos de la marcha específicos de cada paciente en todas las afecciones neurológicas (ictus y lesión medular).

- **Objetivo 2.1.** Realizar una revisión del estado del arte de sistemas NPs e identificar los requisitos para el desarrollo de sistemas NP modulares.
- **Objetivo 2.2.** Desarrollar una tecnología NP modular con capacidad de combinarse con dispositivos robóticos que permita la personalización de soluciones específicas para cada individuo.
- **Objetivo 2.3.** Desarrollar una metodología para la aplicación personalizada y eficaz del sistema NP modular y su combinación con un EV de acuerdo con el estado funcional del paciente.
- **Objetivo 2.4.** Validar el uso de la tecnología NP modular y la metodología de personalización en sanos y pacientes con trastornos neurológicos (ictus y lesión medular).

Hipótesis 3. El desarrollo de una estrategia de asistencia personalizada basada en información cinemática mejorará significativamente la eficacia y la comodidad del control de un EV para la asistencia de los miembros inferiores (cadera, rodilla y tobillo), en comparación con los métodos de control estándar.

- **Objetivo 3.1.** Desarrollar e implementar una estrategia de control personalizada basada en información cinemática para la asistencia de la marcha con un EV, mejorando la eficacia, la comodidad y la adaptabilidad del dispositivo en usuarios con necesidades de asistencia en la marcha.
- **Objetivo 3.2.** Validar la eficacia y comodidad de la estrategia de control personalizada basada en información cinemática para un EV en usuarios sin y con necesidades de asistencia en la marcha.

1.4. Estructura de la tesis

Capítulo 1. Introduce la necesidad de atención personalizada para rehabilitación terapéutica de la marcha mediante la asistencia tecnológica con sistemas NPs, EVs y HVs. Además, ofrece una visión general sobre las patologías neurológicas de relevancia (LM e ictus) que afectan a la marcha y son foco de estudio de la tesis, las metodologías de evaluación de la capacidad funcional, y las diferentes brechas que limitan la eficacia de la terapia de rehabilitación con asistencia tecnológica. Finalmente, se exponen las hipótesis, objetivos y estructura de la tesis.

Capítulo 2. Presenta una revisión sobre algoritmos automáticos de segmentación de la marcha, sensores empleados y justifica la necesidad de desarrollo de un nuevo algoritmo de detección de eventos basado en información cinemática. En él se presentan los requisitos para el desarrollo del nuevo algoritmo y el desarrollo técnico completo realizado. Además, se explora el rendimiento del algoritmo bajo diferentes condiciones, validando la capacidad de adaptación a diferentes patrones de marcha y su idoneidad para el control de sistemas NPs, EVs y HVs.

Capítulo 3. Presenta una revisión sobre los sistemas de NPs, en concreto, aquellos desarrollos enfocados en el diseño modularizado. En él, se concretan los requisitos para el desarrollo del nuevo sistema NP modular con capacidad de combinación con dispositivos robóticos, el desarrollo técnico completo realizado y su aplicación específica a la asistencia de la marcha. Además, se propone una metodología de personalización estandarizada para la configuración eficaz en base a la evaluación de las necesidades funcionales basadas en el criterio clínico. Por último, se explora la versatilidad y adaptabilidad del sistema, así como la eficacia de la metodología de personalización mediante pruebas de validación realizadas en sanos y pacientes con trastornos neurológicos (ictus y lesión medular).

Capítulo 4. Presenta una nueva metodología de personalización de la asistencia en EVs. Esta estrategia se enfoca en la asistencia personalizada de acuerdo con las necesidades funcionales del individuo que se identifican haciendo uso de la cinemática articular y una metodología basada en la técnica de deformación temporal dinámica. Además, se evalúa la percepción del usuario y la eficacia de esta estrategia mediante pruebas de validación en sanos y pacientes con trastornos neurológicos (ictus y lesión medular), comparándola con la estrategia convencional de control de seguimiento de trayectoria utilizada en EVs en la práctica clínica.

Capítulo 5. Resume las conclusiones extraídas de los Capítulos 2, 3 y 4 en relación con las hipótesis y objetivos establecidos en el Capítulo 1 de la tesis doctoral. Además, se presentan recomendaciones para futuras investigaciones y se resumen las principales contribuciones científicas realizadas.

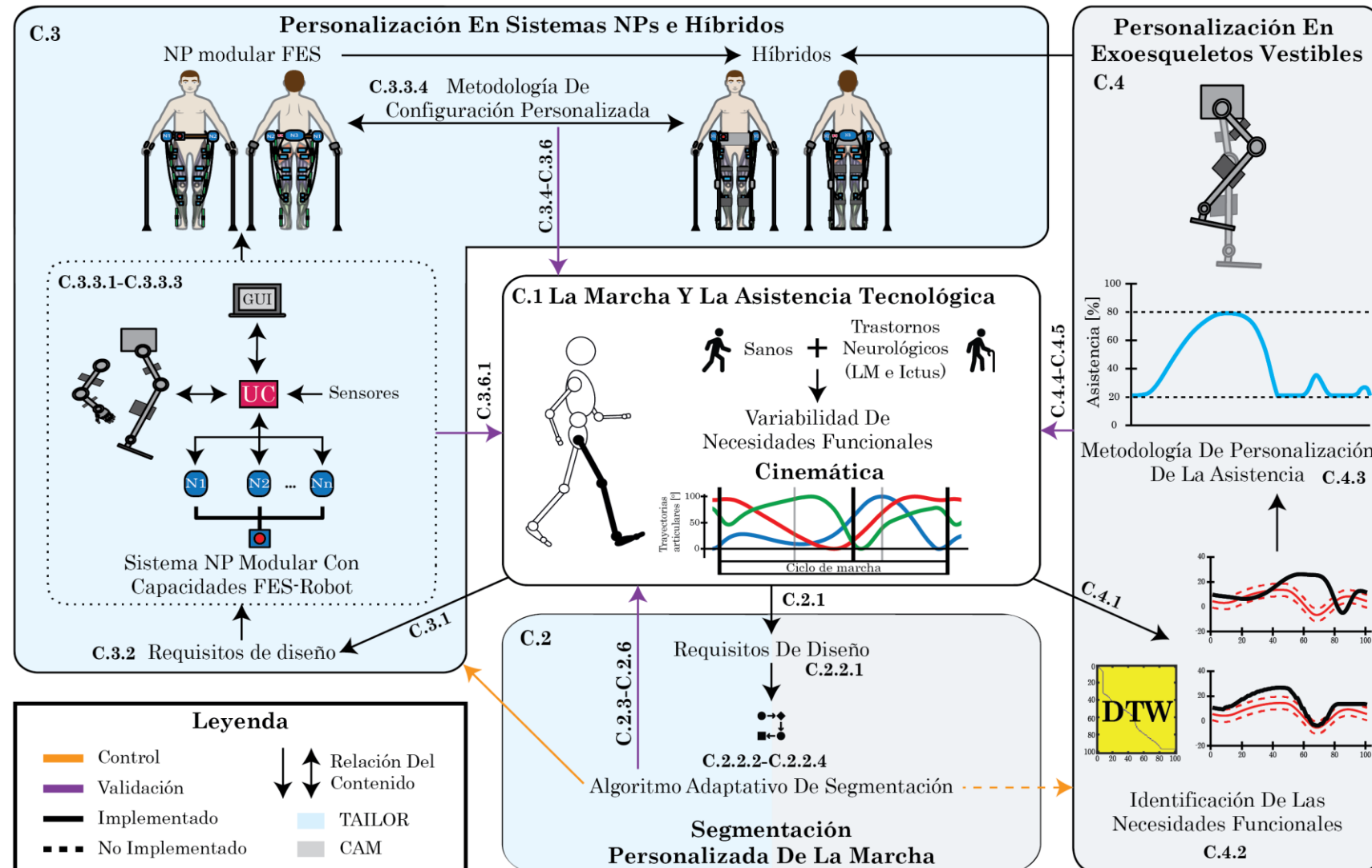


Figura 1.3: Esquema general de la tesis doctoral. En esta figura se muestra la relación entre capítulos y las temáticas abordadas en la tesis.

Capítulo 2. Segmentación de la marcha

El uso de tecnología para rehabilitación de la marcha es un área de gran interés científico que aborda problemas clave como la medición del movimiento de las extremidades inferiores, la evaluación de la capacidad de marcha y el desarrollo de estrategias personalizadas de control en colaboración con el usuario (137). En este contexto, los algoritmos actuales muestran carencias para adaptarse a la variedad de contextos y patrones de marcha y, aunque el uso de algoritmos automáticos para segmentar la marcha ha ganado popularidad, por lo general estos algoritmos no se han validado de forma adecuada y, habitualmente, sólo en sanos. Es crucial desarrollar algoritmos automáticos adaptativos para la detección de eventos de la marcha que sean robustos ante la variabilidad individual, las diferentes condiciones de marcha y el ruido en los datos, permitiendo un control preciso en tiempo real de dispositivos asistenciales, como NPs y EVs. En este capítulo¹, se aborda el desarrollo de un nuevo algoritmo adaptativo para la detección automática de eventos de la marcha para su análisis y el control de sistemas NPs, EVs y HVs, así como su validación en individuos con diferentes patrones de marcha en individuos sanos con LMi o ictus. Este algoritmo hace uso de datos de cinemática articular, información objetiva y precisa ampliamente utilizada en el análisis de la marcha y en los algoritmos de control avanzado de NPs y EVs (138–140), y dispone de una estructura de máquina de estados práctica y robusta para este fin (141,142).

2.1. Antecedentes de algoritmos automáticos de detección de eventos de la marcha

La segmentación de la marcha es un proceso desafiante que implica descomponerla en GCs, fases y subfases a través de la identificación de eventos clave, como el contacto con el suelo y el despegue del pie (141,143). Este proceso es crucial en la práctica clínica para el análisis de la marcha, ya que facilita la interpretación de datos cinemáticos, cinéticos y electromiográficos, lo que permite una evaluación más precisa y completa de la capacidad funcional y la eficacia de la rehabilitación (45,144,145). En este contexto es común la segmentación posterior de registros de datos — en adelante, segmentación *offline* — de forma manual, aunque es un proceso laborioso y propenso a errores, por lo que el empleo de algoritmos de segmentación automática está ganando popularidad de manera gradual (143). Estos algoritmos también son especialmente relevantes para la segmentación en tiempo real u *online*, ya que son fundamentales para el control de sistemas tecnológicos de asistencia, como las NPs y los EVs (125,141,146,147). En concreto, estos algoritmos

¹ El contenido del presente capítulo se relaciona con la **Hipótesis 1** de la presente tesis doctoral y se focaliza en los **Objetivos 1.1 a 1.4** detallados en la sección **1.3 Hipótesis y objetivos**.

juegan un papel esencial en la aplicación precisa de la EE de las NPs en los diferentes grupos musculares para lograr una activación adecuada que maximice la eficacia de la terapia (148). Por otro lado, la detección precisa de eventos de marcha también es crucial para asegurar una interacción fluida y sincronizada entre el usuario y el EV, y para desarrollar estrategias de asistencia avanzadas efectivas que resulten en una mejora significativa de los resultados de la rehabilitación (149–151).

El proceso de segmentación automática de la marcha consiste, primero, en obtener información relativa a la marcha y, segundo, en identificar los eventos clave a partir de esos datos. Para la medición de esta información, se puede hacer uso de sistemas estacionarios o sistemas portátiles (137). Los primeros suelen ser sistemas fijos más precisos, como los sistemas de fotogrametría (por ejemplo, VICON (42) o BTS (43)) y las plataformas dinamométricas. Por otro lado, los segundos suelen ser sensores vestibulares que permiten el registro de datos fuera del laboratorio y aportan información en tiempo real que permite alimentar a los algoritmos automáticos de detección de eventos que controlan NPs, EVs y HVs (137). Entre ellos se encuentran los sensores de presión, que se han utilizado ampliamente, incluso como *gold standard* para validar algoritmos automáticos de detección de eventos. Sin embargo, su precisión depende de su ubicación en la planta del pie, y su corta vida útil debido al desgaste mecánico los hace poco adecuados para aplicaciones reales (125,146,152). Por otro lado, los IMUs son sensores que proporcionan información cinemática, son económicos, duraderos y son los sensores portátiles más usados para la segmentación de la marcha, aunque presentan limitaciones en patrones patológicos y requieren recalibraciones frecuentes debido a factores como la temperatura, las vibraciones, las interferencias electromagnéticas y los problemas de deriva, entre otros (146,152–158). En los EVs, los sensores de posición, como *encoders* o potenciómetros, son comunes para medir ángulos articulares y controlar el movimiento (157,159). Además, también es frecuente el uso de sensores como los electrogoniómetros para medir ángulos articulares y sensores de electroencefalografía y electromiografía (EMG) para detectar la intención de movimiento, aunque estos dos últimos presentan desafíos en la adquisición y procesamiento de datos (80,137,146,160–166). Por último, es común combinar diferentes tipos de sensores, como los sensores de presión e IMUs (80,154,167).

Una vez obtenida la información, es necesario aplicar métodos de detección de eventos de la marcha que permiten diferenciarla en fases. En la clínica es habitual la detección de los eventos de contacto y despegue del suelo mediante plataformas dinamométricas estableciendo umbrales en las fuerzas de reacción vertical con el suelo, considerado el método *gold standard* (49,124,168–170). Sin embargo, es necesario obtener contactos limpios para la aplicación de este método, lo que generalmente es complicado debido a que el contacto con las plataformas dinamométricas muchas veces es parcial o se ve alterado por los dispositivos de asistencia empleados, como muletas o andadores. Además, el número de pasos suele estar limitado a las pocas plataformas de que se disponga y la

mayor parte de los pasos no son capturados (49,171). En los casos en que no se dispone de suficientes pasos registrados por las plataformas dinamométricas, se suele hacer uso de la identificación visual de eventos sobre la cinemática por expertos capacitados, pero requiere mucho tiempo, depende de la experiencia del evaluador y está limitado a la frecuencia de los fotogramas de video (49).

A pesar de las limitaciones, los métodos anteriores se emplean para validar el rendimiento de otros algoritmos automáticos de detección de eventos que han ido surgiendo a partir del inicio de los 90 (49). Según el uso que se haga de los algoritmos automáticos de segmentación de la marcha, se pueden clasificar en algoritmos *offline*, que emplean registros completos de datos (segmentación *offline*), u *online*, que realizan la segmentación en tiempo real según se va desarrollando la actividad de marcha (segmentación *online*) (142). Entre los algoritmos automáticos actuales, encontramos métodos discretos, como las habituales máquinas de estados finitos, y métodos continuos, como los osciladores de fase, osciladores adaptativos, estimadores basados en el tiempo o las redes neuronales (141). Las máquinas de estados finitos, algoritmos basados en reglas, han demostrado ser altamente confiables incluso con variaciones en la marcha entre individuos. Sin embargo, su dependencia de umbrales preestablecidos puede limitar su adaptabilidad a diferentes tipos de terreno al variar la amplitud de las señales y requerir ajustes según las características específicas de distintas poblaciones o patologías con patrones de marcha altamente heterogéneos (141,142). Los métodos basados en estimadores de tiempo predicen los pasos futuros a partir de los anteriores, siendo efectivos en marchas muy periódicas, pero menos precisos en poblaciones clínicas con patrones de marcha variables o variaciones en la velocidad de marcha (141,142). En cuanto a los osciladores de fase, también son útiles para actividades repetitivas, por lo que se enfrentan a los mismos problemas que los estimadores de tiempo y, además, necesitan un filtrado de señal adecuado (142). Por su parte, los osciladores adaptativos han mostrado hasta la fecha problemas para la segmentación en marchas asimétricas o con cambios bruscos (172). Por último, las redes neuronales, aunque efectivas para poblaciones específicas, son complejas de optimizar y requieren grandes volúmenes de datos de entrenamiento, que a menudo son difíciles de conseguir (142).

A pesar de los avances en la segmentación automática de la marcha, la literatura destaca varias limitaciones significativas. En primer lugar, la gran variabilidad en los criterios de evaluación y rendimiento dificulta la comparación cuantitativa entre algoritmos (125). Aunque algunos estudios reportan altos niveles de sensibilidad, precisión y puntuación F1, estos resultados frecuentemente se logran con ventanas de tolerancia que exceden el límite recomendado de 100 ms (124,173,174), como en los estudios de Romijnders et al. (156) y Pérez-Ibarra et al. (175), o se basan únicamente en datos de sujetos sanos (124,176). Además, los errores temporales varían ampliamente, desde unos pocos milisegundos con sensores de presión hasta aproximadamente ± 200 ms con algoritmos basados en sensores

inerciales (49,124,146,156,168,176–179). En segundo lugar, aunque el contacto y el despegue son los eventos más detectados, la cantidad de eventos identificados puede ser variable (146). En tercer lugar, la mayoría de los algoritmos se han validado solo en sujetos sanos, mostrando rendimiento insuficiente o sin evaluación en poblaciones patológicas, a pesar de que algunos estudios sugieren que estos algoritmos serían efectivos en estas poblaciones (124,176). Esto es preocupante, ya que los errores de detección suelen ser más pronunciados en marchas patológicas, especialmente a bajas velocidades, limitando así la aplicabilidad clínica (179). Además, la validación en diferentes terrenos también se limita a sujetos sanos, lo que restringe aún más la aplicabilidad (125,142,179,180). La falta de validación adecuada en contextos diversos sigue siendo un desafío importante en este campo.

En definitiva, es crucial el desarrollo de algoritmos automáticos adaptativos para la detección de eventos de la marcha debido a la variabilidad individual, la heterogeneidad de patrones de marcha que se pueden observar entre diferentes poblaciones y patologías, y los cambios en las condiciones de marcha, como las variaciones de velocidad, las superficies en que se camina o la presencia de obstáculos. Además, estos algoritmos deben ser robustos ante la presencia de ruido en los datos y, en relación al control de dispositivos de asistencia como NPs, EVs y HVs, es necesario que sean aplicables en tiempo real permitiendo el ajuste dinámico de la detección a las características específicas de cada persona y entorno, asegurando precisión y fiabilidad en contextos tanto controlados como no controlados, y mejorando la interacción con dispositivos asistenciales y la personalización continua en procesos de rehabilitación. En este contexto, las máquinas de estados finitos, algoritmos basados en reglas, pueden ofrecer una solución óptima para segmentar la marcha de forma eficaz, adaptándose a diferentes escenarios y patrones de marcha, aunque pueden presentar limitaciones, por lo que es necesario implementar estrategias de ajuste automático (125). La cinemática, por su parte, es una fuente de información valiosa que puede facilitar la adaptación para abordar las limitaciones y problemas identificados. Además, es una fuente de información accesible mediante diversos sistemas de medición, como los sistemas de fotogrametría, IMUs, electrogoniómetros, *encoders* o potenciómetros, y su uso está ampliamente integrado en la práctica clínica y en el control de dispositivos de asistencia como NPs, EVs y HVs (124). Tomando esto en cuenta, en el presente capítulo se propone un nuevo algoritmo adaptativo para la detección automática de eventos de la marcha que pretende abordar las cuestiones anteriormente mencionadas.

2.2. Algoritmo de detección de eventos de la marcha

En esta sección se exponen los requisitos que se han tenido en cuenta en el diseño, el proceso de desarrollo del nuevo algoritmo adaptativo para la detección automática de eventos de la marcha y el desarrollo alcanzado.

2.2.1. Requisitos para el diseño del algoritmo automático de segmentación de la marcha

Con el objetivo de lograr un diseño que se adapte a diferentes patrones de marcha y condiciones, como la variación de velocidad de marcha, se establecieron los siguientes requisitos de diseño:

- **Algoritmo basado en cinemática articular**: la información cinemática, especialmente la trayectoria angular de las articulaciones en el plano sagital — en adelante, cinemática articular — es ampliamente utilizada en el análisis de la marcha y en los algoritmos de control avanzado de NPs y EVs, que suelen basarse en trayectorias de referencia para ajustar la asistencia proporcionada (138–140). En la literatura únicamente se ha encontrado un algoritmo de detección de eventos de la marcha que emplee este tipo de información. Este algoritmo fue publicado a finales de 2020 de la mano de Miyake et al. de forma paralela al desarrollo realizado en el marco del Proyecto TAILOR (2018-2021) que se presenta en este capítulo, pero su estrategia solo ha sido validada *offline* con datos de marcha sana previamente registrados (178). Por lo tanto, es necesario desarrollar y validar un algoritmo *online* que utilice este tipo de información. Además, como se mencionó anteriormente, la información cinemática es accesible a través de diversos sistemas de medición (Sección 2.1), lo cual es especialmente relevante, ya que proporciona flexibilidad para aplicar el algoritmo en distintos contextos. Esto permitiría su uso indistinto en cualquier tipo de sistema orientado a la rehabilitación de la marcha, y facilitaría el desarrollo de sistemas HVs avanzado. Esto conlleva que el algoritmo debe ser capaz de manejar de manera robusta las variaciones en las mediciones cinemáticas que pueden surgir al utilizar diferentes técnicas y sistemas de medición. Por ejemplo, en la literatura se ha reportado que el uso de IMUs en la marcha puede generar una diferencia de hasta 5° en el plano sagital en comparación con sistemas de fotogrametría como VICON (181), mientras que los electrogoniómetros, validados también para la marcha, muestran diferencias que oscilan entre 3° y 6,8° respecto a estos mismos sistemas (160,163,164).
- **Adaptabilidad a la variabilidad de la marcha inter e intra sujeto**: uno de los problemas existentes en los algoritmos automáticos para detección de eventos de la marcha que se destacan en la literatura es la dificultad para proporcionar una identificación precisa durante la marcha que se adapte a diferentes condiciones, como variaciones en la velocidad de marcha, y la marcha característica de cada individuo y su variabilidad (142). En este contexto, el plano sagital es fundamental para obtener información cinemática precisa en el análisis del movimiento (182). En este, los ángulos articulares durante la marcha normal no han mostrado diferencias significativas entre ambos lados del cuerpo y varían entre 10° y 30° para

la cadera, 0° y 60° para la rodilla, y -20° y 12° para el tobillo, todos con una desviación aproximada de $\pm 5^\circ$ (45,48,183). No obstante, el ROM puede variar. De hecho, se ha observado que, en personas sanas, el ROM en la cadera y la rodilla aumenta significativamente con el aumento de la velocidad de la marcha, mientras que en el tobillo tiende a disminuir, una tendencia que es consistente entre individuos (184–186). En cuanto a la marcha patológica, como en casos de LM o ictus, se observa una menor velocidad de marcha. En LM, hay una mayor variabilidad en los ángulos articulares, mientras que en el ictus, esta variabilidad es más pronunciada en la cadera y rodilla del lado parético (57,187). Dado que cada patología puede afectar de manera diferente a la marcha de cada individuo, es crucial evaluar la variabilidad cinemática en cada caso particular (188). Algunos algoritmos de la literatura han tratado de abordar esta problemática desde diferentes enfoques. Nie et al. emplearon un método adaptativo basado en lógica difusa que empleaba la información de la zancada anterior para actualizar los umbrales de detección que empleaba su algoritmo para la detección de los eventos de contacto y despegue durante la marcha (189). Pérez-Ibarra emplearon perturbaciones mecánicas para caracterizar la dinámica de tobillo y mejorar la detección en individuos con trastornos de la marcha (190). Todo ello pone de manifiesto la necesidad de desarrollar algoritmos adaptativos robustos. Teniendo en cuenta el análisis de las metodologías propuestas en la literatura, en este proyecto se ha concluido que un algoritmo adaptativo basado en umbrales y con una estructura de máquina de estados puede ser una opción práctica y robusta para la detección de eventos de marcha que tenga en cuenta la variabilidad intrínseca de la misma ([Sección 2.1](#)) (141,142).

- **Eventos a detectar:** el contacto y despegue son los eventos principales que identifican los algoritmos de la literatura. Estos eventos permiten la segmentación del GC en apoyo y oscilación. Por tanto, el algoritmo que se desarrolle debe ser al menos capaz de identificar estos eventos correctamente (146).
- **Algoritmo para uso *online* en el control de NPs y EVs:** para garantizar una asistencia adecuada y precisa durante la marcha, los algoritmos de detección de eventos destinados al control de sistemas NPs y EVs deben operar en tiempo real. En este sentido, para asistir eficazmente en las diferentes fases y subfases de la marcha, que pueden representar hasta el 10% del GC, el algoritmo debe ser capaz de operar dentro de límites temporales de aproximadamente 100 ms, dado que la duración media del GC en adultos sin alteraciones oscila entre 0,98 y 1,07 segundos (191,192). Los sistemas de análisis de la marcha generalmente muestrean la cinemática a frecuencias de entre 50 y 100 Hz (177), por lo que el algoritmo debe estar diseñado para trabajar con datos cinemáticos muestreados a la máxima frecuencia posible.

2.2.2.Desarrollo de un nuevo algoritmo de detección de eventos

Tomando en cuenta los requisitos del apartado anterior, el algoritmo que se ha desarrollado, hace uso de información cinemática articular del plano sagital que puede ser obtenida por medio de IMUs, electrogoniómetros, *encoders* o potenciómetros, según las características técnicas de la tecnología de asistencia empleada (NPs, EVs o HVs). Estos sensores deberán estar ubicados en las extremidades inferiores y la frecuencia de muestreo empleada para la medición del movimiento será de 100 Hz. Puesto que la misma información se suele obtener de sistemas de fotogrametría como VICON (42) o BTS (43), este algoritmo también podría ser de utilidad para el segmentación *offline*.

Para garantizar un buen diseño y desarrollar un algoritmo que reúna las características identificadas se han seguido una serie de pasos. El primero, consistió en determinar los eventos de la marcha que eran de nuestro interés. Para ello, se estudió el GC (Sección 1.1, [Figura 1.1](#)) y se seleccionaron cuatro eventos: contacto con el suelo (C), inicio de la propulsión (IP), despegue del pie (D) y máxima flexión de rodilla durante la oscilación (MFR).

Con la detección de estos eventos, es posible segmentar el GC en cuatro fases hacia las que se enfocará el algoritmo de detección de eventos ([Figura 2.1](#)):

- Soporte (So): esta fase se correspondería con una subfase del apoyo que engloba al contacto inicial, respuesta a la carga, apoyo medio y parte del apoyo final, y se encuentra delimitada por los eventos de C y IP. La función principal es la de sustentar el cuerpo mientras avanza (35,45,48).
- Propulsión (Pr): esta fase se correspondería con una subfase del apoyo que engloba parte del apoyo terminal y la preoscilación, y se encuentra delimitada por los eventos de IP y D. La función principal es la de generar el impulso hacia delante del miembro inferior (35,45,48).
- Oscilación inicial (OI): esta fase se correspondería con una subfase de la oscilación que coincide con la oscilación inicial, y se encuentra delimitada por los eventos de D y MFR. El objetivo principal de esta fase es el de lograr el espacio adecuado con el suelo y la cadencia adecuada (35,45,48).
- Oscilación final (OF): esta fase se correspondería con una subfase de la oscilación que engloba a la oscilación media y la oscilación terminal, y se encuentra delimitada por los eventos MFR y C. La función principal es la de mantener el espacio con el suelo para progresivamente, según se acerca el final del GC, ir decelerando y preparando el contacto inicial (35,45,48).

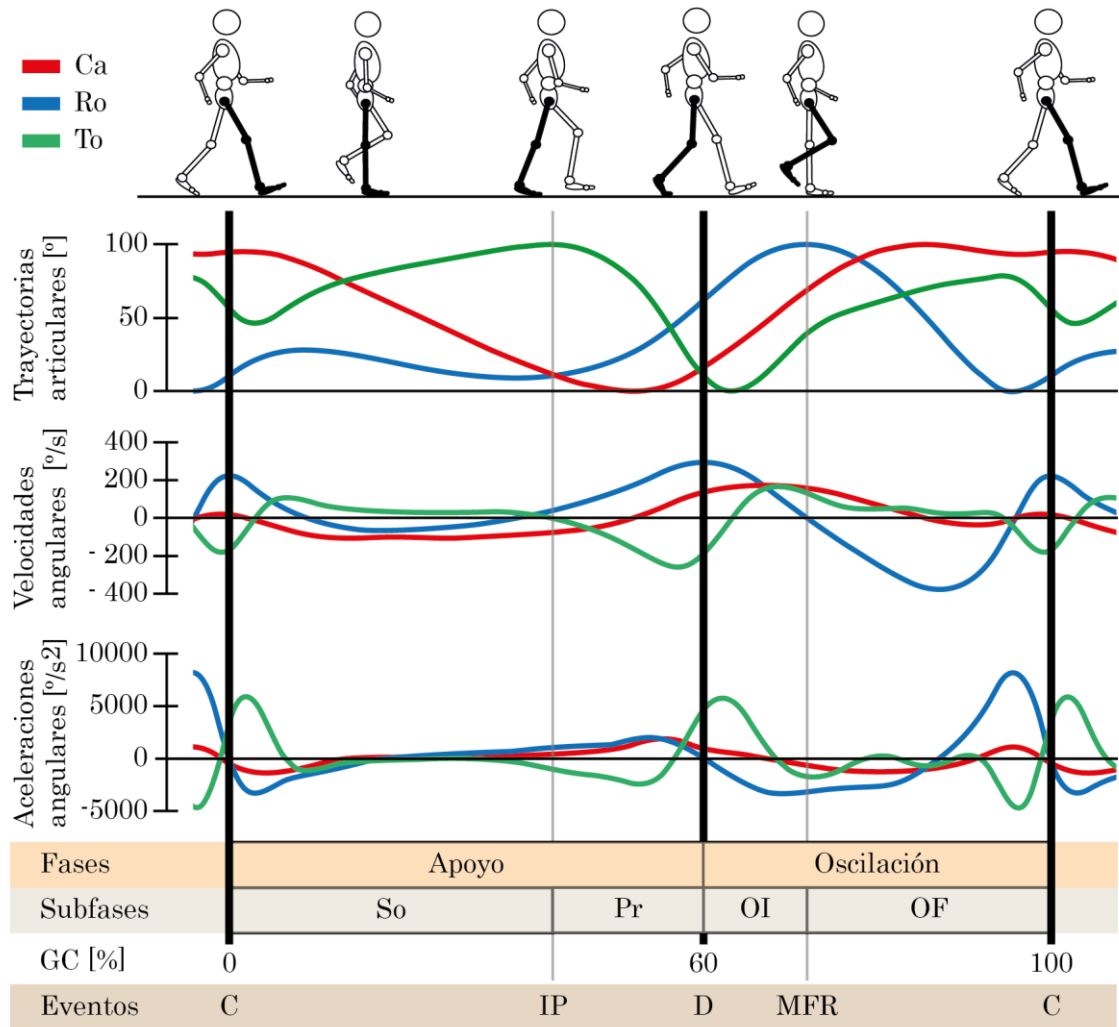


Figura 2.1: Trayectorias articulares normales, velocidades y aceleraciones angulares del GC. Se presentan las trayectorias articulares normalizadas del GC entre el 0% y el 100%, obtenidas del GC de normalidad de la base de datos empleada en el laboratorio de biomecánica del HNPT y diferenciadas por colores. Del mismo modo, la velocidad y aceleración angular de cada articulación se muestran utilizando los mismos colores correspondientes. El GC se muestra segmentado por los diferentes eventos de marcha que se han detallado previamente en las fases y subfases de marcha correspondientes.

Una vez determinados los eventos de interés para la segmentación y teniendo en cuenta que existe cierta variabilidad cinemática inter e intra individuo, se planteó la siguiente pregunta: ¿Qué estrategia se podría emplear para ajustar la cinemática de manera que sea comparable entre individuos e, incluso, ante la propia variabilidad del individuo particular? La solución que se planteó consistió en normalizar la trayectoria articular del GC en amplitud, tal y como se muestra en la [Figura 2.1](#). Para ello, se consideró emplear los mínimos y máximos del ROM de cada una de las articulaciones del miembro inferior durante la marcha, que suele variar entre sujetos, según el contexto (suelo llano, rampas...) y la velocidad de marcha (generalmente el ROM aumenta a mayor velocidad de marcha) (193). Además, el ROM de las articulaciones del miembro inferior varía considerablemente en la LM y el ictus con respecto a patrones cinemáticos no alterados

(57,187,194). Emplear el ROM para normalizar en amplitud permite comparar GCs entre individuos, diferentes condiciones y velocidades de marcha, sin alterar la información temporal que es clave para la correcta detección de los eventos.

El siguiente paso consistió en determinar los parámetros que permitirían identificar dichos eventos. Para ello, se analizó la cinemática articular sagital del GC. En la [Figura 2.1](#) se puede observar la trayectoria articular normalizada de cada una de las articulaciones del miembro inferior por colores, así como las velocidades y aceleraciones angulares asociadas. Por una parte, se determinó que la cinemática del tobillo (trayectoria, velocidad y aceleración) contiene información prioritaria a efectos de detección de eventos de contacto y despegue del pie. Esto se debe a que el tobillo ofrece información más clara y específica que la cadera o la rodilla, las cuales están involucradas en movimientos más complejos y pueden experimentar interferencias. De hecho, algunos autores destacan la influencia del movimiento del tobillo en la cinemática de rodilla o la cinética del tobillo en el ROM de la cadera (195–197). No obstante, variabilidad de la marcha inter e intra sujeto, dificulta la detección de dichos eventos únicamente a partir de la información del tobillo. Por ello, el diseño conceptual del algoritmo incluye, de forma complementaria, las articulaciones de rodilla y cadera para afrontar variaciones entre sujetos y condiciones experimentales. Por otro lado, a partir de la trayectoria articular del plano sagital, que se puede medir mediante diversos sistemas ([Sección 2.1](#)), se pueden calcular las velocidades y aceleraciones angulares ([Figura 2.1](#) y [Figura 2.2](#)) derivando la posición angular.

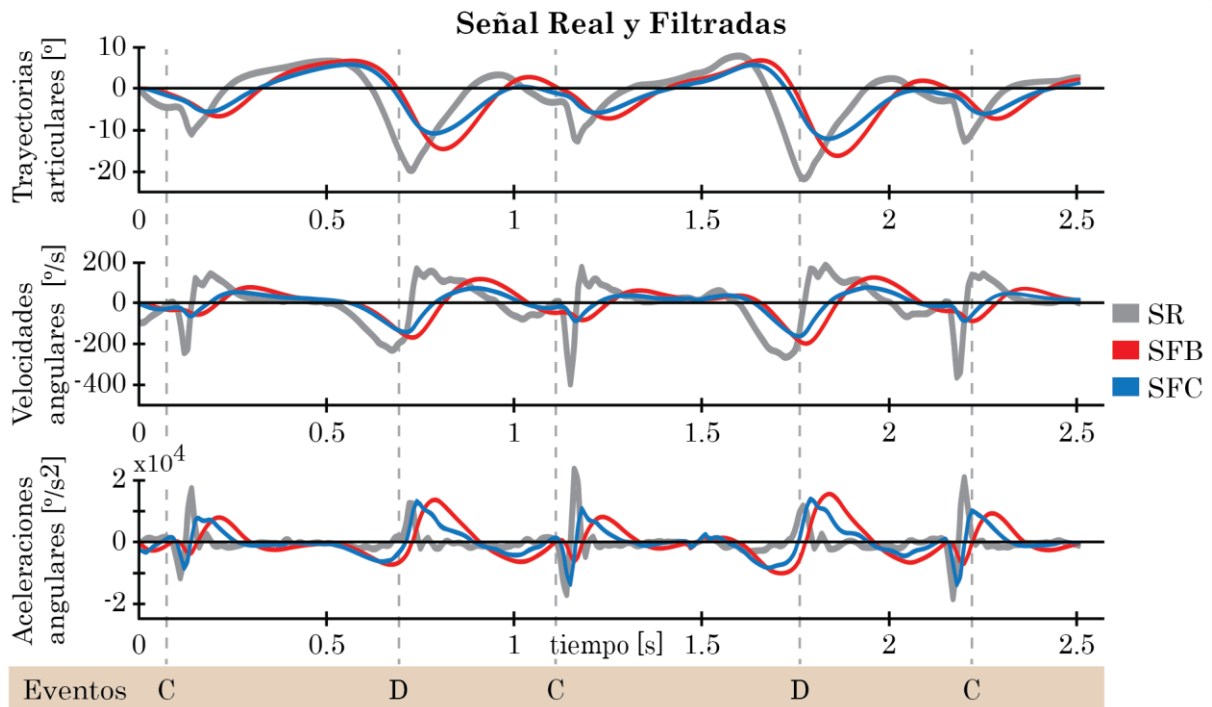


Figura 2.2: Filtrado de la trayectoria articular del tobillo y repercusión en la velocidad y aceleración angulares. Se muestra la señal sin filtrar y el ruido obtenido al calcular la velocidad y aceleración angular. También se muestran las señales resultantes de filtrar con filtros paso bajo de tipo Butterworth y de tipo Chebyshev tipo I. Este filtro presentaba un menor

retardo, lo que lo hacía, en principio, la mejor opción. Abreviaturas: señal real (SR), señal filtrada con filtro Butterworth (SFB), señal filtrada con filtro Chebyshev tipo I (SFC).

En este punto, es necesario tener en cuenta que, para la obtención de señales útiles sin ruido, es crucial aplicar un proceso de filtrado ([Figura 2.2](#)), cuyos detalles sobre la selección del filtro y sus parámetros se explican en la [Sección 2.2.3](#) de este capítulo.

Con la información recopilada, se dio paso a la organización de la estructura del algoritmo de manera que se pudiese probar y ajustar con registros del laboratorio antes de dar el paso para su empleo con datos en tiempo real. Para ello, se diseñaron dos modalidades del algoritmo automático de segmentación:

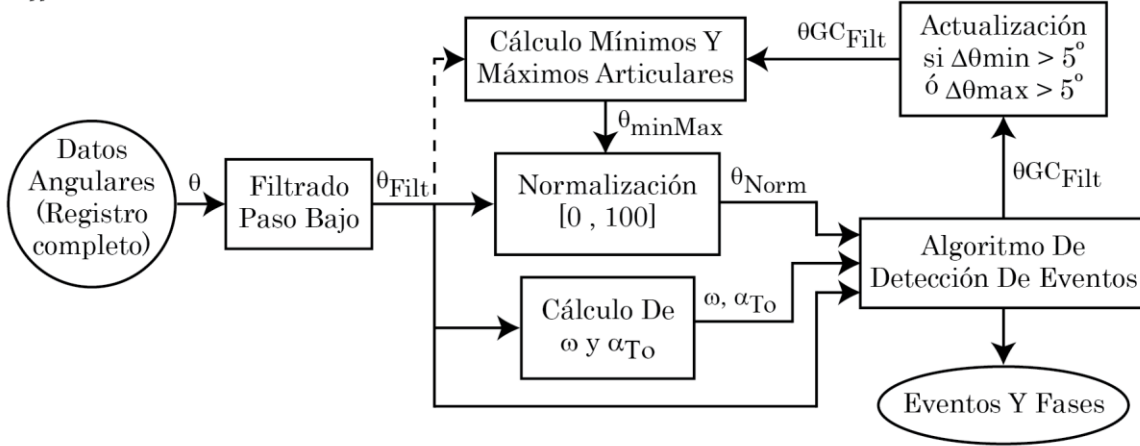
- Algoritmo *offline*: se aplica sobre un registro de marcha del que se obtienen los mínimos y máximos del ROM articular durante la marcha para su uso en la normalización, aunque se van actualizando con cada GC detectado del registro.
- Algoritmo *online*: opera con datos cinemáticos de marcha obtenidos en tiempo real a una determinada frecuencia. Para realizar una calibración inicial en que se obtengan los mínimos y máximos articulares que se emplearán para la normalización, se hace uso de un breve registro de marcha con unos pocos pasos.

Teniendo todo lo anterior en cuenta, se diseñó el diagrama de flujo para el preprocesado de datos previo al algoritmo de segmentación de la marcha para los dos contextos reportados ([Figura 2.3](#)). La estructura de preprocesado de la información que se expone en la [Figura 2.3](#), muestra la secuencia de pasos desde la llegada de datos cinemáticos hasta la identificación de los eventos correspondientes. En este proceso ([Figura 2.3](#)), los datos se filtran y, esos datos filtrados, en una primera iteración (modo *offline*) o fase (modo *online*) se emplean para calcular los mínimos y máximos respectivos por articulación. Seguidamente, se emplean para el cálculo de la velocidad y aceleración angular y los ángulos filtrados se normalizan con los mínimos y máximos registrados. Una vez obtenidos los datos angulares articulares normalizados, las velocidades y aceleraciones angulares de tobillo se emplean para alimentar al algoritmo automático de detección de eventos.

Con el objetivo de abordar la propia variabilidad de marcha intra sujeto. Se estableció que si en el GC anterior se producía una variación de más de 5° en alguno de los mínimos o máximos articulares, se actualizarían con ese mismo incremento los valores de mínimos y máximos ([Figura 2.3](#)). Como se observa en la [Figura 2.3](#), la diferencia principal entre ambos modos radica en que en la versión offline hay pasos que se realizan una única vez y que se realiza un cálculo inicial con el propio registro para obtener los mínimos y máximos que caracterizan el ROM articular y que se emplean para la normalización. Por otro lado, en el cálculo online se realizan cada una de las etapas de forma iterativa y es necesario realizar un registro inicial previo de unos pocos pasos para calcular los mínimos y máximos articulares con que comenzará a trabajar el algoritmo. En la [Figura 2.3](#) también se adelanta una de las necesidades que se detectaron para el empleo del algoritmo

en su forma online en relación con la cantidad de datos mínimos que se debían manejar con cada iteración ($N_\theta = 50$). Esto se explicará más adelante en la [Sección 2.2.3](#) sobre filtrado de señales con el objetivo de facilitar la comprensión del desarrollo.

Offline



Online

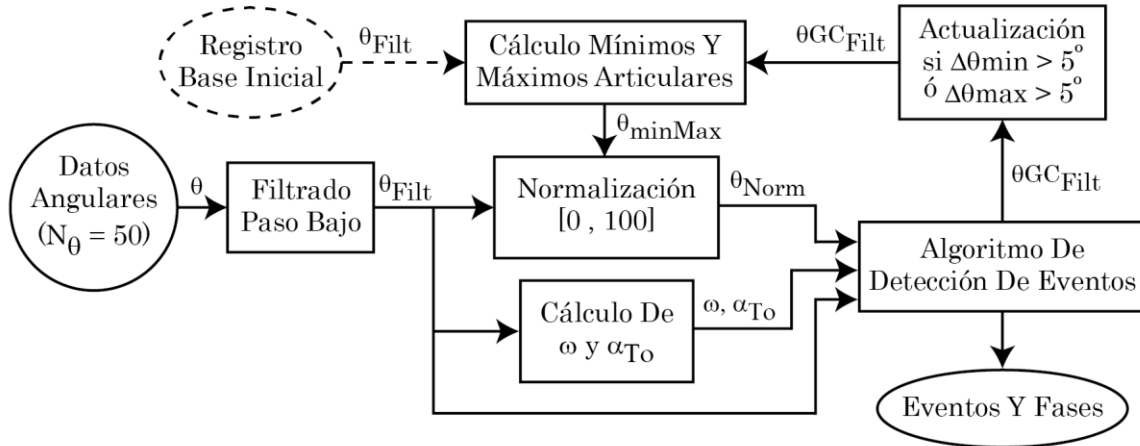


Figura 2.3: Diagrama de flujo del preprocesado previo al algoritmo de detección de eventos de marcha. Se detallan los pasos que se realizan una única vez al inicio de ejecución del algoritmo (líneas discontinuas), así como los pasos que se ejecutan iterativamente (líneas continuas). Abreviaturas: datos angulares (θ), datos angulares filtrados (θ_{Filt}), datos angulares filtrados y posteriormente normalizados (θ_{Norm}), variación del ángulo mínimo articular ($\Delta\theta_{min}$), variación del ángulo máximo articular ($\Delta\theta_{max}$), ángulos mínimos y máximos articulares (θ_{minMax}), datos angulares filtrados del GC detectado ($\theta_{GC_{Filt}}$), cantidad de muestras o datos angulares (N_θ), velocidades angulares (ω), aceleraciones angulares de tobillo (α_{To}).

Una vez filtradas y normalizadas las trayectorias articulares de marcha y calculadas las velocidades y aceleraciones angulares, se organizó la estructura del algoritmo formulando las condiciones bajo las cuales era posible detectar los eventos de interés:

- C: este evento marca el cambio de fase de oscilación a apoyo y de la subfase de OF a So ([Figura 2.1](#)). El contacto se puede detectar a nivel de tobillo gracias a la aceleración angular. En un patrón de marcha normal, el tobillo comienza a realizar

una flexión plantar controlada y entra en contacto con el suelo con el talón (198). Cerca y previo a este evento se puede observar un cambio en la aceleración que pasará de ser negativa a ser positiva ([Figura 2.1](#)). Sin embargo, en patrones patológicos es posible que el contacto se encuentre alterado y se produzca a través de la punta o con el pie plano (199). Esto suele pasar en alteraciones como el pie caído o casos de alta espasticidad, muy comunes en ictus y LM. Esto puede dar lugar a que, si el pie entra en contacto con la punta, se produzca una aceleración invertida que pase de ser positiva a ser negativa, mientras que para los casos en que el contacto se produzca con pie plano, debido a un alto grado de espasticidad, a que el usuario emplee una órtesis de tobillo o que se use un EV con el tobillo fijo, es complicado detectar un cambio en la aceleración del tobillo. No obstante, el contacto se podría encontrar también a nivel de rodilla, donde se produce una ligera flexión como respuesta a la carga. Esto se puede observar como un cambio de la velocidad negativa a positiva de la rodilla debido a que primero se extiende para preparar el contacto y, posteriormente, se flexiona ligeramente. Además, hay que tener en cuenta que para que se produzca el paso, la cadera debe estar en flexión (ángulo normalizado $> 40\%$) y la rodilla debe estar casi completamente extendida (ángulo normalizado de la rodilla $< 40\%$) como preparación para el contacto ([Figura 2.1](#)).

- IP: este evento marca el cambio durante la fase de apoyo entre la subfase de So y Pr ([Figura 2.1](#)). Al encontrarnos en la fase de apoyo y avanzar el cuerpo, en el miembro inferior que se encuentra apoyado el tobillo, este realiza una flexión dorsal. Esta flexión dorsal llega a un máximo a partir del cual comienza a producirse una flexión plantar que separa el talón del suelo y da lugar al inicio de la subfase de Pr. Este máximo se puede determinar como el momento en que la velocidad angular del tobillo pasa de ser positiva a negativa y el ángulo normalizado del tobillo se encuentra por encima del 80% ([Figura 2.1](#)).
- D: este evento marca el cambio de fase de apoyo a oscilación y de subfase de Pr a OI ([Figura 2.1](#)). En el momento en que se produce el despegue del suelo, la cadera ya ha iniciado la flexión (ángulo normalizado $> 60\%$) y la rodilla ya ha iniciado la flexión también (ángulo normalizado $> 10\%$). Además, la velocidad angular de la cadera debe ser positiva, pues el miembro inferior va a despegar y tiene que ir hacia delante, y el tobillo, que está realizando una propulsión hacia delante, experimenta un “freno” al despegar que ayuda a que la flexión plantar cambie poco a poco hacia una flexión dorsal para lograr el espacio necesario entre el pie y el suelo durante la oscilación. Este fenómeno se observa como un cambio en la aceleración del tobillo, de negativa a positiva ([Figura 2.1](#)). Aunque en el despegue también ocurre un cambio de aceleración angular en la rodilla, se optó por el cambio en el tobillo para compensar el retardo introducido por el filtrado de la señal.

- **MFR**: este evento marca el cambio durante la fase de oscilación entre la subfase de OI, en que la rodilla se sigue flexionando, y OF, a partir del cual la rodilla comienza a extenderse como preparación para el contacto con el suelo que sucederá posteriormente (Figura 2.1). Mientras nos encontramos en fase de oscilación, este evento se puede detectar como un cambio en la velocidad de rodilla que pasa de ser positiva a negativa (Figura 2.1).

Con esta información, se procedió al diseño de un algoritmo adaptativo de detección de eventos de la marcha basado en umbrales con una estructura de máquina de estados que permitiese la identificación de los eventos (Figura 2.4). Este algoritmo es secuencial y permite ir comprobando una serie de condiciones para definir si se ha producido uno de los eventos de interés y la fase de marcha en que nos encontramos en cada momento. Este algoritmo sustituiría el bloque “Algoritmo De Detección De Eventos” que se muestra en la Figura 2.3.

En el diagrama de flujo presentado en la Figura 2.4, se muestran las condiciones empleadas para la detección de cada evento, que se han explicado previamente en este mismo apartado. No obstante, es importante destacar que en el modo *online* del algoritmo se empleó una versión previa que no tuvo en cuenta el contacto que se puede producir en una condición de marcha patológica,

$$(\alpha T(i-1) < 0 \ \&\& \ \alpha T(i) \geq 0)$$

por lo que pueden existir ligeras diferencias en este evento entre un modo y otro. También hay que destacar que a nivel de rodilla en el evento de MFR en el algoritmo *online* se empleó el ángulo filtrado de rodilla, pero este evento es sencillo de detectar sin errores haciendo uso de la señal sin filtrar, lo que evita también dicho retardo. Esto se actualizó en el algoritmo que se ha probado *offline* posteriormente, lo que puede dar lugar a diferencias en la detección temporal.

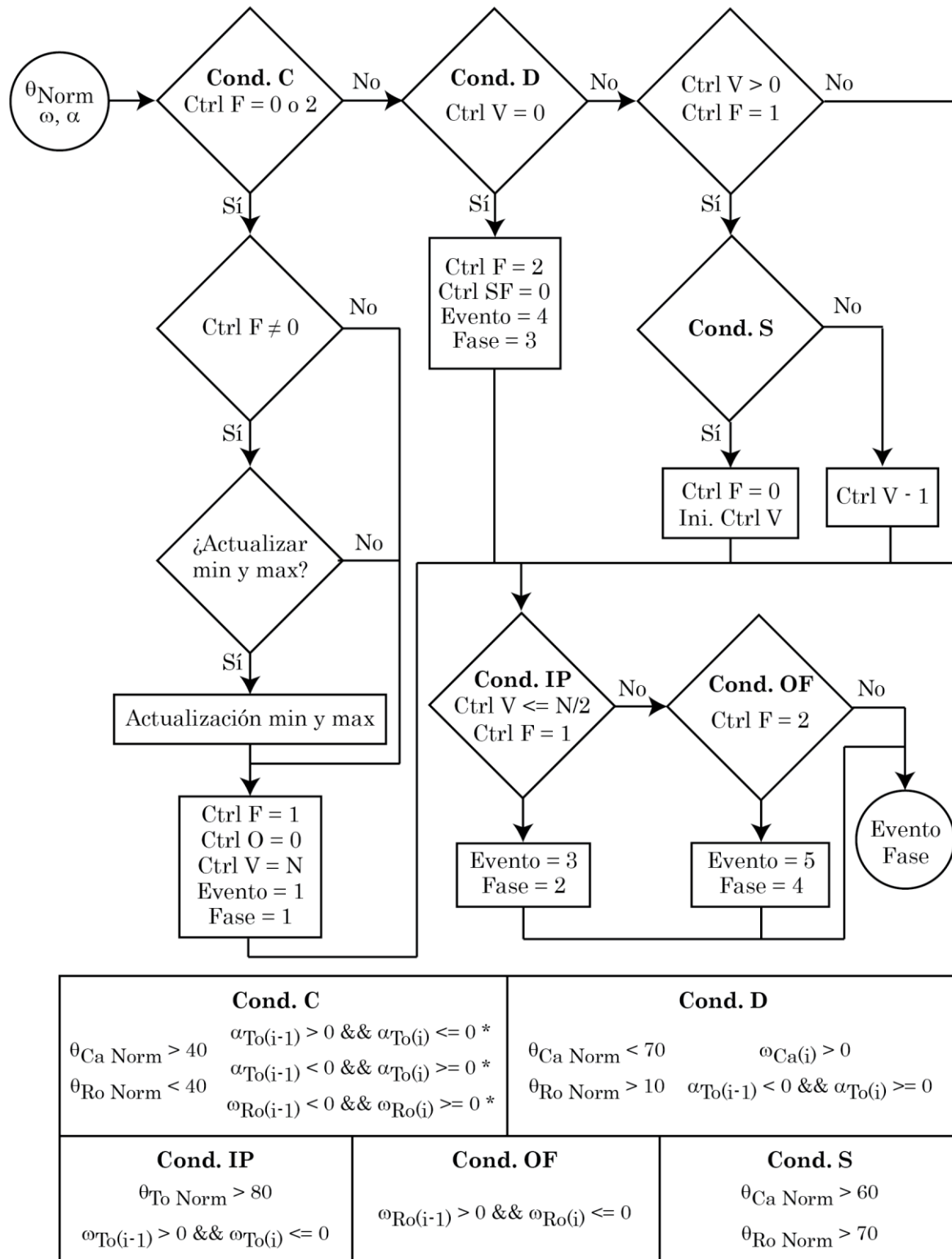


Figura 2.4: Diagrama de flujo del algoritmo automático de detección de eventos para la marcha. Se detallan cada una de las condiciones para detección de los eventos de interés: condición de contacto (Cond. C), condición de inicio de la propulsión (Cond. IP), condición de despegue del suelo (Cond. D), condición de paso a oscilación final (Cond. OF) y condición de seguridad (Cond. S). Abreviaturas: control de fase (Ctrl F), control de oscilación (Ctrl O), control de ventana (Ctrl V), control de subfase (Ctrl SF), datos angulares filtrados y posteriormente normalizados (θ_{Norm}), cantidad de muestras o datos (N), valor previo (i-1), valor actual (i).

Por último, el algoritmo incluye una ventana de seguridad con el objetivo de evitar la detección errónea de múltiples eventos consecutivos debido al ruido residual u otros factores. Esta condición se puede observar en la [Figura 2.4](#) donde se incluye un “Control de Ventana”. Esta condición de seguridad se ha basado en la literatura, donde varios autores proponen el empleo de una ventana de seguridad, dentro de la cual no se puede detectar un nuevo evento (156,200). La ventana de seguridad que se ha establecido fue de 300 ms (“N” en la [Figura 2.4](#)) tras el contacto, tomando como referencia el estudio de Romijnders et al. en que se propuso la misma ventana al ser adecuada para este propósito (156). Sólo se aplicó en el contacto, debido a que en las pruebas experimentales se identificó que, en ocasiones, se podía detectar un despegue cercano al contacto debido a la ligera flexión de rodilla. Con el objetivo de mejorar el funcionamiento en tiempo real, se introdujo una condición de seguridad (Cond. S de la [Figura 2.4](#)) para que, en caso de detectarse un contacto y, posteriormente, el ángulo normalizado de cadera y rodilla superasen ciertos umbrales (indicando una oscilación, es decir, un paso), se anulase la ventana y se pudiese detectar de nuevo un contacto.

2.2.3. Ajuste del filtrado de la cinemática articular

Como se ha comentado previamente, el cálculo de velocidades y aceleraciones angulares a partir de señales cinemáticas en bruto genera señales muy ruidosas ([Figura 2.2](#)) que no son útiles para un algoritmo de detección de eventos, lo que hace necesario aplicar una etapa de filtrado. Con el objetivo de no producir una desincronización entre las señales de trayectoria, velocidad y aceleración angular, se determinó que se aplicaría el mismo filtrado únicamente sobre la trayectoria angular. Según la literatura, el filtrado de señales cinemáticas de la marcha se suele realizar con filtros paso bajo de tipo Butterworth para eliminar el ruido que introducen las altas frecuencias (147,169,170,201,202).

La elección del orden y la frecuencia de corte óptimos varía en función del análisis específico y de los métodos de adquisición de datos. Se ha reportado que el orden del filtro suele variar entre 2 y 4, mientras que las frecuencias de corte varían entre 5 y 35 Hz (147,169,170,201–203). Allseits et al. determinaron que para la adquisición y acondicionamiento de las velocidades angulares de los miembros inferiores, emplear una frecuencia cercana a 10 Hz es óptimo (204). No obstante, no se ha encontrado ninguna referencia acerca del orden y frecuencia de corte óptima para obtención de señales de aceleración angular.

En nuestro contexto particular, se realizaron pruebas experimentales con el algoritmo en su versión *offline* con señales de marcha ya registradas para determinar el filtro a emplear y los parámetros óptimos del mismo para maximizar el rendimiento del algoritmo. En este punto, se tuvo en cuenta que en la literatura la mayor parte de las aplicaciones emplean filtros sin retardo para señales ya registradas, es decir, se han aplicado a un contexto de

análisis *offline*. Esto podía no ser válido para nuestro contexto y era necesario tener en cuenta algunas consideraciones importantes:

1. La aplicación de un filtro *offline* sobre un registro completo de datos conlleva un consumo importante de tiempo para realizar el filtrado de muchos datos. Sin embargo, en una aplicación *online* para control en tiempo real de sistemas de asistencia el proceso de filtrado debe ser lo más rápido posible y, para ello, se debe realizar sobre paquetes suficientemente pequeños de datos.
2. Un filtro con retardo implica que el filtro se aplica en una única dirección e introduce un retardo acumulativo en la señal, mientras que un filtro de retardo cero aplica el filtro en dos direcciones para eliminar el retardo acumulativo de la señal. Debido a que el filtro sin retardo se aplica en dos direcciones, el tiempo invertido en el filtrado de una señal será mayor que cuando se aplique un filtro con retardo. Para aplicaciones en tiempo real, un filtro con retardo generalmente es más adecuado, aunque todo dependerá de la cantidad de datos a filtrar y el tiempo invertido en ello.
3. En filtros con retardo, a mayor orden, mayor es el retardo introducido, por lo que es importante elegir un orden adecuado que no afecte negativamente al rendimiento del algoritmo de detección de eventos.
4. Un filtro con retardo da lugar a una desviación que afecta principalmente al inicio de la señal filtrada debido al efecto transitorio, ya que tarda un poco en estabilizarse y se puede causar una distorsión en ese punto. En cambio, un filtro con retardo cero puede dar lugar a una distorsión en ambos extremos debido al proceso de filtrado en ambas direcciones. Este es un punto importante a tener en cuenta en un contexto de aplicación *online* en que se filtren paquetes pequeños de datos.

Teniendo en cuenta lo anterior, se realizaron algunas pruebas técnicas experimentales con el algoritmo *offline* en relación con el filtrado para establecer el tipo de filtro y los parámetros óptimos de forma empírica. Se comparó un filtro de tipo Butterworth paso bajo (Figura 2.2), cuyo mejor ajuste se obtuvo para un orden 2 y frecuencia de corte 3 Hz, frente a un filtro de tipo Chebyshev tipo I (Figura 2.2), cuyo mejor ajuste se obtuvo para un orden 1, frecuencia de corte 3 Hz y ripple 6. Éste último tiene una transición más rápida entre la banda de paso y la de rechazo y posee una mayor selectividad, lo que podía ser de interés en la eliminación de las componentes de alta frecuencia sin afectar a las componentes de baja frecuencia. Además, introducía menos retardo en la señal, por lo que se evaluó para intentar reducir el error temporal en la detección de eventos con respecto a los que se identificaban mediante el método *gold standard* (Figura 2.2). Ambos filtros se probaron *offline* en su versión con retardo y sin retardo mostrando una identificación de eventos aceptable a ojos de un experto. Una vez determinado el tipo de filtro y los parámetros

óptimos *offline* se implementó la versión *online* del algoritmo, dirigida a trabajar con datos en tiempo real para la detección de eventos.

El proceso para el filtrado *online* conlleva una serie de pasos que se detallan en la [Figura 2.5 A](#). En nuestro caso, se dispuso de un buffer de entrada al que llegaban los datos nuevos. De este buffer, se extraen los datos que van llegando para añadirlos a la base de datos en bruto de registro de nuestro sistema. Esos datos nuevos, unidos a datos previamente registrados conforman un paquete que será filtrado. El paquete resultante de datos filtrados se emplea para calcular los datos normalizados, velocidades y aceleraciones angulares. Finalmente, cada paquete de datos se descompone nuevamente en un paquete más pequeño con los datos estrictamente necesarios para el algoritmo. Este paquete contiene los datos nuevos más el último dato previo registrado a estos. Esto se hace ya que el evento de interés se puede producir entre el último dato registrado y los nuevos datos recogidos, por lo que, si no hiciésemos esto, podríamos estar perdiendo eventos por el procesado previo de señales, y no por el rendimiento del algoritmo.

Esta información se emplea para alimentar el preprocesado del algoritmo ([Figura 2.3](#)), pero para obtener una reconstrucción adecuada es necesario tener en cuenta los efectos transitorios del filtrado ([Figura 2.5 B](#)). Los efectos transitorios al filtrar señales son un problema común en el procesamiento de señales, como se ha documentado en la literatura (205–209). Estos efectos provocan distorsiones al inicio de la señal filtrada cuando se aplican filtros con retardo o en ambos extremos con filtros de retardo cero. Esta distorsión es especialmente crítica en señales con pocas muestras, como en nuestro caso de operación en tiempo real, donde se requiere un procesamiento rápido.

Para evitar un retardo incremental, en lugar de filtrar la señal completa, se procesan pequeños paquetes de datos. Howarth et al. sugieren que es esencial incluir datos previos y posteriores a los eventos de interés, técnica conocida como "acolchado" o "relleno", para minimizar la distorsión en la sección relevante de la señal (210). En el caso de un filtro con retardo, se emplean datos previamente registrados o, si no están disponibles, se estiman. Para los filtros de retardo cero, el extremo inicial de la señal se maneja de manera similar, pero para evitar alteraciones en el extremo final, sería necesario estimar datos futuros que aún no se tienen. Además, mientras que en un filtro con retardo solo se añaden datos al inicio para proteger el final de la señal, en un filtrado sin retardo se deben añadir datos en ambos extremos para preservar la integridad de la parte central. Esto implica que aplicar un filtro sin retardo en tiempo real requiere estimar datos desconocidos y procesar más información que con un filtro con retardo, lo que aumenta el tiempo de procesamiento.

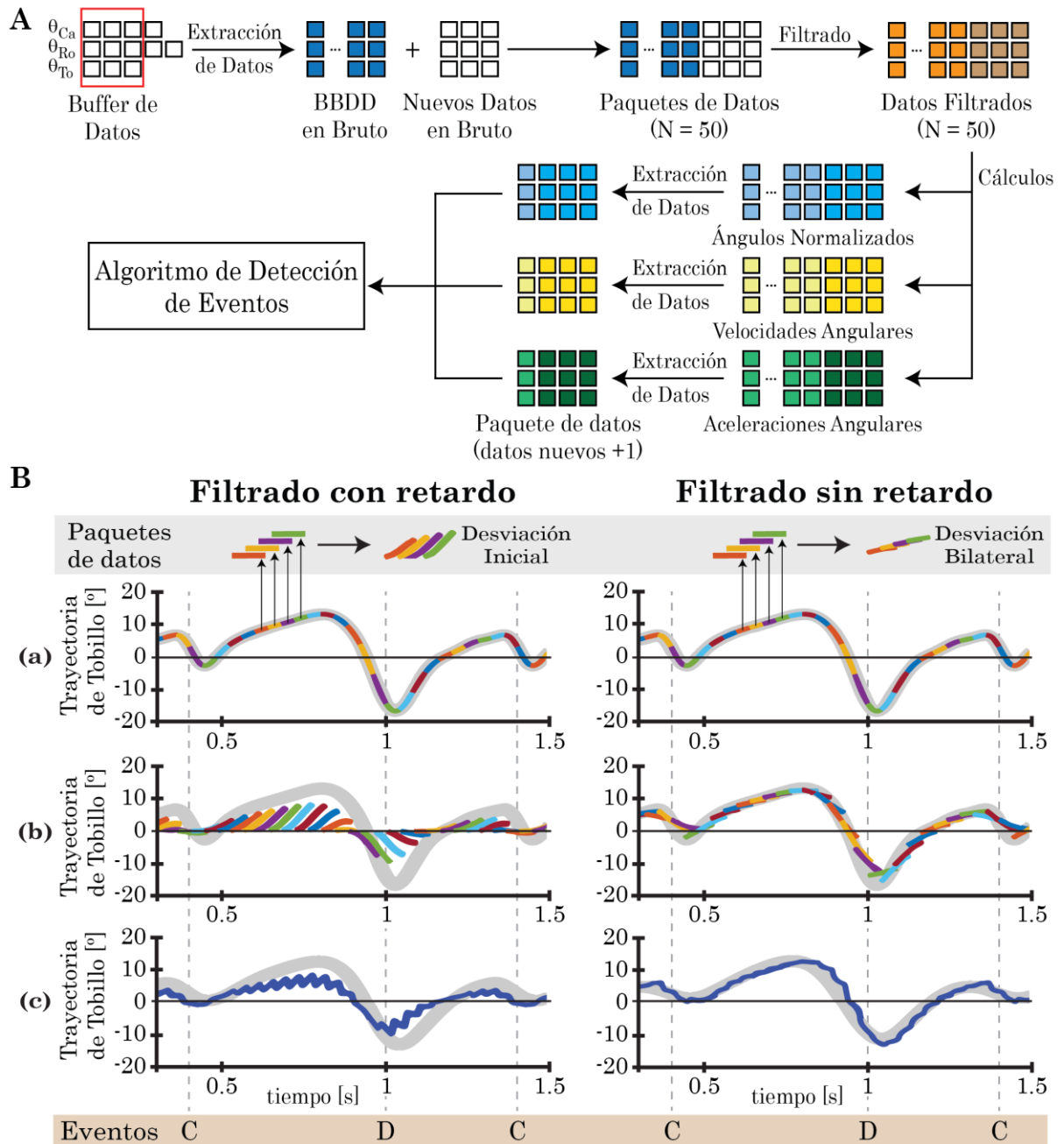


Figura 2.5: Preparación para el filtrado de la cinemática por paquetes en el modo *online* y reconstrucción de la señal tras el filtrado. (A) Procedimiento para preparar los paquetes de datos angulares que alimentan al algoritmo de detección de eventos. (B) Filtrado *online* de pequeños paquetes de datos (a). En la parte izquierda se muestra la reconstrucción (c) con los paquetes filtrados (b) tras filtrar con un filtro con retardo, mientras que en la derecha se emplea un filtro sin retardo. Abreviaturas: base de datos (BBDD), ángulos cadera (θ_{Ca}), ángulos rodilla (θ_{Ro}), ángulos tobillos (θ_{To}).

Teniendo en cuenta lo anterior, se estimó que la solución óptima era aplicar un filtro con retardo combinado con la técnica de acolchado para reducir el tiempo de procesamiento y el efecto transitorio, empleando datos ya registrados. Para ajustar la cantidad de datos de acolchado se realizó una prueba experimental en que se usó un registro de marcha y se aplicó la técnica de reconstrucción previamente detallada. Se varió la longitud de los paquetes usados en el filtrado *online* entre 10 y 100 datos, siendo el último dato el de interés, es decir, el nuevo dato que extraemos del buffer. Finalmente, se compararon usando el error cuadrático medio (RMS, del inglés “*Root mean square*”) para la diferencia entre las señales reconstruidas mediante el método *online* con paquetes y el registro completo *offline* (Figura 2.6).

Se determinó que el uso de paquetes de 50 muestras era suficiente para evitar que el filtrado afectara los datos finales, con un $RMS < 0,06$ para el filtro Butterworth y $< 0,13$ para el filtro Chebyshev en todas las articulaciones. Los resultados de emplear estos paquetes para la reconstrucción se muestran en la Figura 2.7.

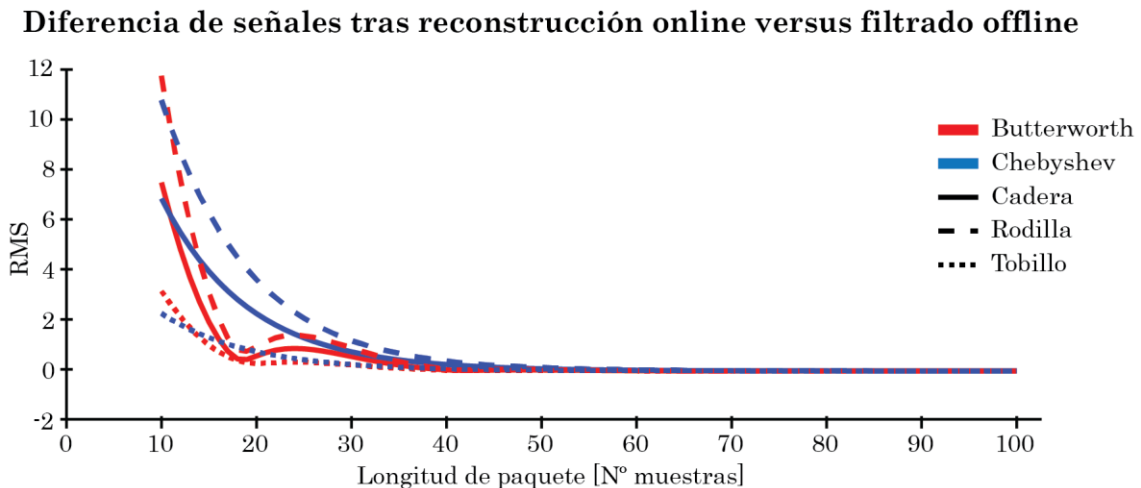


Figura 2.6: Comparativa de reconstrucción *online* según la longitud de paquete frente a resultado de filtrado *offline*. Se muestran los resultados para ambos filtros y cada una de las articulaciones con diferentes longitudes de paquete.

Filtrado con retardo de paquetes de 50 muestras, reconstrucción y cálculo de velocidad y aceleración angular

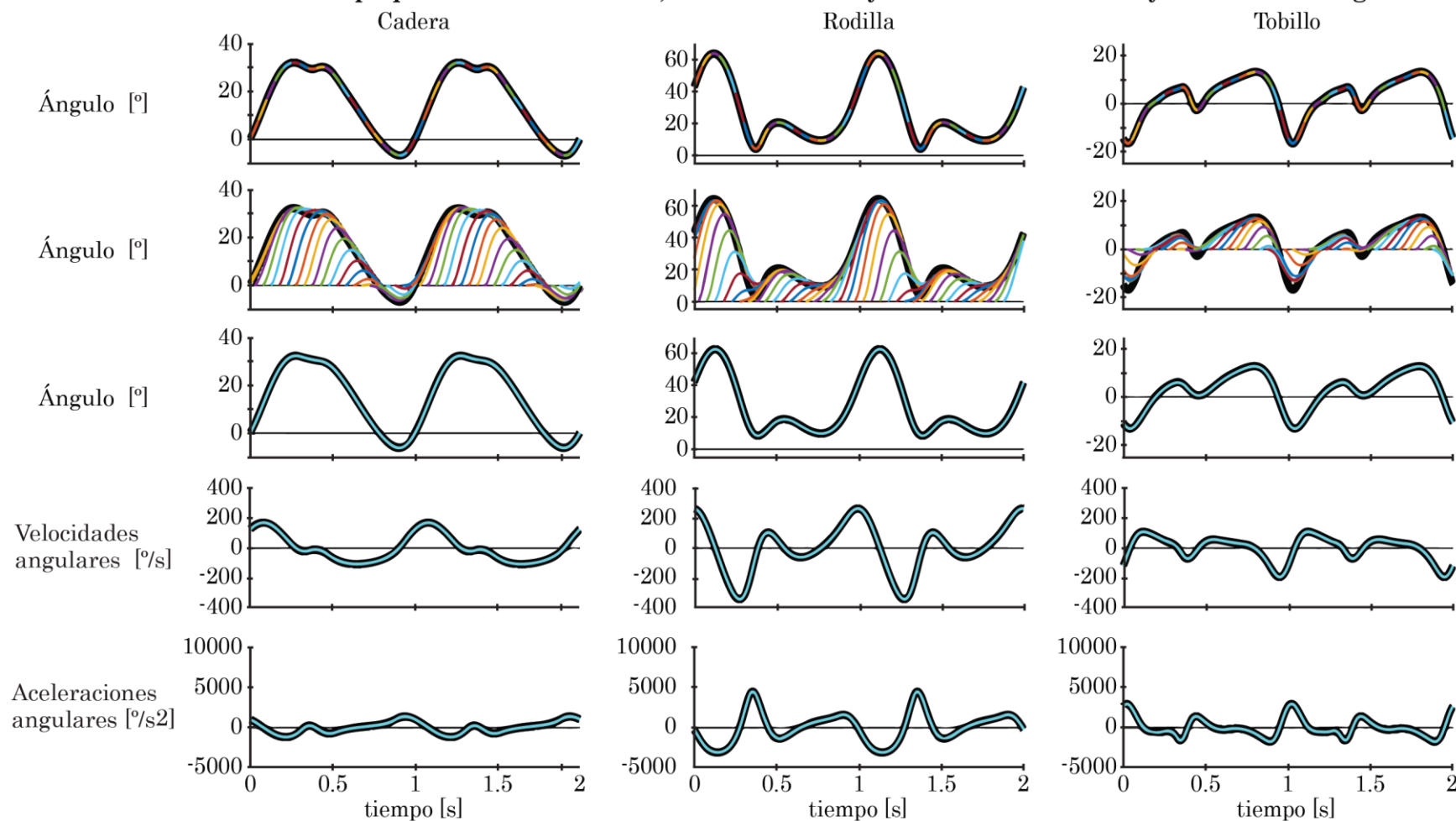


Figura 2.7: Resultado de reconstrucción *online* tras filtrado con paquetes de 50 muestras. Se muestra en la fila 3 la trayectoria articular filtrada *offline* (curvas en negro) frente a la reconstruida (curvas en azul claro) tras el filtrado de paquetes consecutivos de 50 muestras solapados. También se muestran las velocidades y aceleraciones angulares asociadas a dichas reconstrucciones (curvas en azul claro) en comparación al resultado de filtrado *offline* de la señal completa (curvas en negro).

2.2.4. Algoritmo adaptativo de detección de eventos de la marcha

En resumen, teniendo en cuenta todo lo detallado anteriormente y las pruebas técnicas de laboratorio, se ha desarrollado un algoritmo automático de detección de eventos de la marcha adaptativo cuyo objetivo es el de poder segmentar la marcha para controlar sistemas NPs, EVs y HVs. Para ello se ha desarrollado una versión *offline*, que ha permitido ajustar los parámetros del algoritmo con registros de marcha, y una versión *online*, para su uso en el control de las tecnologías de asistencia anteriormente mencionadas (Figura 2.3).

Este algoritmo tiene un enfoque heurístico unilateral y hace uso de información angular de las tres articulaciones de un miembro inferior (Figura 2.1). La información de cinemática articular con que se alimenta el algoritmo se puede obtener de sistemas estacionarios, como VICON (42) o BTS (43), o sensores vestibulares, como IMUs, electrogoniómetros, *encoders* y potenciómetros. Además, el algoritmo tiene en cuenta el ROM articular del individuo durante la marcha para normalizar la cinemática articular que emplea junto a las velocidades y aceleraciones angulares articulares para la detección. Estas últimas deben ser calculadas (Figura 2.3).

Con objetivo de eliminar el ruido de alta frecuencia que afecta al cálculo de las velocidades y aceleraciones angulares, ha sido necesario incluir una etapa de filtrado previa (Figura 2.2). En las pruebas *offline* se han ajustado los parámetros de los filtros paso bajo que se han probado (Figura 2.2: Butterworth de orden 2 y frecuencia de corte 3Hz, y Chebyshev tipo I de orden 1, frecuencia de corte 3 Hz y ripple 6) y mediante pruebas *online* se ha determinado el empleo de la técnica de acolchado para poder trabajar a tiempo real evitando la distorsión de las señales reconstruidas (Figuras 2.5, 2.6 y 2.7).

El algoritmo se ha basado en una serie de condiciones y umbrales (Figura 2.4) y presenta una estructura de máquina de estados cuyo objetivo es el de detectar 4 eventos concretos del GC (C, IP, D y MFR) que delimitan 4 subfases del mismo (So, Pr, OI y OF). Este algoritmo se adapta a cambios en la cinemática al incluir la comparación y ajuste de los mínimos y máximos articulares de cada nuevo GC con respecto a los registrados previamente (Figuras 2.3 y 2.4).

2.3. Validación de algoritmos de detección de eventos de la marcha

Cuando se estudia un algoritmo de detección de eventos para su validación, se suelen comparar las detecciones estimadas por el mismo con eventos de referencia. Estos eventos de referencia se identifican mediante un método considerado *gold standard* haciendo uso de plataformas dinamométricas y/o fotogrametría, generalmente (49,124,168–171). En los casos en que se registra información con varios sistemas diferentes, es necesario asegurar su sincronización para el posterior análisis de los datos registrados. Para ello, se han desarrollado diferentes estrategias de sincronización reportadas en la literatura. En algunas ocasiones, es posible centralizar el registro sincronizado en un mismo microcontrolador o dispositivo (176,211), pero cuando no es posible es necesario adoptar otro tipo de estrategias de sincronización. En contextos en que se registra con diferentes dispositivos a la vez, algunos autores han empleado la sincronización a través de una forma de onda característica o han realizado un movimiento de sincronización previo a la actividad de interés para generar esa onda característica que facilita la posterior sincronización (212–214). En este mismo contexto, otros autores han empleado una señal que iniciaba y finalizaba el registro en varios dispositivos de forma simultánea con el mismo objetivo (141,202,215). No obstante, el método más extendido suele ser usar una señal periódica, llamada TTL o reloj, que se registra en todos los sistemas empleados y permite la sincronización posterior de los datos (153,156,216–219).

La validación consiste, por tanto, en evaluar el rendimiento de los algoritmos por medio de diferentes métricas. Para ello, en la literatura se suele reportar tanto el error temporal cometido con respecto a la referencia, como la capacidad del algoritmo para estimar correctamente los eventos. En relación con esto último se suele medir la cantidad de verdaderos positivos (eventos correctamente clasificados), de falsos positivos (eventos que ha identificado, pero que no son correctos) y de falsos negativos (eventos que no logró identificar) que genera el algoritmo y, a partir de estos datos, se calculan métricas específicas que permiten valorar de forma objetiva su rendimiento. Para la clasificación de los eventos en verdaderos positivos (VP), falsos positivos (FP) y falsos negativos (FN) algunos autores han empleado la inspección visual, aunque por lo general es bastante laboriosa, subjetiva y conlleva un gran esfuerzo e inversión de tiempo (173,220). Por ello, generalmente es preferible emplear ventanas de tolerancia que permiten la clasificación automática de dichos eventos (124,156,221–228). En relación con el empleo de ventanas de tolerancia para la clasificación automática, se han empleado gran variedad de dimensiones que van desde los $\pm 0,039$ s hasta los $\pm 0,2$ s (175,223,224). No obstante, para el objetivo de controlar sistemas de asistencia como NPs, EVs y HVs, algunos autores refieren que los errores superiores a 0,1 s no son aceptables (124,173,174).

En cuanto a las métricas empleadas para evaluar estos algoritmos, se suele reportar:

- El error temporal medio relativo o absoluto: es la diferencia temporal relativa o absoluta entre el instante en que se ha identificado el evento estimado por el algoritmo y el evento de referencia (152,153). Emplearemos el error relativo por dar información de si el evento se estima antes o después de la referencia. La ecuación que lo define es la siguiente:

$$\text{Error temporal relativo (ms)} = t_{\text{referencia}} - t_{\text{algoritmo}}$$

- Sensibilidad (*recall*, en inglés): métrica que indica la cantidad de eventos estimados correctamente frente a los que se deberían haber detectado (142,152,153,229). Un algoritmo con una alta sensibilidad será capaz de estimar con éxito los eventos.

$$\text{Sensibilidad} = \frac{VP}{VP + FN}$$

- Precisión o especificidad (*precision*, en inglés): métrica que indica la cantidad de estimaciones correctas del total de estimaciones realizadas (153,229). Un algoritmo preciso puede que no encuentre todos los eventos, pero los que estima lo hace correctamente.

$$\text{Precisión} = \frac{VP}{VP + FP}$$

- Puntuación F1 (*F1-score*, en inglés): esta métrica es la media armónica entre la sensibilidad y precisión. Es decir, esta métrica combina a las dos anteriores y está diseñada para funcionar bien con datos desbalanceados (229,230).

$$\text{Puntuación F1} = 2 * \frac{\text{Sensibilidad} * \text{Precisión}}{\text{Sensibilidad} + \text{Precisión}}$$

2.4. Procedimientos de validación

Las pruebas experimentales detalladas en adelante tienen por objetivo validar el algoritmo en su modalidad *offline* y *online*. Estas pruebas consistieron en la realización de pasillos de marcha de aproximadamente 10 metros, ya fuera en el Hospital Nacional de paraplégicos de Toledo (Proyecto TAILOR y proyecto financiado por la CAM) o en el Institut Guttmann de Badalona (Proyecto TAILOR). En el primer centro se disponía de un pasillo de marcha con un sistema de fotogrametría VICON y 2 plataformas dinamométricas, mientras que el segundo constaba de un sistema de fotogrametría BTS con 4 plataformas dinamométricas. Los registros empleados para la validación *offline* provienen de los sistemas anteriormente mencionados que operaban a 100 Hz, a excepción de BTS que operaba a 250 Hz. Los registros de BTS fueron remuestreados a 100 Hz por coherencia para el análisis posterior.

Los detalles sobre los participantes y registros empleados se indican en la [Tabla 2.1](#). En esta tabla se muestran el ID de cada participante junto a sus datos demográficos y de evaluación clínica. También se detalla el centro en que se realizaron las pruebas (HNPT o Institut Guttmann [IG]), el sistema con que se registró la cinemática (VICON, BTS o electrogoniómetros de la NP) y la modalidad de algoritmo empleada, ya fuera *offline* (OFF) o ambas (OFF / ON). Cabe destacar que, en la modalidad *online*, se empleó únicamente un filtro específico, mientras que para la modalidad *offline* se han podido emplear los dos tipos de filtro especificados en las Secciones [2.2.3](#) y [2.2.4](#). Además, el modo *online* únicamente se pudo emplear con el sistema de NP modular que se detalla en el Capítulo 3.

En la [Figura 2.8](#) se muestra la instrumentación empleada en las pruebas de validación. En ella se muestran los marcadores de VICON, que son iguales a los empleados por el sistema BTS. El modelo de instrumentación seguido para la colocación de los marcadores de VICON/BTS para los registros fue el de Helen Hayes (231). También se muestran los electrogoniómetros colocados en cada una de las articulaciones del miembro inferior para la medición del movimiento articular del plano sagital.

Cabe destacar que para el registro de las pruebas de marcha en el proyecto TAILOR se emplearon los electrogoniómetros del sistema NP modular (Capítulo 3) y VICON en simultáneo en el HNPT, mientras que en IG se emplearon los electrogoniómetros del sistema NP modular (Capítulo 3) y el sistema BTS en simultáneo, por lo que fue necesaria la posterior sincronización de los registros. En relación al sistema de NP con el sistema VICON se usó una señal de inicio y parada de registro simultánea para ambos sistemas, complementada con una señal TTL registrada en ambos (141,153,156,202,215–219). En el caso de BTS y el sistema de NP, el sistema de BTS no permitió este tipo de sincronización que se tuvo que realizar posteriormente empleando el método de la forma de onda característica al inicio del registro (212–214). En cuanto a los registros del proyecto de la CAM, no fue necesario sincronizar registros, pues únicamente se realizaron con VICON.

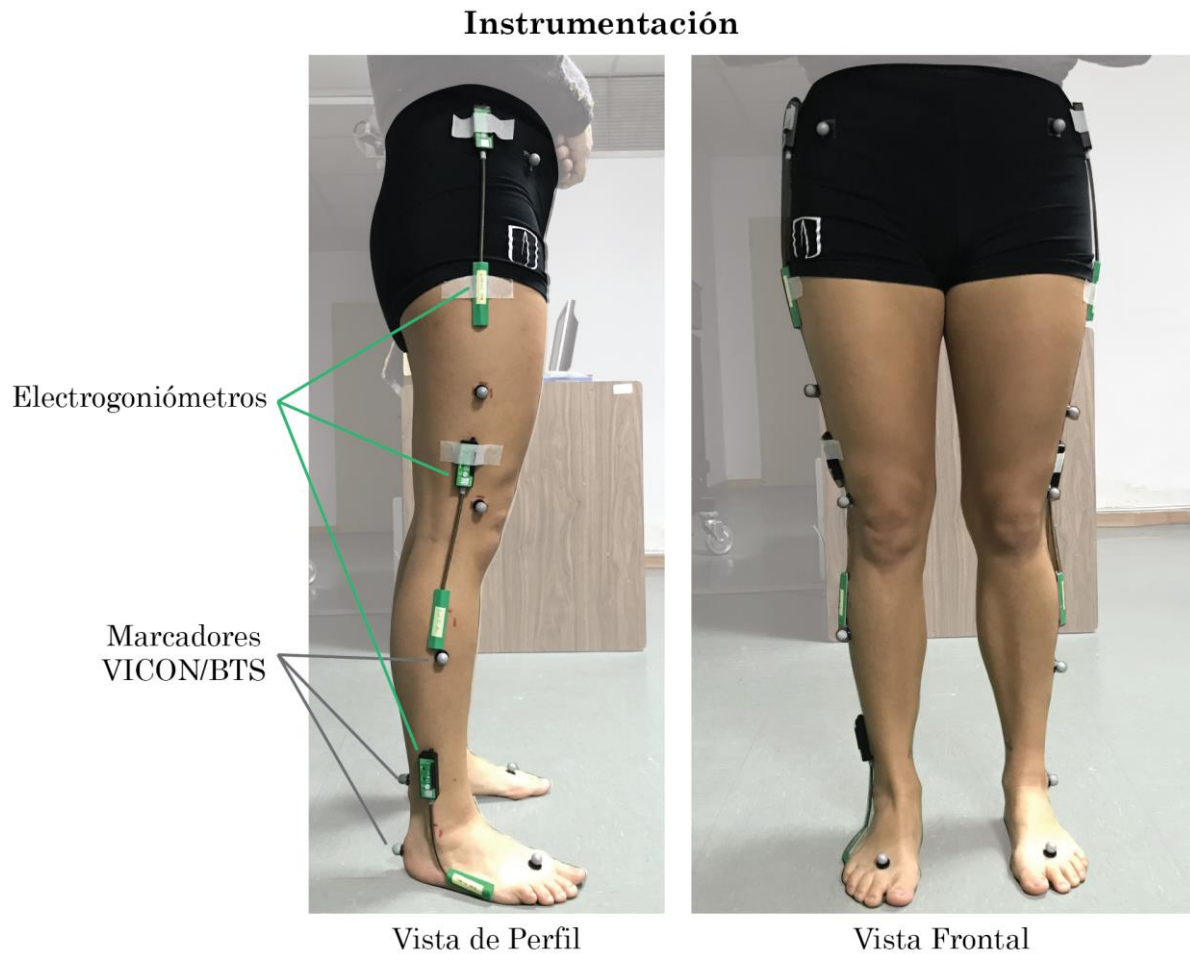


Figura 2.8: Instrumentación completa para las pruebas de validación del algoritmo automático de detección de eventos de la marcha. Se muestran los electrogoniómetros que se usaron en el sistema NP modular que se detalla en el Capítulo 3. También se muestran los marcadores de VICON, en este caso. No todas las pruebas emplearon la instrumentación completa con ambos sistemas, tal y como se indica en la [Tabla 2.1](#).

Por último, para poder realizar comparaciones, se evaluó inicialmente el algoritmo con las trayectorias articulares angulares de “normalidad” extraídas de 446 GCs de sujetos sanos. Con la media de estas trayectorias ([Figura 1.1](#) y [Figura 2.1](#)), se replicó el GC un número de ciclos para generar esa marcha artificial sin alteraciones y estable.

Tabla 2.1: Registros de las pruebas de validación. Abreviaturas: sano (Sa), paciente (Pa), mujer (M), hombre (H), *offline* (OFF), *online* (ON).

Centro	ID	Perfil	Sexo	Edad	Peso [kg]	Altura [cm]	Escala AISA	Valoración Funcional	Sistema/s de Registro	Algoritmo
HNPT	Sa1	Sano	M	27	63	160	-	-	VICON / NP	OFF / ON
HNPT	Sa2	Sano	H	30	90	185	-	-	VICON / NP	OFF / ON
HNPT	Sa3	Sano	M	24	69	171	-	-	VICON	OFF
HNPT	Sa4	Sano	M	24	69	178	-	-	VICON	OFF
HNPT	Sa5	Sano	M	24	62	166	-	-	VICON	OFF
HNPT	Sa6	Sano	H	24	65	175	-	-	VICON	OFF
HNPT	Sa7	Sano	M	33	88	162	-	-	VICON	OFF
HNPT	Pa1	LMi	H	67	69.4	150	D	WISCI II - 19	VICON / NP	OFF / ON
HNPT	Pa2	LMi	H	44	80	174	D	WISCI II - 20	VICON / NP	OFF / ON
HNPT	Pa3	LMi	H	62	88	170	D	WISCI II - 16	VICON	OFF
HNPT	Pa4	LMi	H	38	64	170	D	WISCI II - 19	VICON	OFF
HNPT	Pa5	LMi	H	46	68	173	D	WISCI II - 16	VICON	OFF
HNPT	Pa6	LMi	M	33	66	161	D	WISCI II - 16	VICON	OFF
HNPT	Pa7	LMi	H	68	60.9	168	D	WISCI II - 11	VICON	OFF
IG	Pa8	Ictus	H	43	64.5	174	-	FAC - 4	BTS / NP	OFF / ON
IG	Pa9	Ictus	H	59	83	180	-	FAC - 4	BTS / NP	OFF / ON

2.5. Procedimiento y análisis experimental

En lo que se refiere al procedimiento experimental, los registros que se realizaron para cada participante contienen la información cinemática articular procedente de cada uno de los sistemas de registro (Tabla 2.1), los eventos de referencia identificados mediante la metodología considerada *gold standard* (49,124,168–171) y los eventos identificados por el algoritmo en la modalidad correspondiente en que se haya aplicado (Tabla 2.1).

Las mediciones que se tomaron en cada registro para cada evento de interés (C, IP, D y MFR) fueron: el error temporal relativo (Sección 2.3), las métricas de rendimiento (sensibilidad, precisión y F1, descritas en la Sección 2.3) que se han calculado a partir de la clasificación de los eventos empleando una ventana temporal de ± 100 ms entorno al evento de referencia (Figura 2.9), tal y como se recomienda en la literatura (124,173,174), y el RMS.

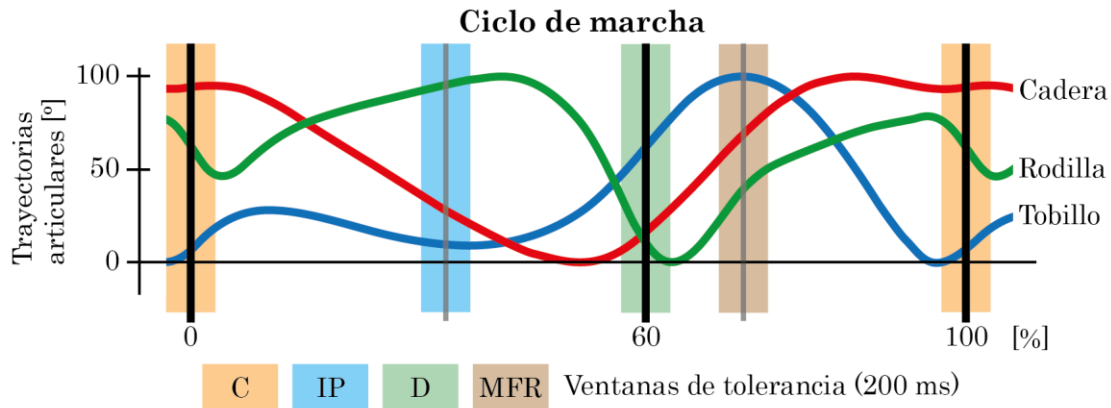


Figura 2.9: Ventanas de tolerancia para la comparativa mediante RMS. En esta figura se muestra la aplicación de las ventanas de tolerancia. La cinemática asociada a estas mismas secciones sombreadas es la que se emplea para calcular el RMS entre la trayectoria cinemática “normal” y la del individuo.

El RMS es una medida de similitud entre señales ampliamente utilizada, aunque a veces puede resultar inadecuada cuando se comparan señales que no están perfectamente alineadas en el tiempo o con amplitudes diferentes. Esta medida se ha empleado para cuantificar la similitud de las secciones relativas a la ventana temporal de tolerancia empleada alrededor de cada evento de referencia, entre las trayectorias de “normalidad” (Sección 2.4) y las del individuo particular (Figura 2.9). Es decir, asociado a cada evento (C, IP, D y MFR) se ha calculado el RMS de la ventana temporal de tolerancia (± 100 ms) entre cada trayectoria articular del individuo con respecto a la “normalidad”. De esta manera, se han obtenido por cada evento 4 medidas de RMS, uno por articulación y uno global como la suma de los tres anteriores. Estas medidas se han tomado con el objetivo de poder cuantificar en esas secciones la similitud con las secciones “normales” y, de esta manera, poder explorar en qué casos una cinemática muy alterada puede afectar al

rendimiento del algoritmo. En nuestro caso particular, no existen problemas temporales que afecten al RMS por escoger las secciones precisas a comparar entre señales (hay sincronización), pero podría haber un efecto asociado a la amplitud. Con el objetivo de poder comparar de una forma adecuada y teniendo en cuenta que el algoritmo de detección de eventos emplea señales cinemáticas de trayectoria normalizadas en amplitud, el RMS se calculó con las secciones correspondientes de las trayectorias articulares “normales” y las particulares del individuo, haciendo uso de las trayectorias normalizadas por el algoritmo. Por tanto, se asume que el RMS calculado no experimenta problemas debido a la amplitud ni la alineación temporal.

En cuanto al análisis estadístico experimental, se realizó con el software IBM SPSS Statistics 29. Debido a que el contexto experimental era bastante complejo, por la cantidad de combinaciones diferentes de factores y por la cantidad pequeña, limitada y desbalanceada de observaciones por cada individuo de estudio en cada condición, se estimó oportuno simplificar el análisis. Para ello, se hicieron pruebas del supuesto de normalidad (test de Shapiro Wilks, $\alpha < 0,05$) para cada combinación de factores en cada individuo. En los casos en que se cumplió el supuesto de normalidad se calculó la media de las observaciones, mientras que para los casos en que no se cumplió se empleó la mediana por ser una medida sólida para conjuntos de datos pequeños y no balanceados.

Una vez simplificado el contexto experimental, el análisis se enfocó a diferentes preguntas de investigación ([Tabla 2.2](#)) para evaluar el rendimiento del algoritmo. Para cada una de estas preguntas se analizó el supuesto de normalidad nuevamente ($\alpha < 0,05$). En todas estas preguntas se empleó un modelo lineal generalizado (MLG) para un $\alpha < 0,05$ y focalizado en los factores de interés e indicando las covariables correspondientes ([Tabla 2.2](#)). También se empleó un análisis de correlación para estudiar la relación (correlación de Spearman, $\alpha < 0,05$) entre el rendimiento del algoritmo y el RMS tanto de forma global como para cada evento ([Tabla 2.2](#)). El procedimiento de análisis con el MLG consistió en aplicar inicialmente el modelo con todas las covariables e, iterativamente, omitir aquellas cuyo efecto no era significativo en el contexto de estudio, con el objetivo de simplificar el modelo y precisar el efecto de los factores principales. Además, debido a la complejidad experimental, se focalizó cada pregunta en un conjunto de datos de la base de datos completa con el objetivo de simplificar el análisis (“Filtrado de la base de datos” en la [Tabla 2.2](#)). En relación con esto, se han detallado los argumentos que justifican esta elección en los subapartados asociados a cada pregunta de investigación.

Tabla 2.2: Resumen del análisis experimental del algoritmo automático de detección de eventos de la marcha.

Pregunta de investigación	Filtrado de la base de datos	Variables / Factores de interés	Covariables
Relación RMS con el rendimiento del algoritmo	-	RMS frente al error temporal y métricas	-
Rendimiento según el tipo de filtro	Modalidad <i>offline</i> Registros de VICON y BTS	Filtros	Sujeto Lado Tipo de usuario Sistema de registro Eventos
Rendimiento según el tipo de sistema de captura de datos	Modalidad <i>offline</i> Registros simultáneos • VICON vs NP • BTS vs NP	Sistema de registro	Sujeto Lado Tipo de usuario Filtro Eventos
Comparativa de rendimiento según modalidad del algoritmo	Registros con NP Mismo filtro <i>offline</i> que <i>online</i>	Modalidad algoritmo	Sujeto Lado Tipo de usuario Eventos Filtro
Rendimiento según participante	Modalidad <i>offline</i> Registros de VICON y BTS	Tipo de usuario	Sujeto Lado Sistema de registro Filtro Eventos
Rendimiento según evento y relación con el RMS	Modalidad <i>offline</i> Registros de VICON y BTS	Eventos	Sujeto Lado Tipo de usuario Sistema de registro Filtro

2.5.1. Rendimiento del algoritmo con trayectorias de “normalidad”

Previo al análisis experimental dirigido a las preguntas de investigación (Tabla 2.2), se exploró el rendimiento del algoritmo con las trayectorias de “normalidad” (Sección 2.4) para determinar si el RMS planteado entre las secciones asociadas a la “normalidad” y las de cada individuo era válido para su empleo en las diferentes preguntas planteadas. Esta parte fue únicamente exploratoria y no se realizó un análisis estadístico concreto. Únicamente se calcularon las variables y métricas de interés para determinar si se podía emplear el RMS planteado con respecto a esta trayectoria para hacer comparaciones posteriormente.

2.5.2. Relación RMS con el rendimiento del algoritmo

El objetivo de este análisis fue determinar si la variación del RMS está relacionada con la variación del rendimiento del algoritmo. Para ello, se exploró la normalidad y se escogió el test de Spearman.

2.5.3. Caracterización del rendimiento según el tipo de filtro

El objetivo fue comparar si existe alguna diferencia significativa en el rendimiento del algoritmo para cada uno de los filtros especificados en la [Sección 2.2.3](#) (Butterworth o Chebyshev tipo I) con el objetivo de determinar la influencia del filtro y la mejor opción del desarrollo actual. Para este análisis se ha empleado la información obtenida de los registros en que se usó el algoritmo *offline*, por ser la condición en que se han podido probar ambos tipos de filtro con exactamente los mismos datos cinemáticos. Además, se ha centrado el análisis en los registros realizados con VICON y BTS por ser sistemas con una precisión comparable (232), con el objetivo de simplificar el análisis.

2.5.4. Caracterización del rendimiento entre sistemas de registro

Se ha comparado si existe alguna diferencia significativa en el rendimiento del algoritmo *offline* al emplear información cinemática procedente de diferentes sistemas de registro ([Tabla 2.2](#)) con el objetivo de determinar si el rendimiento es independiente a la técnica de medición cinemática o puede haber algún factor asociado que afecte al mismo. Para este análisis se han empleado registros en que se usó el algoritmo en su modo *offline* y comparando entre sistemas que registraron de forma simultánea. Se centra el análisis en el modo *offline* por ser la condición en que se pueden comparar diferentes sistemas (VICON frente NP o BTS frente a la NP, [Tabla 2.2](#)) y porque el modo *online* únicamente se pudo emplear en la propia NP, por lo que no es de utilidad para el presente análisis. Además, debido a que el objetivo es poder comparar si el uso de técnicas de medición cinemática diferentes puede influir en el rendimiento del algoritmo, el análisis debe centrarse en los registros en que varios sistemas hayan registrado el mismo movimiento a la vez bajo las mismas condiciones.

2.5.5. Comparativa del rendimiento *offline* frente al *online*

Se ha comparado si existe alguna diferencia significativa en el rendimiento del algoritmo *offline* frente al *online* ([Tabla 2.2](#)) para determinar la similitud de resultados entre ambas modalidades. Para poder comparar de forma realista, se han usado los registros en que se emplearon ambas modalidades sobre los mismos individuos. Esto se realizó con el sistema NP, que es el único sistema que permitió su uso en el modo *online*. También se definió el

filtro empleado para los registros a comparar, haciendo coincidir el filtro *offline* con el empleado *online*, ya que en este último modo sólo se empleó un filtro concreto.

2.5.6. Comparativa del rendimiento según el perfil del individuo

Se ha comparado el rendimiento del algoritmo en su modalidad *offline* ante diferentes perfiles cinemáticos (Tabla 2.2). Este análisis tiene el objetivo de determinar la capacidad del algoritmo en este contexto y se ha centrado en la modalidad *offline* por simplicidad y por ser la condición que más cantidad de observaciones dispone para el análisis. Para este análisis, se han usado los registros *offline* en que se emplearon VICON o BTS por ser sistemas con una precisión comparable, con el objetivo de simplificar el análisis (232).

2.5.7. Comparativa del rendimiento según el tipo de evento

Se ha comparado si existe alguna diferencia significativa en el rendimiento del algoritmo *offline* para la detección de cada uno de los eventos de interés (C, IP, D y MFR) con el objetivo de determinar si varía según el evento y en qué eventos se obtiene un menor rendimiento. Además, se ha explorado la relación del RMS con el rendimiento del algoritmo para la detección de cada uno de los eventos. Se exploró la normalidad y se escogió el test de Spearman por ser el más adecuado. Para este análisis, se han usado los registros *offline* en que se emplearon VICON o BTS por ser sistemas con una precisión comparable, con el objetivo de simplificar el análisis (232).

2.6. Resultados de validación

En esta sección se detallan los resultados de validación del algoritmo de detección de eventos. Este apartado se ha estructurado en subapartados relacionados con cada una de las preguntas planteadas en la Tabla 2.2, a excepción del primer subapartado que es necesario y previo al análisis.

A continuación (Figura 2.10), se muestra un ejemplo de la detección de eventos realizada mediante el algoritmo automático adaptativo desarrollado en dos individuos. Se indican también los eventos de referencia identificados mediante la técnica *gold standard* que hace uso de plataformas dinamométricas y el sistema de fotogrametría VICON.

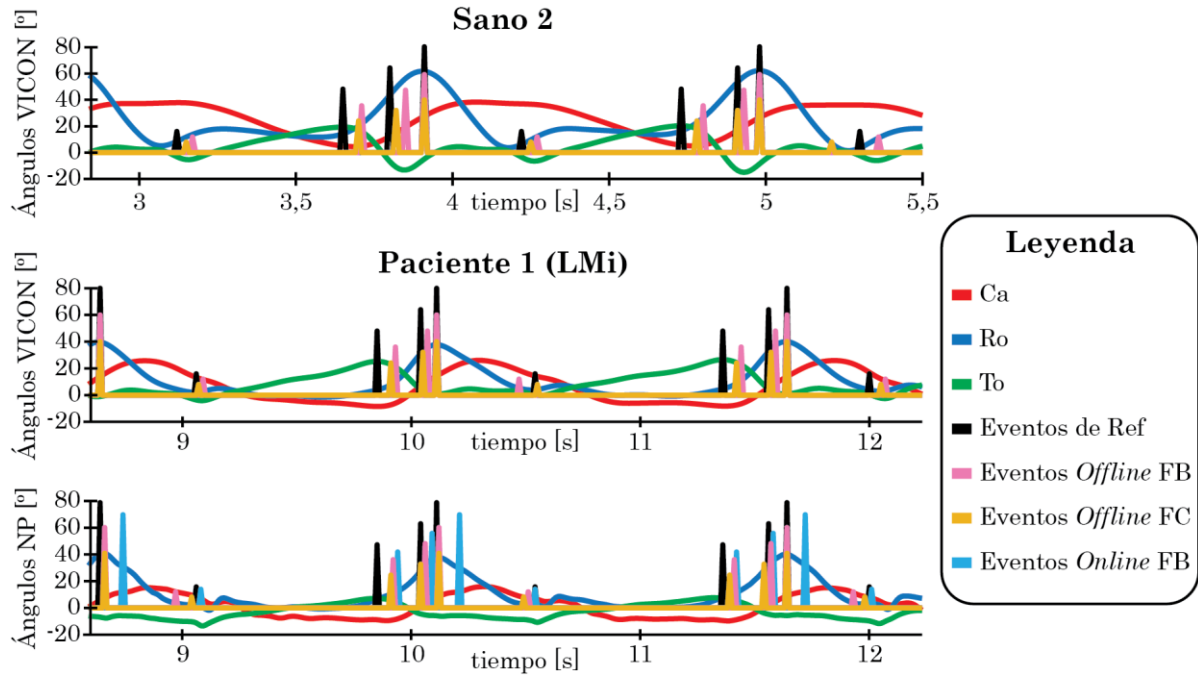


Figura 2.10: Ejemplo de resultados asociados a las pruebas de validación. En esta figura se muestra una sección de los resultados obtenidos en el modo *offline* con los filtros paso bajo de tipo Butterworth y Chebyshev tipo I para el sujeto sano 2 y el paciente 1 con el sistema VICON (Tabla 2.1), y los resultados obtenidos en el modo *offline*, con cada tipo de filtro, y *online* con el sistema de electrogoniómetros para el paciente 2. Además, se muestran los eventos de referencia (Ref) identificados mediante la metodología *gold standard* (en negro). Para poder diferenciar mejor los eventos identificados mediante las técnicas detalladas, se modificó su valor en amplitud para evitar solapamientos y facilitar la visualización de los resultados. El orden de menor a mayor amplitud es el siguiente: C, IP, D, MFR. También se muestran las trayectorias articulares registradas por cada uno de los sistemas empleados.

2.6.1. Resultados de validación con trayectorias de normalidad

Como se ha comentado previamente, el primer paso fue evaluar el algoritmo en una señal compuesta por 100 GCs medios concatenados, obtenidos de las trayectorias de marcha “normales” correspondientes a 446 GCs registrados de voluntarios sin trastornos de la marcha (Sección 2.4).

En la Tabla 2.3 se muestran los resultados de aplicar el algoritmo sobre esta señal para cada uno de los eventos (C, IP, D y MFR). Solo se pretende es comprobar que, para una trayectoria media normal, el algoritmo identifica adecuadamente los eventos de la marcha. Estos resultados son únicamente orientativos y sirven para dar validez a las comparaciones que se realizarán posteriormente con el RMS.

Se ha reportado la media del error temporal que es constante al ser una señal estable generada artificialmente. Como se esperaba, se observa que con el filtro paso bajo Chebyshev tipo I se produce un retardo menor con respecto al filtro paso bajo Butterworth en la detección de los eventos con respecto a la referencia, mientras que se mantiene el mismo rendimiento entre ambos filtros para el resto de métricas.

Tabla 2.3: Rendimiento del algoritmo automático de detección de eventos de la marcha con trayectorias de “normalidad”. Abreviaturas: sensibilidad (S), precisión (P), puntuación F1 (F1).

ID	Evento	N GC	Filtro	Error Temporal [ms]	S	P	F1
Normalidad	C	100	Butterworth	70	100	100	100
			Chebyshev	40	100	100	100
	IP		Butterworth	60	100	100	100
			Chebyshev	50	100	100	100
	D		Butterworth	30	100	100	100
			Chebyshev	0	100	100	100
	MFR		Butterworth	0	100	100	100
			Chebyshev	0	100	100	100

Estos resultados justifican el empleo de dicha señal de normalidad para el cálculo del RMS.

2.6.2. Resultados de relación del RMS con el rendimiento del algoritmo

El análisis sobre la relación del RMS y el rendimiento del algoritmo muestra que, desde un punto de vista general, la relación del RMS y el rendimiento del algoritmo es inversamente proporcional (Figura 2.11). Es decir, un aumento del RMS da lugar a un peor rendimiento del algoritmo y parece que la identificación del evento se adelanta con respecto a la referencia (Figura 2.11). Esta correlación es más fuerte con respecto al RMS total, el RMS de rodilla y el RMS de tobillo. El RMS de cadera muestra únicamente una correlación débil con la sensibilidad y F1 (Figura 2.11).

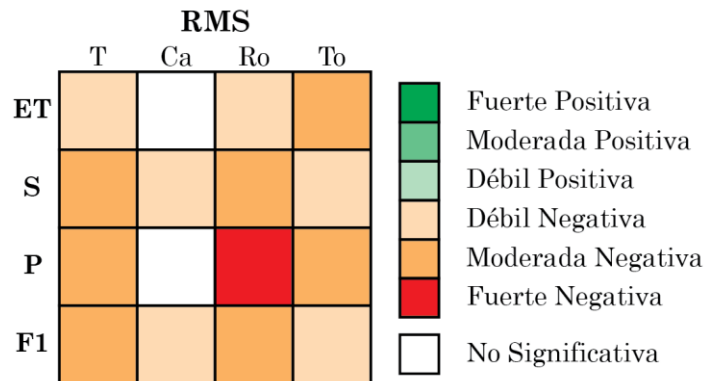


Figura 2.11: Resultados asociados a la relación del RMS con el rendimiento del algoritmo. Abreviaturas: error temporal (ET), total (T).

2.6.3. Resultados de validación por tipo de filtrado

En esta sección se muestran los resultados de la comparativa entre los dos tipos de filtrado (Butterworth y Chebyshev tipo I, de las Secciones 2.2.3 y 2.2.4). Únicamente se mostraron diferencias significativas en el error temporal según el tipo de filtrado, siendo el filtro paso

bajo Chebyshev tipo I el que ha dado lugar a un menor retardo (Figura 2.12). La tabla de resultados se puede encontrar en el Anexo A, Tabla A.1.

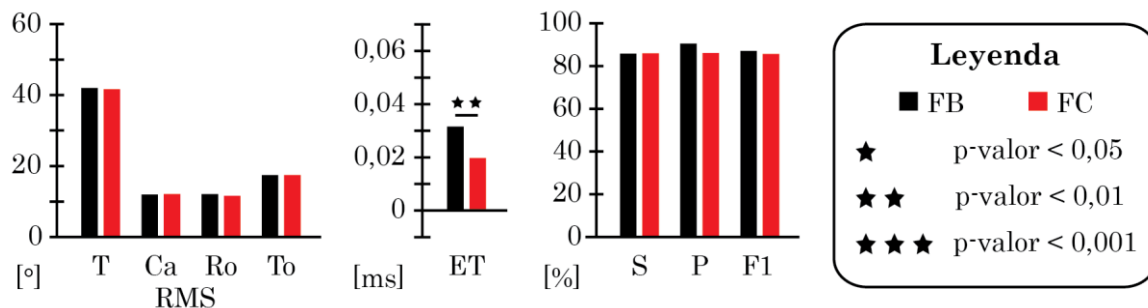


Figura 2.12: Resultados asociados al rendimiento del algoritmo según el tipo de filtro. Abreviaturas: filtro Butterworth (FB), filtro Chebyshev (FC).

2.6.4. Resultados de validación por sistema

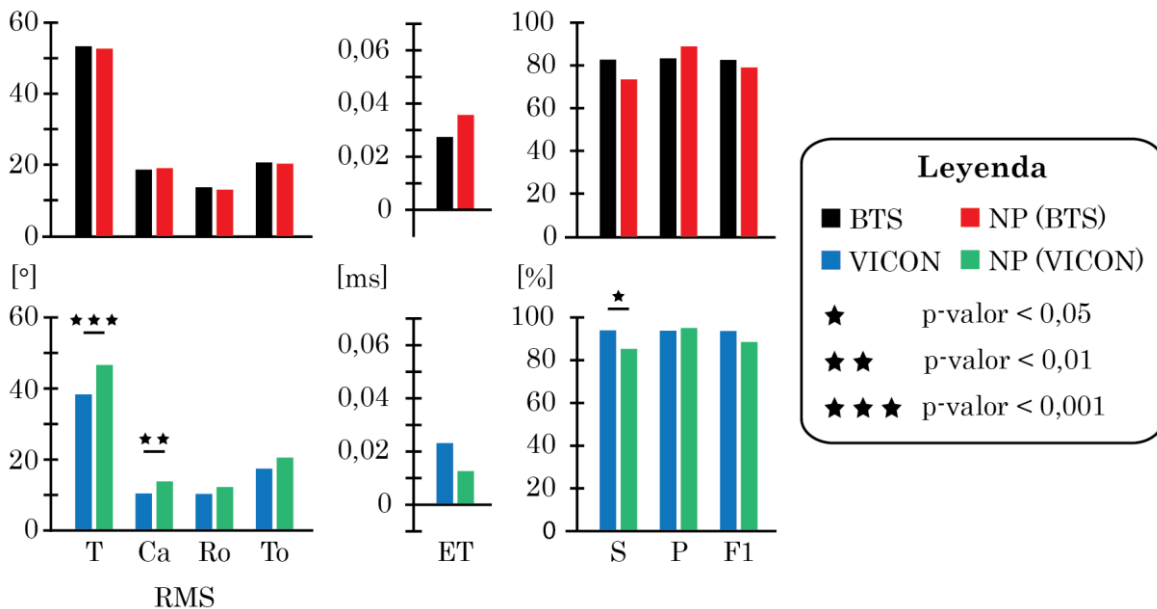


Figura 2.13: Resultados asociados al rendimiento del algoritmo según el sistema de registro. Abreviaturas: registros con NP en simultáneo a BTS (NP (BTS)), registros con NP en simultáneo a VICON (NP (VICON)).

En esta sección se muestran los resultados de la comparativa entre los diferentes sistemas de registro. Se observaron diferencias significativas entre VICON y los electrogoniómetros empleados por el sistema NP con respecto al RMS total y de cadera, aunque esto no se observó para el sistema BTS donde el RMS no muestra diferencias significativas (Figura 2.13).

También se observó una diferencia significativa en cuanto a la sensibilidad entre VICON y los electrogoniómetros empleados por el sistema NP (Figura 2.13). En el resto de variables y métricas no se observaron diferencias significativas entre ninguno de los

sistemas (Figura 2.13). La tabla de resultados se puede encontrar en el Anexo A, Tabla A.2.

2.6.5. Resultados de validación *offline* vs *online*

En esta sección se muestran los resultados de la comparativa entre los resultados obtenidos con el algoritmo en modo *offline* y *online*. Únicamente, se mostraron diferencias significativas en el error temporal según el modo, siendo el modo *offline* el que ha dado lugar a un menor retardo (Figura 2.14). La tabla de resultados se puede encontrar en el Anexo A, Tabla A.3.

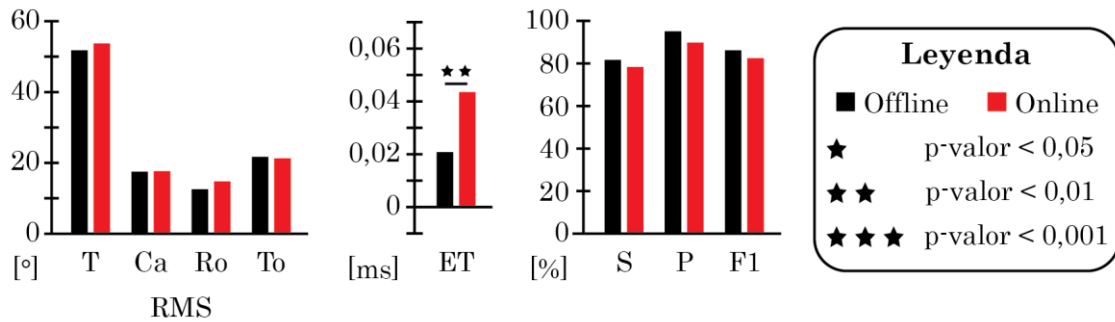


Figura 2.14: Resultados asociados al rendimiento del algoritmo según el modo de operación.

Este resultado hizo necesario profundizar el análisis en este punto, por lo que se aplicó el MLG para explorar si la diferencia significativa encontrada con respecto al error temporal procedía de algún evento concreto o era común a todos los eventos. Los resultados se muestran en la Tabla 2.4, donde se observa una única diferencia significativa en MFR.

Tabla 2.4: Error temporal del algoritmo para cada tipo de evento. Abreviaturas: media (Me), desviación estándar (De).

Evento	Error temporal		p-valor
	Offline Me (De)	Online Me (De)	
C	-0,001 (0,011)	0,024 (0,009)	1,000
IP	0,059 (0,005)	0,056 (0,006)	1,000
D	0,029 (0,008)	0,030 (0,011)	1,000
MFR	0,002 (0,002)	0,081 (0,004)	<0,001

2.6.6. Resultados de validación según el perfil de usuario

En esta sección se muestran los resultados de la comparativa entre los resultados obtenidos con el algoritmo según el perfil del usuario (sanos, LMi o ictus). Todas las diferencias significativas identificadas se han obtenido entre el grupo de sanos y los otros dos grupos.

Se observa que el RMS obtenido a nivel global y para cada una de las articulaciones es superior (Figura 2.15). Además, el error temporal, la sensibilidad, precisión y F1 en sanos obtienen valores mayores con respecto a los otros dos grupos (Figura 2.15). No se han observado diferencias significativas entre el grupo de lesionados medulares y el grupo de ictus (Figura 2.15). La tabla de resultados se puede encontrar en el Anexo A, Tabla A.4.

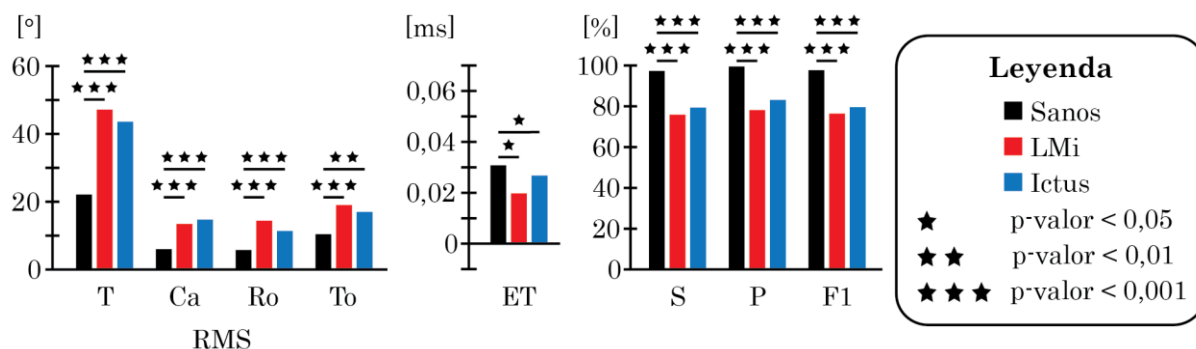


Figura 2.15: Resultados del rendimiento del algoritmo según el perfil de usuario.

2.6.7. Resultados de validación para cada evento

En esta sección se muestran los resultados según el evento identificado (C, IP, D y MFR). En la Figura 2.16, se observa que en el contacto y despegue se obtienen los valores de RMS global más altos. Estos muestran diferencias significativas con respecto al inicio de la propulsión que es el evento que muestra un menor RMS global (Figura 2.16 A). A nivel de cadera, el RMS es significativamente mayor en el IP, mientras que en rodilla los valores más altos se observan en el C y D (Figura 2.16 A). A nivel de tobillo, el menor RMS se observa en el IP y es similar entre el resto de eventos (Figura 2.16 A).

En cuanto al error temporal, el mayor error se produce en IP y es significativamente mayor al del resto de eventos (Figura 2.16 A). En cuanto a la MFR, no se observa error en la detección (Figura 2.16 A). Además, se observan diferencias significativas en cuanto al rendimiento en la detección del C, siendo este evento el que menor rendimiento tiene en comparación al resto que muestra un rendimiento similar en todas las métricas evaluadas (Figura 2.16 A). Únicamente se observa una diferencia significativa algo menor en la precisión de detección del D con respecto a la MFR (Figura 2.16 A). A excepción del C, que muestra un rendimiento superior al 72% en todas las métricas, para el resto de eventos se observa un rendimiento superior al 89% para del IP, al 85% para el D y al 94% para la MFR (Figura 2.16 A). La tabla de resultados se puede encontrar en el Anexo A, Tabla A.5.

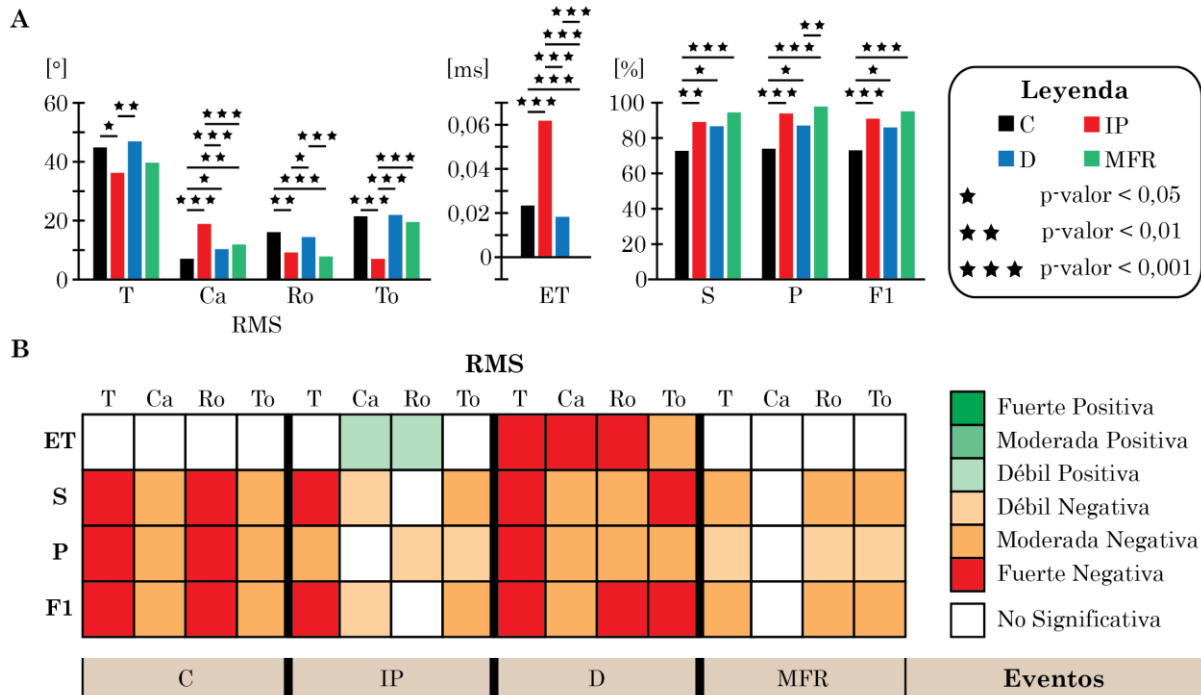


Figura 2.16: Resultados del rendimiento del algoritmo para cada evento de la marcha. Se muestran los resultados de rendimiento y el mapa de calor de correlaciones entre RMS y cada una de las variables de rendimiento del algoritmo.

El RMS muestra una correlación inversamente proporcional al resto de métricas, lo que indica que, a mayor RMS, peor rendimiento del algoritmo (Figura 2.16 B). Concretamente, el RMS global y de rodilla muestran una correlación negativa fuerte con respecto a la sensibilidad, precisión y F1 en el C (Figura 2.16 B). Esta misma correlación se observa entre el RMS global y la sensibilidad y F1 en el IP, y entre la sensibilidad, precisión y F1 en el D (Figura 2.16 B). El resto de correlaciones son moderadas, pero en el mismo sentido (Figura 2.16 B). Únicamente no se observan correlaciones significativas entre el RMS de cadera y dichas métricas en la MFR en la oscilación, que se correlaciona moderadamente con el resto de RMS calculados (Figura 2.16 B).

Con respecto al error temporal no se observa una correlación significativa en el C y MFR, pero sí existe una correlación fuerte en el despegue con respecto al RMS total, de cadera y rodilla, y moderada con respecto al tobillo (Figura 2.16 B). También se observa una correlación débil positiva con respecto al RMS de cadera y rodilla del error temporal (Figura 2.16 B).

2.7. Discusión

La segmentación de la marcha desempeña un papel fundamental en el análisis del movimiento y el control sincronizado de dispositivos de asistencia, como NPs y EVs (45,144,145). En este contexto, el uso de algoritmos automáticos para segmentar la marcha ha ganado popularidad, proponiéndose diversas estrategias basadas en distintas fuentes

de información según la técnica instrumental utilizada (141–143). Asimismo, el avance de los sensores vestibles ha impulsado el desarrollo de algoritmos en tiempo real para el control de estos sistemas asistenciales. A pesar de los avances, la segmentación automática de la marcha presenta limitaciones importantes: variabilidad en los criterios de evaluación (125), inconsistencia en la identificación de eventos (146), y validaciones centradas en sujetos sanos, con poca evaluación en poblaciones patológicas (124,176). Es crucial desarrollar algoritmos automáticos adaptativos para la detección de eventos de la marcha que sean robustos ante la variabilidad individual, las diferentes condiciones de marcha y el ruido en los datos, permitiendo un control preciso en tiempo real de dispositivos asistenciales, como NPs y EVs. En este contexto, el empleo de información cinemática accesible a través de diversos sistemas de medición puede ser una fuente valiosa que puede facilitar la adaptación para abordar las limitaciones y problemas identificados. Tomando esto en cuenta, se analizaron los requisitos para el desarrollo de un algoritmo con estas características (Sección 2.2.1). Esto sirvió de base para el desarrollo del algoritmo presentado en las Secciones 2.2.2, 2.2.3 y 2.2.4, que se ha evaluado con base en las pruebas y procedimientos detallados en las Secciones 2.3, 2.4 y 2.5, y cuyos resultados de validación en marcha sana y patológica se detallan en la Sección 2.6.

El algoritmo de detección de eventos de la marcha desarrollado utiliza un enfoque unilateral que se basa en la información angular de las tres articulaciones de un miembro inferior para segmentar el GC en esa extremidad (Figura 2.1). Este algoritmo se ha basado en una serie de condiciones y umbrales (Figura 2.4) y presenta una estructura de máquina de estados cuyo objetivo es el de detectar 4 eventos concretos del GC (C, IP, D y MFR) que delimitan 4 fases del mismo (So, Pr, OI y OF). La información articular se puede obtener de sistemas estacionarios, como VICON (42) o BTS (43), o sensores vestibles, como IMUs, electrogoniómetros, *encoders* y potenciómetros, lo que aporta un gran potencial para el empleo del algoritmo tanto para el análisis del movimiento como para el control de dispositivos de asistencia como NPs, EVs o HVs. En este sentido, se ha desarrollado una versión *offline*, que ha permitido ajustar los parámetros del algoritmo de forma empírica con registros de marcha, y una versión *online*, para su uso en el control de las tecnologías de asistencia anteriormente mencionadas (Figura 2.3).

Concretamente, la información empleada para alimentar al algoritmo consiste en información angular normalizada de cadera, rodilla y tobillo, así como las velocidades angulares de cada una de las articulaciones y la aceleración angular del tobillo (Figura 2.1). Esta información suele presentar problemas de ruido de alta frecuencia, siendo más evidentes en la aceleración angular, por lo que se hizo necesaria la inclusión de una etapa de filtrado (Figura 2.2). Los parámetros para filtrado fueron ajustados con la modalidad *offline*, aunque fue necesario el empleo de una estrategia de preprocesado y acolchado para evitar la distorsión en la reconstrucción de señales que es necesaria cuando se hace uso de la modalidad *online* (Figuras 2.5, 2.6 y 2.7). Este algoritmo trata de controlar la

variabilidad en la marcha a través de la normalización de las trayectorias articulares y se adapta a los cambios en la misma al incluir la comparación y actualización de los mínimos y máximos articulares de cada nuevo GC con respecto a los mínimos y máximos registrados previamente (Figuras 2.3 y 2.4).

2.7.1. Rendimiento del algoritmo automático de detección de eventos de la marcha

Los resultados de validación han demostrado que el algoritmo da lugar a resultados óptimos de segmentación de la marcha al emplearlo con trayectorias de normalidad articular para todos los eventos de interés (Sección 2.6.1, Tabla 2.3). Además, se observa cómo la elección del tipo de filtro influye en el error temporal cometido, siendo menor para el filtro paso bajo Chebyshev tipo I (Sección 2.6.1, Tabla 2.3). Esta validación justifica el empleo de las secciones de interés entorno a los eventos de esta trayectoria de normalidad para el cálculo del RMS con el objetivo de determinar la repercusión de la alteración de la trayectoria en relación con el rendimiento del algoritmo sobre diferentes patrones de marcha.

Enfocándonos en los resultados obtenidos de las pruebas de validación experimental, se ha observado, como se esperaba, que, desde un enfoque global, el RMS muestra principalmente una relación inversa con respecto al rendimiento, por lo que a una mayor diferencia con respecto a la trayectoria “normal” se reducirá el rendimiento (Sección 2.6.1, Figura 2.11). Además, se confirma que el tipo de filtro muestra diferencias significativas en cuanto al error temporal de detección de eventos, obteniéndose un error menor para el filtro paso bajo Chebyshev tipo I, y un RMS y rendimiento sin diferencias significativas entre ambos filtros (Sección 2.6.3, Figura 2.12). Esto demuestra la conveniencia de emplear este filtro frente al de tipo Butterworth.

Los diferentes sistemas utilizados para adquisición de la información cinemática articular no dan lugar a diferencias significativas del rendimiento del algoritmo en general (Sección 2.6.4, Figura 2.13). La única diferencia identificada se observó entre el sistema VICON y los electrogoniómetros empleados por el sistema NP a nivel de cadera (Sección 2.6.4, Figura 2.13). Esta diferencia significativa se evidenció como un aumento del RMS en cadera, que se pudo traducir en la diferencia significativa observada en la sensibilidad del algoritmo. La diferencia en el RMS se puede deber a que la información cinemática registrada por los electrogoniómetros puede experimentar artefactos debido a la colocación y/o interacción física (233).

En cuanto a la comparación de la modalidad *offline* y *online*, se observa que no existen diferencias significativas en cuanto a RMS (Sección 2.6.5, Figura 2.14). Esto encaja con lo esperado y, tras las pruebas técnicas de la Sección 2.2.3, reafirma la efectividad de la estrategia de filtrado *online* por paquetes haciendo uso de la técnica de acolchado para

obtener las trayectorias filtradas equivalentes a las resultantes tras el filtrado *offline* del registro completo. Tampoco se observan diferencias significativas en cuanto a rendimiento entre las dos modalidades (Sección 2.6.5, [Figura 2.14](#)). Únicamente se observó una diferencia en cuanto al error temporal cometido, siendo menor en el modo *offline* (Sección 2.6.5, [Figura 2.14](#)). Profundizando para cada evento detectado, se observa que estas diferencias significativas proceden principalmente de la MFR como se esperaba, donde se implementó *offline* la detección sin hacer uso de la cinemática filtrada (Sección 2.2.2). También se observa una diferencia en el contacto que puede estar relacionada con la inclusión de la condición adicional detallada en la [Sección 2.2.2](#). Por tanto, se puede concluir que, teniendo en cuenta estas pequeñas diferencias del algoritmo, los resultados son equivalentes.

Aunque se han empleado estrategias para normalizar la cinemática y se ha diseñado un algoritmo adaptativo, se observa que la afectación de la marcha se traduce en un mayor RMS y, por tanto, el error temporal y rendimiento para la detección de eventos de la marcha se ve influenciado (Sección 2.6.6, [Figura 2.15](#)). Esto se puede deber a que, aunque el algoritmo tiene en cuenta las diferencias en amplitud de movimiento de la marcha, así como la variabilidad de la amplitud según diferentes condiciones, como la velocidad de marcha, este no tiene en cuenta las diferencias existentes debido a la coordinación interarticular. Debido a esto, el rendimiento en sanos es superior al 97% (Sección 2.6.6, [Figura 2.15](#)), mientras que en LMi e ictus se ha encontrado que son superiores al 75% y 79% (Sección 2.6.6, [Figura 2.15](#)), respectivamente. El error temporal, aunque muestra diferencias significativas entre sanos y LMi e ictus, se mantiene por debajo de los 30 ms (Sección 2.6.6, [Figura 2.15](#)). En relación con cada uno de los eventos, el algoritmo tiene un rendimiento adecuado para todos ellos (Sección 2.6.7, [Figura 2.16](#)), aunque es algo menor en el evento de C (>72%) y se observa un mayor retardo en el evento de IP (62 ms). El retardo obtenido en el D viene asociado en parte al filtrado que es necesario en este evento debido a que experimentalmente se observó que, sin filtrar, se pueden producir movimientos previos que provoquen que se identifique de forma inadecuada. No obstante, se podría reducir con la optimización del filtrado o la inclusión de alguna mejora en el propio algoritmo. En cuanto al menor rendimiento en el C, podría estar relacionado con el mayor RMS global y de rodilla que se mostró debido a una mayor variabilidad de la trayectoria articular entorno a este evento (Sección 2.6.7 y [Figura 2.16](#)).

En la literatura se han reportado gran variedad de algoritmos y rendimientos variables en cuanto a error temporal, sensibilidad, precisión y F1 (146,224). El error temporal se sitúa entre los ± 200 ms, pero consideramos que esto no es aplicable a la marcha. En contraste, nuestro algoritmo logra un retardo medio por debajo de los 30 ms, mostrando con ello una gran precisión temporal, lo que lo hace apto para su empleo en el control de sistemas de asistencia como NPs, EVs y HVs. En cuanto la sensibilidad, precisión y F1, estas métricas se sitúan por encima del 80% para la gran parte de algoritmos, pero en

muchos casos se debe al empleo de una ventana de tolerancia excesivamente grande. Además, muchos de estos algoritmos únicamente se han validado en sanos. En contraste, el algoritmo presentado ha mostrado tener un rendimiento $>72\%$ en algunos contextos (Figura 2.16), pero generalmente superior al 80% para los diversos contextos de aplicación probados y las métricas evaluadas. En relación a los algoritmos reportados en la literatura que emplean esta información cinemática, estos no han logrado resultados óptimos y se han evaluado únicamente en un grupo de individuos sin alteraciones de la marcha (178,234,235), donde el algoritmo propuesto en esta tesis muestra un rendimiento superior ($>97\%$) y óptimo para la detección de eventos. Además, ha sido validado en diferentes perfiles de individuos con alteración de la marcha (LMi e ictus), a diferencia los algoritmos equivalentes reportados en la literatura (178,234,235), dando lugar a resultados adecuados en cuanto a rendimiento ($>75\%$ y $>79\%$), lo que indica su capacidad de adaptación a las variaciones inherentes a la marcha intra e inter individuos en diferentes poblaciones.

2.7.2.Limitaciones

Por último, en cuanto a limitaciones del estudio, es importante mencionar que la colocación subóptima de los electrogoniómetros puede experimentar un efecto de *crosstalk*. Este consiste en que un eje de medición puede recoger información correspondiente al movimiento en otro eje (233,236,237). Esto con una buena colocación suele controlarse y en rodilla y tobillo se suele colocar el sensor de forma sencilla y precisa sobre la piel, por lo que no es muy determinante. No obstante, los electrogoniómetros colocados en cadera se suelen ubicar sobre un pantalón o prenda de vestir que puede introducir artefactos debido a los pliegues de la prenda o el propio movimiento de esta, si no es muy ajustada. Normalmente se recomienda emplear los electrogoniómetros sobre prendas que se ajusten a la antropometría del miembro inferior y experimenten el menor movimiento relativo posible, como leggings o, si no es posible, sobre pantalones cortos que se deben ajustar y fijar lo máximo posible previo a la prueba de marcha. Debido a que en el Institut Guttman las pruebas de marcha se realizaron en ropa interior y que en el HNPT algunos usuarios emplearon pantalón corto, esta podría ser la causa de esta diferencia observada a nivel de cadera en relación al rendimiento del algoritmo presentado.

Capítulo 3. Sistemas neuroprotésicos modulares

Para superar las limitaciones de aplicación del FES, como la fatiga o la respuesta muscular no lineal, se ha evaluado la combinación de sistemas neuroprotésicos con dispositivos robóticos, lo que ha dado lugar a sistemas híbridos con un potencial prometedor. Sin embargo, la tecnología actual muestra una falta de flexibilidad para adaptarse a las necesidades de cualquier aplicación, contexto o individuo. En este capítulo, se presenta una innovadora NP modular que pretende abordar eficazmente la diversidad y singularidad de las necesidades y preferencias de los usuarios de NPs motoras, contribuyendo a la aceptación e integración exitosa de estos sistemas en infinidad de aplicaciones y contextos. El capítulo² se estructura en cinco partes principales. En primer lugar, se muestran los antecedentes y se definen los requisitos de diseño. En segundo lugar, se describe el sistema desarrollado y su adaptación para aplicación en la rehabilitación de la marcha, integrándolo con un EV de extremidades inferiores. Esta NP modular destaca por su flexibilidad, escalabilidad, personalización y capacidad para integrar dispositivos robóticos. También presentamos una metodología de personalización diseñada para generar configuraciones del sistema que se adapten a las necesidades individuales, con el objetivo de proporcionar una asistencia eficaz y adecuada en una amplia variedad de contextos y aplicaciones. En tercer lugar, se realiza una prueba de validación con cuatro individuos que han sufrido un ictus o una LMi con el fin de evaluar la versatilidad y capacidad de personalización del sistema para diferentes necesidades de asistencia, aplicando diversas configuraciones. En cuarto lugar, se presentan los resultados técnicos del desarrollo, destacando características idóneas en cuanto a integración de componentes, capacidad de conexión y comunicación, ensamblaje sencillo y seguro con dispositivos robóticos, seguridad, dimensiones y peso apropiados, así como funcionalidades adecuadas para su implementación en diferentes contextos. Además, se presentan resultados que avalan la versatilidad del sistema cuando se utiliza con individuos con diferentes necesidades, así como el impacto en el patrón de marcha de las configuraciones empleadas con cada usuario. En quinto y último lugar, se realiza un análisis de los resultados y limitaciones y se discuten las perspectivas de desarrollo futuro.

3.1. Antecedentes de sistemas NP

El FES es una técnica eficaz para asistir y rehabilitar los movimientos funcionales debidos a trastornos neurológicos (3,238–241). Sin embargo, existen incertidumbres sobre la aplicación óptima del FES adaptada a la fisiología de los distintos usuarios. Se desconocen

² El contenido presentado en este capítulo se relaciona con la **Hipótesis 2** de la presente tesis doctoral y se focaliza en los **Objetivos 2.1 a 2.4** detallados en la sección **1.5 Objetivos e hipótesis**.

los ajustes óptimos de los parámetros que definen la EE, por lo que el ajuste suele basarse en la experiencia personal y en protocolos genéricos que no son personalizados y a menudo carecen de evidencia científica (242–244).

Esta técnica se aplica a través de NPs, cuya arquitectura general se compone de sensores, una unidad de control (UC), una unidad de EE o electroestimulador y electrodos (3,80,81). Sin embargo, la elección óptima del sensor o de la combinación de sensores no está clara y depende de las características del individuo y del contexto de uso (80,245,246). Además, los electroestimuladores suelen diseñarse con múltiples canales para permitir el control de varios grupos musculares durante una actividad o aplicar diversas estrategias (80). Sin embargo, cuanto mayor es el número de canales, mayor es la potencia necesaria, lo que se traduce en sistemas no portátiles, voluminosos y pesados, que a menudo deben conectarse a una toma de corriente (247–249). Como resultado, actualmente encontramos sistemas NP portátiles no flexibles que están optimizados para una aplicación específica y sistemas NP no portátiles que ofrecen una mayor flexibilidad (249–252). Todo ello, unido a la complejidad y diversidad de aplicaciones y poblaciones diana, la heterogeneidad dentro de una misma población e incluso la variabilidad del individuo a lo largo del tiempo, da como resultado un uso limitado de las NPs a la hora de adaptarse a cualquier individuo, contexto o aplicación (253).

En consecuencia, algunos grupos de investigación han desarrollado sistemas con arquitecturas modulares o distribuidas que añaden características de gran importancia a la arquitectura general de las NPs (244,249,254–262). Su arquitectura flexible y escalable permite la integración de un número variable de sensores de diversos tipos y la adición de más electroestimuladores para ampliar el número de canales de EE del sistema. Todos estos electroestimuladores son portátiles, funcionan con baterías incorporadas, operan dentro de los límites de seguridad de la EE y suelen emplear electrodos transcutáneos. La conexión entre los componentes es crucial y garantiza el correcto funcionamiento del sistema, y suelen ofrecer una interfaz gráfica de usuario (GUI, del inglés “*Graphical User Interface*”) que, entre otras funcionalidades, permite configurar los parámetros básicos de la EE (amplitud, anchura de pulso y frecuencia) y los trenes de pulsos, que suelen ser trapezoidales.

Estos sistemas han supuesto un gran avance tecnológico, pero las limitaciones de la aplicación del FES siguen siendo evidentes. Esto ha llevado al desarrollo de sistemas híbridos en los que se integran las NPs con dispositivos robóticos de asistencia, con el objetivo de aprovechar los puntos fuertes de ambos sistemas y mitigar sus respectivas debilidades (78,79,120,263). Cabe destacar que ninguna de las NPs mencionadas se ha combinado con un dispositivo robótico, y que los sistemas portátiles híbridos existentes en la literatura tienden a ser específicos para resolver o estudiar problemas concretos (120,264). A pesar de ello, el potencial de los sistemas híbridos en rehabilitación es evidente, ya que ofrecen ventajas como la reducción del gasto energético del usuario, el

retraso de la aparición de la fatiga muscular y la mejora de la postura y la estabilidad del movimiento (263,265). No obstante, aunque el enfoque híbrido es prometedor, estos sistemas aún no están lo suficientemente maduros como para explorar su impacto en ensayos clínicos con usuarios finales (122).

Lo anterior pone de manifiesto la urgencia de crear NPs modulares adecuadas para aplicaciones híbridas FES-robot que superen las limitaciones actuales y permitan la configuración personalizada de acuerdo con las necesidades del paciente y la exploración de estrategias de asistencia más eficaces.

3.2. Requisitos y especificaciones de diseño de los sistemas NP

Para establecer los requisitos y especificaciones de diseño, se tomó como referencia la literatura y se realizaron reuniones interdisciplinarias con ingenieros y fisioterapeutas. Todo ello permitió establecer los siguientes requisitos fundamentales:

- **Arquitectura**: el sistema NP debe ofrecer una arquitectura modular que permita una mayor flexibilidad en la configuración y reconfiguración de los componentes hardware y software. En este sentido, se debe prestar atención a la flexibilidad para la integración y configuración de diferentes tipos de sensores que permitan la adquisición de la información necesaria adaptándose a la aplicación, contexto o capacidades individuales. Además, debe ser escalable para poder ajustar la complejidad y capacidades del sistema sin tener que sustituirlo por completo. Es decir, debe poder crecer o expandirse incorporando nuevos sensores o más canales de estimulación sin perder potencia para poder abordar más grupos musculares, funciones motoras o aplicar estrategias de estimulación específicas (80,266,267). Para ello, es necesario utilizar una topología en red en la que la UC sirva de interfaz de comunicación con sistemas externos y potentes nodos de electroestimulación. Estos nodos, donde se encuentra la electrónica de electroestimulación, deben disponer de pocos canales y controlar los parámetros de EE de forma precisa y fiable, cumpliendo las normas de seguridad eléctrica y médica. Según la literatura, también es preferible que el sistema esté orientado al uso de electrodos transcutáneos (3,240,268–273). Además, debe ser un sistema a medida que facilite la configuración de los electroestimuladores y de los parámetros relacionados con la EE.
- **Conexión**: la conexión eficaz entre los componentes del sistema es crucial. Debe favorecerse la conexión inalámbrica para proporcionar la máxima flexibilidad y movilidad, pero deben tenerse en cuenta la latencia y la seguridad. Debe garantizarse el tiempo real o una latencia mínima tanto en la recepción de información de sensores y sistemas externos como en la capacidad de actuación. Esto permite proporcionar una respuesta instantánea y una respuesta rápida y

precisa para que la asistencia pueda ser eficaz en cualquier aplicación y contexto, logrando movimientos coordinados y naturales. Todo ello pasa por la selección de una UC capaz de proporcionar y gestionar estas interacciones a través de interfaces de conexión eficientes.

- **Integración neuro-robótica**: el sistema debe ser capaz de interconectarse con dispositivos robóticos para mejorar su funcionalidad y utilidad ofreciendo una asistencia más completa y versátil a los usuarios. Para ello, es necesario ofrecer protocolos de conexión abiertos y estandarizados (USB, Bluetooth, Wi-Fi, entre otros) que permitan una interoperabilidad estable y sencilla con dispositivos externos y doten al sistema NP de una alta compatibilidad. Además, es importante poder establecer una comunicación bidireccional que permita la recepción y envío de información para lograr una coordinación efectiva entre dispositivos. En relación con esto, las interfaces físicas son esenciales para garantizar una integración efectiva a través de una conexión física robusta, segura y funcional que permita la interacción entre dispositivos. En este sentido, la conexión mecánica puede requerir un posicionamiento estable, seguro, preciso y alineado para garantizar la correcta interpretación de las señales. Esto implica garantizar la compatibilidad mecánica teniendo en cuenta la forma, el tamaño y otros aspectos físicos para garantizar una integración ergonómica, segura y adecuada. También hay que tener en cuenta la durabilidad y la resistencia, especialmente en entornos clínicos o de rehabilitación en los que la tecnología se utiliza de forma intensiva.
- **Colocación y retirada**: el tiempo de colocación y retirada es una de las barreras que limitan el uso de las NPs (274–276). De hecho, el tiempo puede oscilar entre unos minutos y aproximadamente 1 hora, dependiendo de la complejidad de la configuración (277). Este proceso abarca desde la instalación de los componentes del sistema hasta su configuración para su uso inmediato. Normalmente, la configuración de los parámetros de EE constituye el aspecto que más tiempo consume de una NP. Esto se ha abordado en la literatura mediante el desarrollo de algoritmos de calibración automática utilizando matrices de electrodos de superficie (274). Aunque no se han encontrado reportes en la literatura, se suele observar que la retirada tiende a ser más rápida. La retirada suele consistir simplemente en quitarse el sistema, mientras que la colocación requiere una serie de pasos. Entre ellos se incluyen la ubicación precisa de los sensores, el posicionamiento cómodo de los diversos componentes del sistema de NP sin impedir el movimiento del usuario y la priorización de la comodidad del usuario. Además, la configuración del sistema para que funcione correctamente aumenta la complejidad del proceso de colocación. La falta de información y orientación sobre las distintas NPs también se ha identificado como un factor limitante que puede aumentar el tiempo de colocación y retirada (276). Este proceso también es un

requisito fundamental en los EVs (79,134). En este sentido, el tiempo de colocación puede llegar a ser de unos 30 minutos, mientras que la retirada suele durar unos 10 minutos (79). Cabe destacar que no se han encontrado evidencias sobre sistemas híbridos compuestos por sistemas NPs y EVs, pero esto puede variar en función de la integración que se haya diseñado entre ambos dispositivos. Sin embargo, es esencial garantizar que el ensamblaje articular y la configuración no supongan un aumento sustancial del tiempo de colocación/retirada en las configuraciones híbridas para aumentar la facilidad de uso y la aceptación por parte del usuario en el entorno clínico.

- **GUI:** es importante ofrecer una interacción intuitiva y amigable desde una GUI, asegurando una experiencia más cómoda y efectiva para cada usuario que la emplee. En este sentido, el uso de *feedback* visual o auditivo puede ayudar a conocer el estado y funcionamiento del sistema. La GUI también debe permitir la creación y desarrollo de secuencias para actividades específicas y protocolos de rehabilitación. Esto puede facilitar la integración en actividades cotidianas y tratamientos específicos. Además, debe ser posible registrar y almacenar datos de uso para mejorar el rendimiento y realizar futuros ajustes que faciliten la evaluación clínica y el tratamiento, la investigación y la mejora continua del sistema. El sistema debe ser abierto y programable, permitiendo a los usuarios o desarrolladores programar y modificar el comportamiento del sistema según requisitos específicos. Esto fomenta la innovación y la experimentación, permitiendo la implementación de estrategias de control a medida. En este sentido, debe ser posible implementar diferentes estrategias de control tanto en bucle abierto (patrones predefinidos) como en bucle cerrado (adaptación dinámica), ya que la elección de un modo u otro puede depender de la aplicación clínica y de las necesidades del usuario.
- **Seguridad:** la seguridad es otro factor clave y es una prioridad del diseño garantizar la integridad del usuario durante su uso. El diseño debe incluir características robustas que protejan al usuario de sobreestimulación, mal funcionamiento o situaciones potencialmente peligrosas. Es importante prestar atención al aislamiento galvánico, los mecanismos de control de la estimulación (límites de intensidad), los mecanismos de emergencia (detención inmediata de la estimulación), los mecanismos de protección y detección de fallos (supervisión de la integridad y el rendimiento del sistema) y unas instrucciones de uso claras. En la literatura se ha señalado que los sistemas que emplean electrodos implantados suelen operar con una amplitud de pulso máxima de 25 mA, mientras que los que utilizan electrodos transcutáneos operan en un rango de hasta 120 mA (3). La duración y la frecuencia del pulso suelen ser inferiores a 1000 μ s y 100 Hz, respectivamente, como se observa habitualmente (278–281).

- **Autonomía de la batería**: el sistema debe ser energéticamente eficiente en términos de consumo y tener una autonomía de batería adecuada para garantizar un uso continuo y práctico por parte de diferentes individuos en sus sesiones de rehabilitación. Esto implica que los diferentes componentes del sistema deben disponer de baterías recargables con una duración suficiente y es deseable que puedan sustituirse fácilmente. La autonomía requerida de las baterías puede variar en función de la aplicación específica. Sin embargo, la literatura existente informa con frecuencia de autonomías de batería superiores a 4 horas (244,249,256).
- **Dimensiones y peso**: aunque no existe una norma establecida ni estudios definitivos que definan los criterios de tamaño o peso aceptables, la literatura sugiere que los estimuladores eléctricos portátiles de sistemas modulares suelen tener unas dimensiones máximas de 356 cm³ y pesar menos de 0,5 kg (244,254–256,258–262). Sin embargo, los requisitos específicos de estas características variarán en función de las necesidades individuales y del contexto de uso. Dado el objetivo de lograr un sistema escalable, es esencial esforzarse por conseguir las dimensiones y el peso más reducidos posibles para cada componente del sistema a fin de garantizar la portabilidad en todas las configuraciones. De este modo se mejora la usabilidad en escenarios fijos y móviles. En resumen, el tamaño y el peso desempeñan un papel fundamental a la hora de facilitar el uso diario, aumentar la comodidad y la portabilidad y, por consiguiente, influir en la aceptabilidad y la movilidad del usuario.

3.3. Sistema modular NP adecuado para aplicaciones híbridas FES-robot

En esta sección se presenta el desarrollo del sistema NP modular, así como su aplicación al contexto de la marcha y su combinación con un EV, y la metodología de configuración personalizada de los sistemas de asistencia en base a las necesidades del usuario y el criterio clínico.

3.3.1. Hardware

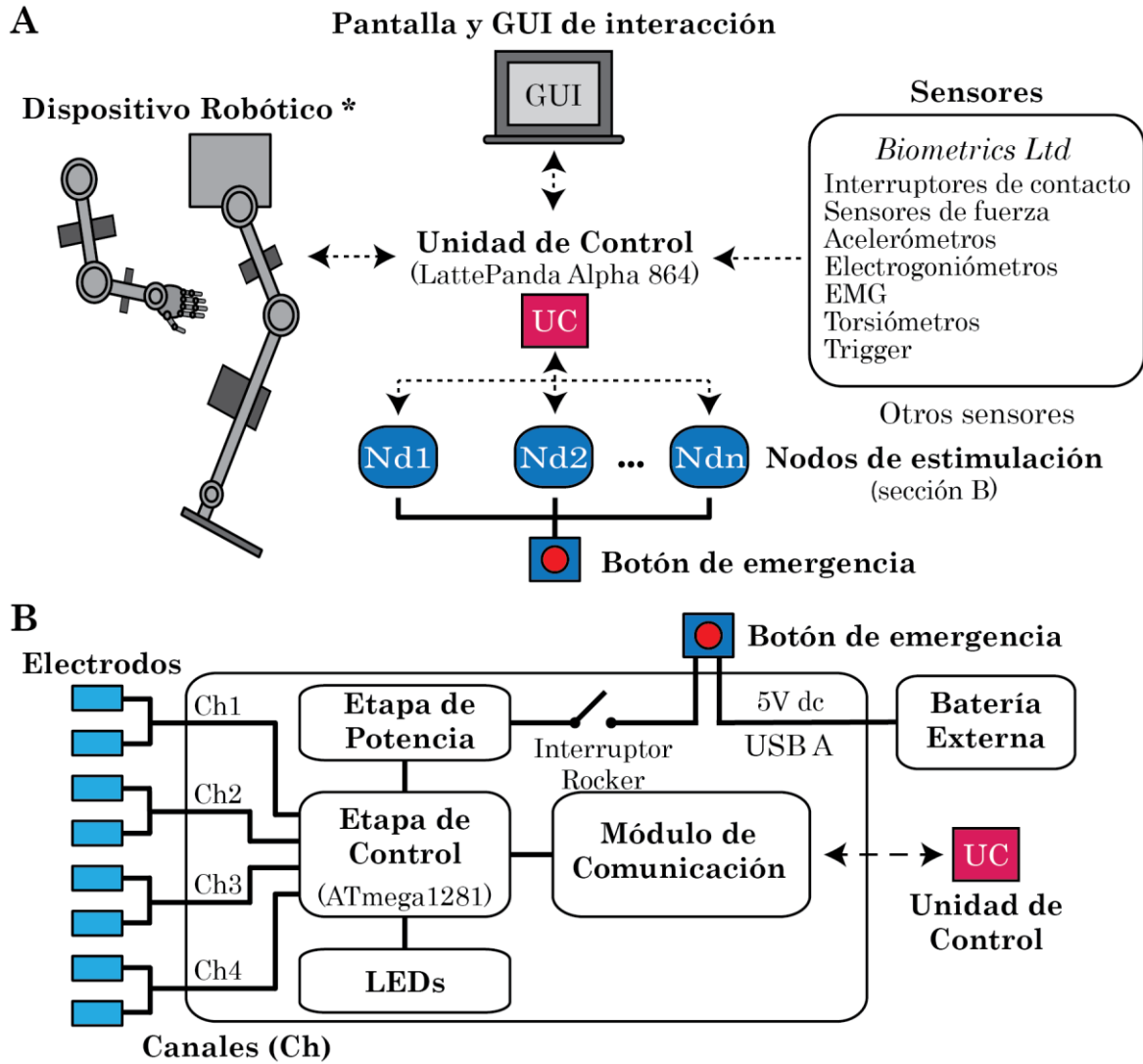


Figura 3.1: Arquitectura del sistema NP modular adecuado para aplicaciones híbridas FES-robot. (A) Componentes del sistema, formas de conexión ofrecidas y tipos de comunicación que pueden establecerse. Los componentes marcados como opcionales pueden no aparecer en algunas configuraciones del sistema NP modular. El EV es un componente opcional como indica el símbolo “*”. La conexión entre componentes puede ser cableada (líneas continuas) o inalámbrica (líneas discontinuas) a través de bluetooth o Wi-Fi. Además, la comunicación puede ser unidireccional (flechas de único sentido) o bidireccional (flechas en ambos sentidos). (B) Partes principales del nodo de EE con sus conexiones internas y externas, con un botón de emergencia, múltiples electrodos y UC. Otras abreviaturas: nodo (Nd), canal (Ch, del inglés: “Channel”).

El sistema NP consiste en una arquitectura modular que consta de una red de sensores, una UC donde se centraliza la información y se implementan las estrategias de control, y nodos de estimulación dirigidos al uso de electrodos transcutáneos (Figura 3.1 A y más información técnica en el Anexo B y C). Para la red de sensores, se ha integrado un sistema externo de terceros (Biometrics Ltd, Newport, Reino Unido (282)) que permite el uso de una amplia variedad de pequeños sensores portátiles cableados o inalámbricos (Figura 3.1

B), aunque es posible integrar otros de forma sencilla. Los nodos EE funcionan según los requisitos de rendimiento descritos en la literatura (283–285). Además, constan de una batería externa, una conexión para un botón de parada de emergencia común, un interruptor de encendido/apagado individual, una etapa de potencia que alimenta una etapa de control que modula el EE en 4 canales aislados galvánicamente y dirigidos a electrodos transcutáneos, y un módulo de comunicación bidireccional que se conecta a la UC (UART cableada, Bluetooth o Wi-Fi), como se muestra en la [Figura 3.1 B](#). Todo está encapsulado mediante impresión 3D para un montaje sencillo y rápido (Anexo D: [Figura D.1 A y B](#)). La UC (LattePanda Alpha 864 (286)) es una placa de desarrollo ligera encapsulada en 3D que puede alimentarse a través de una conexión de alimentación o una batería externa y tiene una gran capacidad para el desarrollo y ejecución del software de control, así como características de interconexión y comunicación que facilitan la integración de otros componentes y sistemas ([Figura 3.1 A](#) y Anexo D: [Figura D.2](#)).

3.3.2. Interfaz gráfica de usuario

La GUI se ejecuta en la UC y ofrece tres modos de visualización e interacción: conectándola a un monitor con teclado y ratón, a través de una pantalla táctil directa o de forma remota desde un ordenador personal. Estas opciones se adaptan a diversos escenarios, desde situaciones en las que la UC no es transportada por el usuario hasta casos en los que debe ser transportada ([Figura 3.1 A](#)). Se puede encontrar imágenes de la GUI en el [Anexo E](#) donde se detalla una descripción técnica para investigación ([Anexo E.1](#)) y una descripción para el uso clínico ([Anexo E.2](#)).

La GUI ([Anexo E](#)) permite configurar la red de sensores (tipos y cantidad), definir el número de nodos junto con el tipo de conexión y comunicación (continua, la orden recibida se ejecuta hasta que se recibe otra, o puntual, la orden recibida se ejecuta una sola vez) con la UC, el número de canales y relacionar cada uno con un grupo muscular, y seleccionar una estrategia de control de entre las que se han implementado. Para la EE, la GUI facilita la configuración flexible de los parámetros básicos de cada canal ([Figura 3.2 A](#), [Anexo C: Tabla C.1](#) y [Anexo E](#)). Es posible configurar la fase del pulso (monofásico, bifásico simétrico o bifásico asimétrico), la amplitud, la anchura, la frecuencia (común para todos los canales o específica para cada canal), las repeticiones por canal (pulsos simples, dobletes y tripletes (287,288)), invertir el pulso o elegir el orden de estimulación para los canales de cada nodo. Además, también permite definir características más generales de los trenes de pulsos para generar perfiles rectangulares o trapezoidales a medida, como los que se muestran en la [Figura 3.2 B](#). Para ello, a través de la GUI es posible activar o desactivar la rampa ascendente y/o la rampa descendente individualmente para cada canal (Anexo E, [Figura E.1.1](#) y [Figura E.2.4](#)), establecer la duración de cada tipo de rampa de forma independiente y definir la amplitud mínima y máxima de EE para cada canal ([Figura 3.2 B](#)).

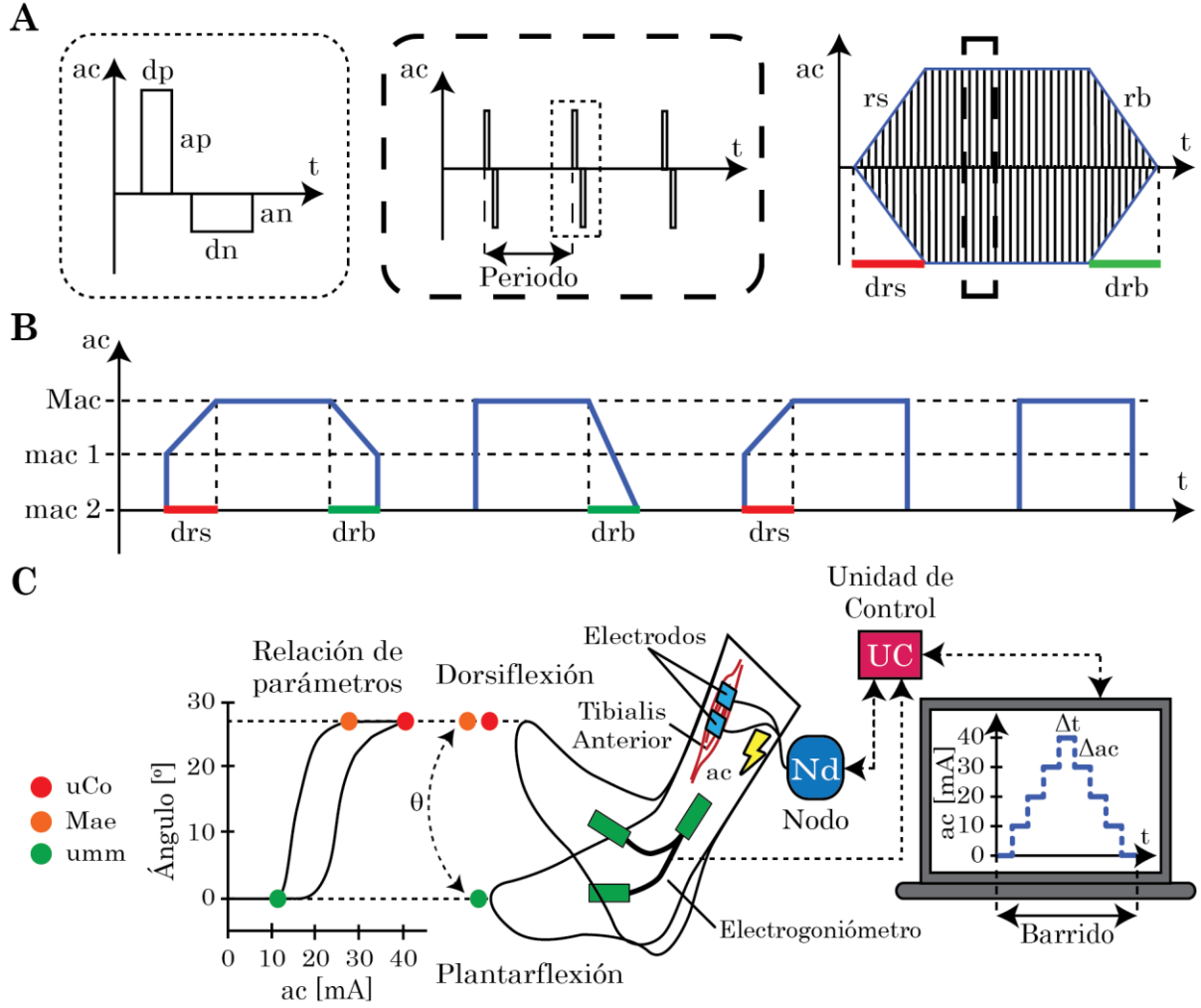


Figura 3.2: Configuración de la EE. (A) parámetros fundamentales de los trenes de pulsos que componen el EE, (B) envolventes de los tipos de trenes de pulsos que pueden configurarse y parámetros relacionados, y (C) ejemplo del método de calibración automática de la amplitud de los pulsos aplicado al tibial anterior. Abreviaturas: amplitud de corriente o pulso (ac), tiempo (t), amplitud de pulso positiva (ap), amplitud de pulso negativa (an), duración de pulso positivo (dp), duración de pulso negativo (dn), rampa de subida (rs), rampa de bajada (rb), duración de rampa de subida (drs), duración de rampa de bajada (drb), mínima ac configurada (mac), máxima ac configurada (Mac), umbral de movimiento motor (umm), máxima asistencia efectiva (Mae), umbral de confort (uCo), datos angulares (θ), tiempo de pausa (Δt), incremento de ac (Δac).

La calibración manual de los parámetros de EE de cada canal que suele realizarse en el ámbito clínico, donde un único parámetro, normalmente la amplitud de pulso se incrementa gradualmente hasta alcanzar el valor máximo confortable específico de cada grupo muscular para el usuario (umbral de confort, máximo nivel de amplitud que tolera el individuo sin resultar en incomodidad), también puede realizarse desde la GUI (Anexo E, Figura E.1.3 y Figura E.2.6). Sin embargo, este proceso suele ser subjetivo y puede variar de un terapeuta a otro, por lo que se ha implementado un método de calibración automática en el que la respuesta muscular se caracteriza en una fase posterior a la calibración manual habitual (Figura 3.2 C). Para ello, se selecciona en la GUI un sensor

de posición o goniómetro relacionado con un grupo muscular concreto, y se seleccionan el número de iteraciones necesarias, el incremento y el tiempo de pausa con cada incremento (Anexo E, [Figura E.1.1](#) y [Figura E.2.6](#)). Con estos parámetros se realiza un "barrido" que consiste en aumentar gradualmente con el incremento establecido desde 0 hasta alcanzar el umbral de confort, previamente calculado en la calibración manual habitual, realizando las pausas establecidas con cada incremento, y volviendo después gradualmente de la misma forma al valor 0 de ese parámetro de EE. Este proceso se realiza tantas veces como se establezca en el número de iteraciones y, como resultado, se obtiene una relación entre la respuesta muscular y el parámetro seleccionado, que se puede visualizar en tiempo real ([Figura 3.2 C](#)). Se ha observado que esta relación presenta histéresis y que existe un máximo de asistencia efectiva, a partir del cual la respuesta muscular (posición alcanzada) no aumenta ([Figura 3.2 C](#)), lo que puede estar relacionado con el umbral de saturación (nivel de amplitud para el cual todas las fibras se encuentran excitadas y, a partir de él, ya no aumenta más la contracción muscular) (131). A este umbral le llamamos umbral de movimiento motor ([Figura 3.2 C](#)) y se suele encontrar por debajo del umbral de confort, por lo que su uso podría retrasar la aparición de la fatiga muscular asociada a la EE en comparación con el uso del propio umbral de confort.

La GUI facilita las pruebas de ROM mediante sensores (Anexo E, [Figura E.1.2](#), [Figura E.2.2](#), [Figura E.2.5](#)). Las pruebas de ROM incluyen pruebas pasivas (registro del ROM máximo de la articulación), asociadas a la actividad (medición del ROM durante actividades específicas como la marcha) y asistidas por FES (registro automático del ROM durante la calibración de la asistencia). También permite guardar y cargar ajustes, lo que facilita la configuración rápida del sistema NP modular para diferentes usuarios en futuras sesiones, y permite ver, registrar y revisar los datos de uso del sistema (Anexo E, [Figura E.1.4](#), [Figura E.2.3](#), [Figura E.2.8](#) y [Figura E.2.9](#)). Cuando se configura una red de nodos de estimulación, el sistema registra la información de los sensores y dispositivos robóticos, incluidos los datos de estimulación durante las actividades. La GUI incluye una pestaña de información para usuarios inexpertos, que proporciona información sobre las funcionalidades y los ajustes de EE (Anexo E, [Figura E.1.5](#)). También incorpora estrategias de detección y visualización de errores, emitiendo mensajes informativos y guardándolos para su optimización (Anexo E, [Figura E.1.1](#)). Las medidas de seguridad, como los rangos de valores definidos y la calibración manual de la amplitud del pulso de EE, evitan la introducción de datos no válidos e inseguros. Las amplitudes de rampa ajustables se limitan por debajo del umbral de confort, activando avisos en caso de detectar valores inadecuados.

3.3.3. Sistema NP modular e híbrido aplicado a la marcha

Esta sección presenta en detalle las adaptaciones del sistema tanto para su uso independiente como en combinación un EV de miembro inferior.

3.3.3.1. NP modular aplicada a la marcha

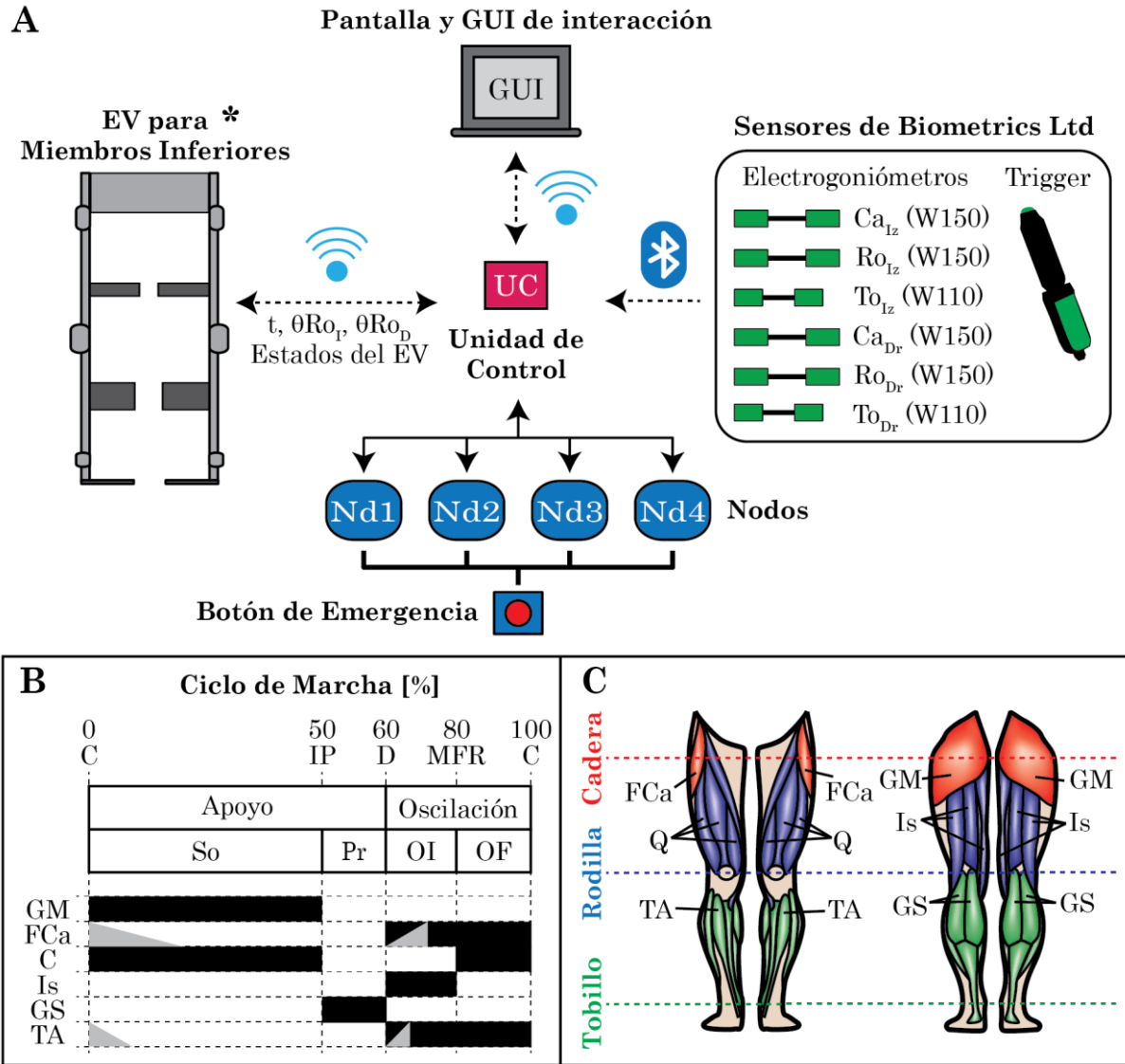


Figura 3.3: Sistema NP modular adaptado a la actividad de la marcha. (A) Componentes del sistema, cómo están conectados y el tipo de comunicación que se establece. El EV es un componente opcional como indica el símbolo “*”. La conexión entre componentes puede ser cableada (líneas continuas) o inalámbrica (líneas discontinuas) a través de bluetooth o Wi-Fi. Además, la comunicación puede ser unidireccional (flechas de único sentido) o bidireccional (flechas en ambos sentidos). (B) Eventos y fases de la marcha identificados con el algoritmo de detección de eventos predefinidos y la máquina de estados finitos utilizada en el control de bucle abierto para asistir al músculo diana (289,290). La asistencia predefinida está marcada en negro. El ejemplo de dos rampas de subida y bajada se muestra en gris. Las rampas descendentes se ejecutan una vez detectado el final de la estimulación. Las rampas ascendentes, en cambio, se ejecutarían dentro de la banda negra al detectarse el evento correspondiente. (C) Grupos musculares objetivo de los miembros inferiores implicados en la marcha. Abreviaturas: glúteo mayor (GM), flexor de cadera (FCa), cuádriceps (Q, del inglés “*quadriiceps*”), isquiotibiales (Is), gastrocnemio (GS) y tibial anterior (TA), izquierda (Iz) y derecha (Dr).

Para la aplicación en la actividad de marcha, se configuró una red de sensores compuesta por hasta 6 electrogoniómetros inalámbricos (W110 para tobillos y W150 para caderas y

rodillas, Biometrics Ltd, Newport, Reino Unido (282)) para medir el movimiento angular de cada articulación de las extremidades inferiores a una frecuencia de 100 Hz durante la marcha (Figura 3.3 A). En consecuencia, fue necesario colocar tres electrogoniómetros, uno para cada articulación, en cada pierna (Figura 3.3 A). Los sensores, que se fijan fácilmente a las articulaciones con cinta adhesiva hipoalergénica de doble cara, funcionan eficazmente en un radio de 30 m hasta el receptor USB. Además, han sido validados para medir los ángulos de las articulaciones de las extremidades inferiores durante la marcha y sus datos angulares resultan valiosos para desarrollar algoritmos de control de bucle cerrado (160–164). En cuanto a la red de electroestimuladores, se estableció una configuración de hasta 4 nodos como suficiente para este contexto, teniendo en cuenta el número de canales por nodo y los principales grupos musculares implicados en la actividad de la marcha. Por ello, se eligió un pulsador de emergencia homologado (XW1E-BV404M-R (291) de IDEC) (Figura 3.3 A) y encapsulado mediante impresión 3D (Anexo D: Figura D.1 B y Figura D.1 C).

Dado que es fundamental intervenir en las distintas fases y subfases de la marcha, resulta crucial garantizar una comunicación lo más rápida posible entre los diversos componentes del sistema para proporcionar una asistencia eficaz. Por ello, se realizaron pruebas de caracterización de los diferentes métodos de conexión entre la UC y los nodos de estimulación, con el fin de determinar cuál era el más adecuado en este contexto. Además, se implementaron en la GUI algunas funcionalidades y algoritmos adicionales de interés para este entorno. Se integró el algoritmo de detección de eventos que se ha detallado en el Capítulo 2 en modo *online* para segmentar la marcha en tiempo real y poder utilizar esta información para la gestión automática de la asistencia por parte de la NP o del sistema híbrido (Figura 3.3 B). En consecuencia, se habilitaron dos configuraciones predefinidas de la red de sensores. La primera, consistente en tres electrogoniómetros que se situarían en cada una de las articulaciones de uno de los miembros inferiores, y la segunda, consistente en seis electrogoniómetros que se situarían en cada una de las articulaciones de ambos miembros inferiores. Con el enfoque unilateral se pretendía reducir el número de sensores, disminuyendo el tiempo de colocación/retirada y proporcionando más comodidad al individuo en los casos en los que sólo se identificaba la necesidad de asistencia unilateral.

Los grupos musculares a los que se dirigió la asistencia durante la marcha se seleccionaron debido a su relevancia en esta actividad, a su relación con el movimiento articular de las extremidades inferiores (caderas, rodillas y tobillos) y teniendo en cuenta la viabilidad de asistirlos utilizando electrodos superficiales. Los grupos musculares seleccionados incluían el glúteo mayor, cualquier flexor de cadera, el cuádriceps, los isquiotibiales (Is), el gastrocnemio (GS) y el tibial anterior (TA), como se muestra en la Figura 3.3 B y C. Estos grupos musculares se relacionaron con los canales configurados de la red de nodos, como se ha comentado anteriormente. Esto se hizo con el fin de implementar un algoritmo

de control de bucle abierto preestablecido de tipo máquina de estados finitos unilateral (Figura 3.3 B). Este algoritmo relaciona cada grupo muscular con una forma específica de estimulación en función de la subfase de la marcha. El algoritmo de control se ajustó a las subfases identificadas por el algoritmo de detección de eventos detallado en el Capítulo 2, la configuración de la red de nodos y canales, y la relación entre los grupos musculares identificados y los canales seleccionados para gestionar la asistencia de EE.

La máquina de estados finitos se basó en las investigaciones de Kesar et al. y Bogataj et al. (289,290) con modificaciones añadidas de interés clínico. Se denomina modo estándar (Figura 3.3 B) y consiste en una máquina de estados predefinida que asiste ipsilateralmente la musculatura basándose en la información angular de las articulaciones ipsilaterales de cadera, rodilla y tobillo. En esta máquina de estados puede observarse que el glúteo mayor y el cuádriceps reciben asistencia durante la subfase So para mantener la postura y ayudar al miembro inferior a no flexionarse desde la extensión de cadera y rodilla, respectivamente. La asistencia de un posible flexor de cadera se predefinió durante la oscilación con el objetivo de ayudar a la pierna a avanzar produciendo flexión de cadera, aunque esta elección no se basó en la información encontrada en la literatura. De hecho, se trata de un grupo muscular profundo cuya asistencia superficial es complicada. La asistencia de los I se predefinió en la OI para ayudar en la flexión de la rodilla. Los músculos GS se asisten en la subfase Pr para aumentar la flexión plantar y mejorar la propulsión, ayudando también a mejorar el impulso de la pierna en la oscilación. Y el TA recibe asistencia en la oscilación para ayudar a la flexión dorsal del tobillo y lograr una mayor distancia al suelo para evitar que el pie se arrastre o tropiece. Además, la asistencia en este grupo muscular se desactiva al producirse el contacto con el suelo, pero si se introduce una rampa de bajada, la asistencia se reduce gradualmente tras el contacto, asistiendo la bajada del pie para suavizar el contacto completo del mismo con el suelo. El algoritmo de control integra una variante de la máquina de estados estándar que denominamos modo cruzado, que consiste en asistir a la pierna ipsilateral utilizando los eventos de la marcha del lado contralateral. Este modo necesita la información angular de todas las articulaciones de ambos miembros inferiores y para este estudio sólo se adaptó para el gastrocnemio, donde queríamos probar la asistencia con un adelanto temporal para conseguir una mejor flexión plantar y propulsión, debido a la menor duración de la subfase Pr. Para ello, se utilizó el contacto contralateral para iniciar la asistencia y se detuvo con el despegue del pie ipsilateral.

3.3.3.2. Combinación con un EV

La NP modular se combinó con un prototipo de EV accionado por rodilla desarrollado por ABLE Human Motion, S.L. Este EV consta de rodillas actuadas y caderas y tobillos articulados que permiten el movimiento en el plano sagital (123,292,293). Este EV ligero (9,8 kg) es fácil de poner (4 min 43 s) y quitar (2 min 7 s), y está diseñado para proporcionar

asistencia durante las tareas de bipedestación, marcha y sedestación (293). El terapeuta puede iniciar los pasos en el modo de asistencia a la marcha manualmente mediante botones en el segmento lumbar del EV, desde su aplicación móvil “ABLE Care”, o automáticamente detectando la intención del usuario (292). Además, dentro de la aplicación, los usuarios pueden configurar varios parámetros de control del EV, incluida la sensibilidad de la detección de la intención de dar pasos, el ángulo máximo de flexión de la rodilla durante la oscilación, que ajusta la trayectoria predefinida por el EV, y la velocidad de ejecución de la oscilación. A lo largo del GC, el EV mantiene la pierna completamente extendida durante la fase de apoyo y ofrece asistencia de flexo-extensión durante la fase de oscilación, adhiriéndose a la trayectoria predefinida del ángulo de la articulación de la rodilla (293,294).

El prototipo de EV accionado en las rodillas sólo ofrecía una conexión de red de área local inalámbrica a través del estándar IEEE 802.11, que entraba en conflicto con nuestra red Wi-Fi. Por lo tanto, optamos por una conexión UART por cable entre la UC y los nodos de EE en la configuración híbrida para poder utilizar la comunicación bidireccional WLAN con el EV. Esta comunicación podría ser periódica (las medidas se reciben periódicamente sin necesidad de solicitarlas) o en modo pregunta-respuesta (estas medidas deben solicitarse al EV). A través de esta red de comunicación, la NP modular recibía datos en tiempo real a una frecuencia aproximada de 100 Hz relativos a la posición angular de las rodillas y al estado del EV (apoyo, oscilación de la pierna izquierda y oscilación de la pierna derecha), como se ilustra en la [Figura 3.3 A](#). Esta información, junto con la información angular de las caderas y los tobillos, se utilizó para desarrollar estrategias de control de modo híbrido estándar y de modo híbrido cruzado, relacionadas con las estrategias de control explicadas anteriormente en la [Sección 3.3.3.1](#). En estas variaciones, el EV se encargó de determinar las fases de apoyo y oscilación, mientras que el algoritmo de detección de eventos de la marcha implementado en la NP identificó los eventos que dividían estas fases en subfases, es decir, el IP y MFR. Este enfoque consiguió un sistema híbrido coordinado en el que el sistema NP modular se adaptaba al funcionamiento del EV.

Dado que el EV no proporcionaba información angular a nivel de cadera y tobillo, fue necesario establecer dos configuraciones de red de sensores adicionales. La primera, consistente en dos electrogoniómetros que se situarían en la cadera y el tobillo de uno de los miembros inferiores, y la segunda, consistente en cuatro electrogoniómetros que se situarían en las caderas y los tobillos de ambos miembros inferiores. Además, era necesario ensamblar los electrogoniómetros en estas articulaciones. Se desarrollaron piezas impresas en 3D a medida para la integración física estandarizada (Anexo D: Figuras [D.3](#) a [D.9](#)) sin afectar al ajuste y la función del EV. Todas estas piezas se diseñaron con el objetivo de facilitar la combinación de los sistemas de forma sencilla, rápida, estable y segura.

3.3.4. Proceso de personalización tecnológica

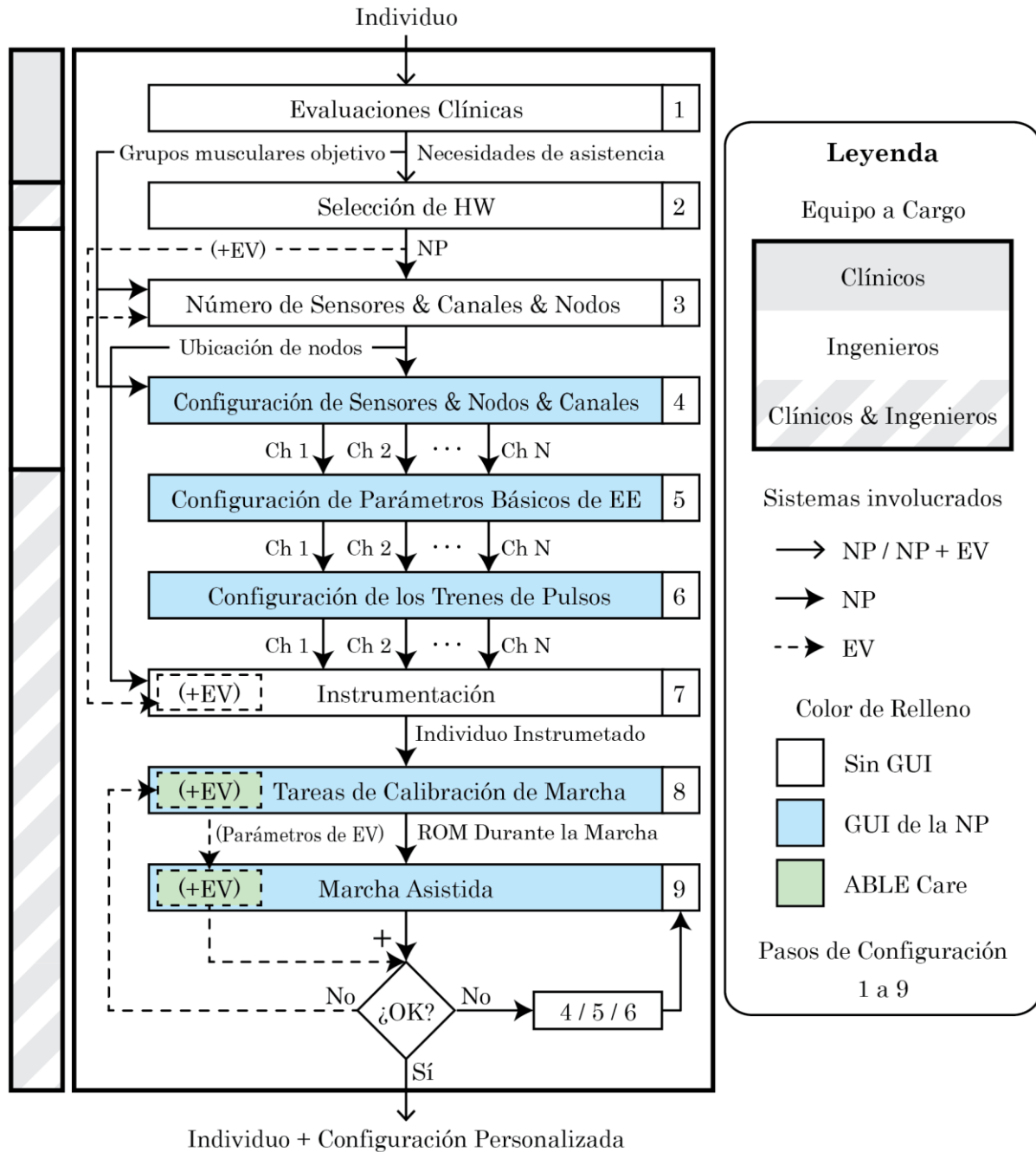


Figura 3.4: Proceso de personalización para la identificación y configuración de la tecnología de asistencia para la marcha. El diagrama indica el equipo implicado en cada una de las tareas detalladas, los pasos de configuración (1 a 9) aplicados a cada uno de los sistemas y si es necesario interactuar con el sistema a través de la GUI. En el caso de la GUI del prototipo de EV accionado en las rodillas, se trata de “ABLE Care”, como se explica en la [Sección 3.3.3.2](#). Abreviaturas: hardware (HW).

El proceso de personalización ([Figura 3.4](#)) se basa en la experiencia y las evaluaciones clínicas para identificar y configurar la tecnología de interés para la asistencia a la marcha

de cada individuo (NP modular o híbrida). Los pasos se describen a continuación, siendo los dos primeros comunes a ambas opciones.

Paso 1 (Figura 3.4 "Evaluaciones Clínicas"). El individuo es evaluado por el equipo clínico para determinar el nivel de discapacidad, capacidades y necesidades. Los resultados de las evaluaciones realizadas por el equipo clínico, detallados por Herrera-Valenzuela et al. en (136), ayudan a identificar la musculatura más afectada cuya contribución a la marcha está alterada. Esta información, junto con el conocimiento de los diferentes lazos de control que ofrece el sistema NP modular, ayuda a identificar los grupos musculares diana para la asistencia FES.

Paso 2 (Figura 3.4 "Selección de HW"). Basándose en las necesidades identificadas, el equipo clínico y el equipo de ingeniería evalúan en colaboración las opciones de hardware (NP modular o híbrido) de interés para utilizar durante la actividad de la marcha. Pueden considerarse varias opciones para un mismo individuo.

Paso 3 (Figura 3.4 "Número de Sensores & Canales & Nodos"). Se determina el número de sensores y el número de nodos y canales de estimulación necesarios para asistir a los grupos musculares objetivo identificados en el Paso 1. En primer lugar, se determina el número de sensores. Recordemos que el algoritmo de detección de eventos (Capítulo 2) y los algoritmos de control utilizados en el sistema NP modular adaptado a la marcha tienen un enfoque unilateral (Secciones 3.3.3.1 y 3.3.3.2). Esto es importante ya que se puede seleccionar una red de sensores preestablecida de tres a seis electrogoniómetros para la asistencia a la marcha con el sistema NP modular, o de dos a cuatro electrogoniómetros para el sistema híbrido (Secciones 3.3.3.1 y 3.3.3.2). La selección de una u otra configuración depende, por tanto, de las necesidades identificadas en el Paso 1 y de la selección de hardware realizada en el Paso 2 de este proceso. En segundo lugar, se determina el número de canales necesarios, que debe coincidir con el número de grupos musculares objetivo identificados en el Paso 1. En colaboración con el equipo clínico, se establecen distintas posibilidades, es decir, distintas combinaciones de grupos musculares y canales para variar la configuración del sistema en caso de que la asistencia no sea óptima para el individuo y deba ajustarse durante la actividad. En tercer lugar, en función de la localización de los grupos musculares a asistir y del número de canales necesarios, se determina el número de nodos necesarios y su ubicación más adecuada. Por ejemplo, para un individuo que necesita asistencia bilateral en TA y GS de ambas piernas, se necesitan cuatro canales para los que se puede utilizar un nodo colocado en la zona lumbar, minimizando el peso del sistema, o dos nodos laterales (dos canales por nodo), reduciendo la longitud del cableado y mejorando la comodidad durante la actividad. El objetivo es optimizar y equilibrar el peso que el individuo soportará posteriormente al caminar con el sistema definido, así como el tiempo necesario para colocarlo/retirarlo.

Paso 4 (Figura 3.4 "Configuración de sensores, nodos y canales"). El equipo de ingeniería configura la red de sensores y la red de nodos y canales a través de la GUI basándose en lo determinado en el paso anterior. Se carga la red de sensores preconfigurada elegida en el Paso 3. En relación con los nodos de estimulación, se define el método de conexión y el modo de comunicación para cada uno de ellos. Cada canal también se asocia a uno de los grupos musculares objetivo identificados en el Paso 1.

Paso 5 (Figura 3.4 "Configuración de Parámetros Básicos de EE"). El equipo clínico coloca los electrodos de superficie en los grupos musculares objetivo y ambos equipos colaboran en la configuración de los parámetros de EE a través de la GUI (Figura 3.2 A y Figura 3.2 C). La configuración de los parámetros consiste en establecer la fase del pulso para cada nodo, definir una frecuencia común y/o independiente por canal, establecer un ancho de pulso común para todos los canales por nodo y realizar la calibración de la amplitud del pulso.

Paso 6 (Figura 3.4 "Configuración de los Trenes de Pulsos"). Una vez determinados estos parámetros básicos de la EE, se determina cuándo y en qué canales se van a utilizar las rampas ascendentes y/o descendentes y se ajustan los parámetros relativos a las mismas (Sección 3.3.2 y Figura 3.2 B). Para ello, hay que tener en cuenta que la EE se controla con un control de lazo abierto basado en la máquina de estados finitos predefinida (Figura 3.3 B).

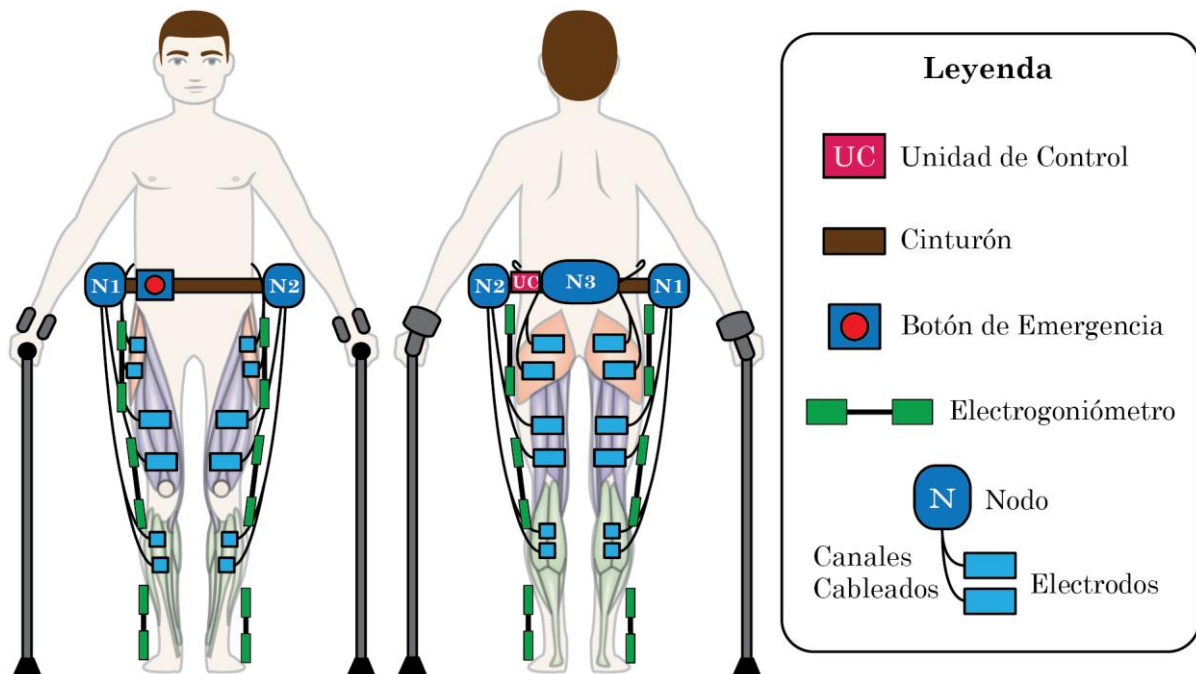


Figura 3.5: Ejemplo de instrumentación completa con el sistema NP modular, el EV o la combinación híbrida. Se muestra la instrumentación de un individuo que lleva un cinturón con el sistema NP modular adaptado para la marcha con la siguiente configuración: 6 electrogoniómetros, 3 nodos, la UC, el botón de emergencia y 12 canales. El cableado del botón de emergencia a los nodos y de los nodos a la UC se ha omitido para simplificar la figura.

Paso 7 (Figura 3.4 "Instrumentación"). Ambos equipos colaboran para colocar el sistema NP modular o híbrido al sujeto. Si el sistema elegido es el sistema NP modular, ambos equipos colocan la red de sensores sobre cada articulación, y la UC, los nodos y el botón de emergencia en un cinturón con las piezas 3D diseñadas para tal fin (Anexo D: [Figura D.1 sección B.1](#)). La [Figura 3.5](#) muestra un ejemplo de colocación en un individuo con una posible configuración de hardware del sistema NP modular en el que se necesita asistir toda la musculatura de interés de las extremidades inferiores. En caso de que se haya elegido una configuración híbrida, el sistema NP modular debe colocarse sobre el EV con las piezas 3D diseñadas específicamente para este fin. Para el prototipo de EV accionado en las rodillas utilizado en esta forma híbrida, será necesario utilizar las piezas 3D que se detallan en el Anexo D (Figuras [D.1](#) a [D.9](#)). Sin embargo, muchas de las piezas pueden colocarse previamente, ya que no afectan a la colocación y el funcionamiento del EV, lo que ahorra tiempo de colocación cuando se requiere asistencia híbrida. Las piezas que pueden permanecer en su lugar en el EV antes del proceso de colocación tras la primera instalación se detallan en las figuras correspondientes (Anexo D: Figuras [D.4](#) a [D.9](#)). Con estas piezas colocadas, en primer lugar, se configura el EV, adaptando las dimensiones a la antropometría del individuo. A continuación, se colocan los electrogoniómetros en cadera y tobillo unilateral o bilateralmente con el resto de piezas diseñadas para tal fin (Anexo D: Figuras [D.4](#) a [D.7](#)). Por último, se colocan los nodos (Anexo D: [Figura D.1](#)) en la pieza de ensamblaje central (Anexo D: [Figura D.8](#)) y/o en la pieza de ensamblaje lateral (Anexo D: [Figura D.9](#)), según lo previsto, y se coloca la UC (Anexo D: [Figura D.2](#)) en la pieza de ensamblaje central (Anexo D: [Figura D.8](#)).

Paso 8 (Figura 3.4 "Tareas de Calibración de marcha"). Ambos equipos calibran el sistema NP modular o la configuración híbrida. En el caso de la NP modular, el sistema se calibra para asegurar la correcta detección de los eventos de la marcha. Para ello, se calibran los electrogoniómetros en posición estática erguida y se registra el ROM sagital de las articulaciones de las extremidades inferiores del sujeto durante la marcha sin asistencia. En caso de que se utilice una configuración híbrida, los electrogoniómetros también se calibran en posición erguida estática con el EV encendido y se registra el ROM sagital de las articulaciones de las extremidades inferiores del sujeto durante la marcha asistida con el EV. Además, estos pasos se utilizan para ajustar los parámetros de funcionamiento del EV ([Sección 3.3.3.2](#)) desde "ABLE Care" durante la marcha para conseguir un movimiento más natural y fluido.

Paso 9 (Figura 3.4 "Marcha asistida"). Ambos equipos colaboran en la elección de la estrategia de control a utilizar, en función de la configuración aplicada (NP modular o híbrida). Para el primer caso, se elige entre el modo estándar o cruzado ([Sección 3.3.3.1](#)), mientras que, para el segundo, se elige entre el modo estándar o híbrido cruzado ([Sección 3.3.3.2](#)).

Con el apoyo de ambos equipos, el individuo camina con cada una de las configuraciones establecidas. Sin embargo, es posible realizar actualizaciones y ajustes en el funcionamiento del sistema basándose en las observaciones realizadas, el juicio clínico y los comentarios del individuo. Una vez completado el ajuste del sistema, se obtiene una configuración personalizada basada en las necesidades del individuo. De esta forma, en la primera sesión se pueden diseñar diferentes configuraciones personalizadas que se pueden guardar y cargar rápidamente en sesiones posteriores. Así, desde la primera sesión, sólo es necesario cargar la configuración personalizada guardada, calibrar la amplitud de pulso para cada grupo muscular (Paso 5), ponerse el sistema (Paso 7) y realizar la actividad de la marcha (Paso 9).

3.4. Procedimiento de validación experimental de la actividad de la marcha

Para la validación experimental, se siguió el proceso de personalización tecnológica (Sección 3.3.4) para identificar las configuraciones de interés para la asistencia a la marcha en individuos con LMi e ictus (Tabla 3.1). La colocación del sistema NP modular o híbrido se muestra en la Figura 3.6.

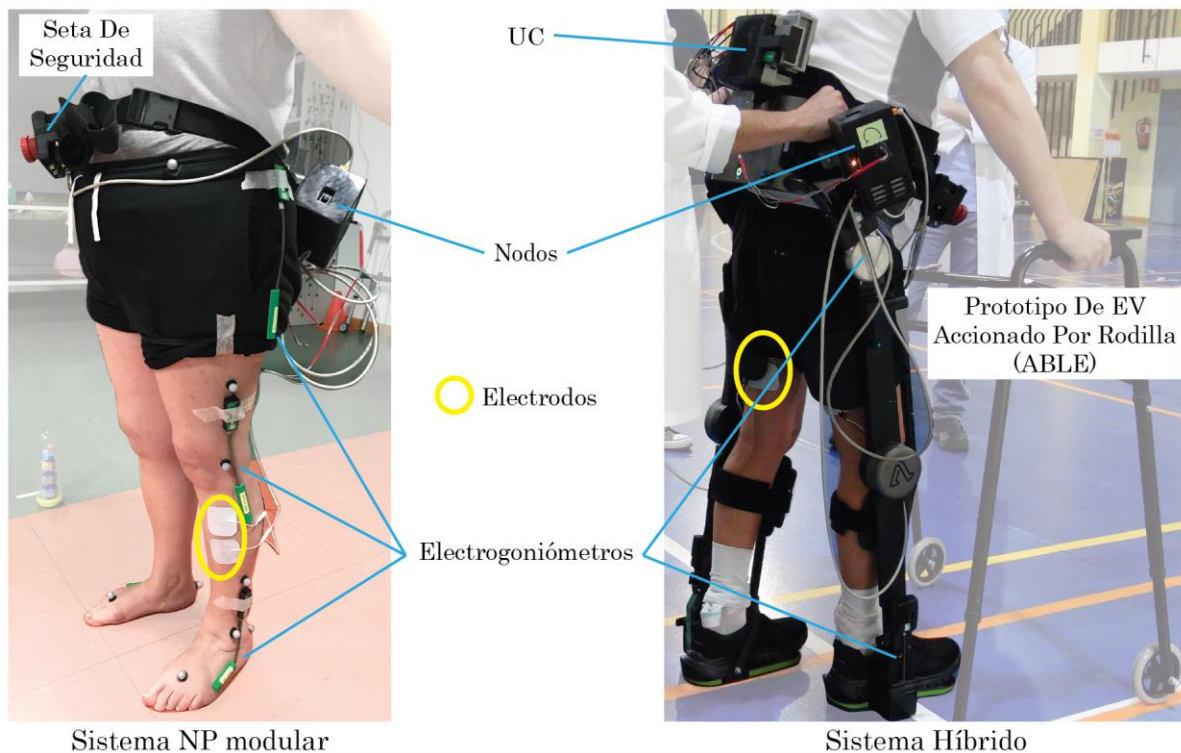


Figura 3.6: Sistema NP modular y sistema HV colocados sobre el usuario.

Este estudio contó con cuatro participantes: dos individuos con LMi fueron reclutados en el HNPT y dos individuos con ictus fueron reclutados en el IG. La selección de estas dos poblaciones distintas de pacientes con diferentes necesidades de asistencia se justifica por

la búsqueda de una tecnología capaz de adaptarse y personalizarse a las necesidades individuales de cada paciente. En consecuencia, ambos grupos de pacientes se incorporaron a las pruebas experimentales para evaluar la versatilidad y capacidad de personalización del sistema en diversos escenarios clínicos y un espectro de necesidades funcionales. La [Tabla 3.1](#), localizada al final de esta sección, resume la información sobre cada individuo y la configuración adoptada para cada uno de ellos.

El protocolo experimental (CEIC-CHTO, nº 716 26/05/2021) fue aprobado por el Comité de Revisión Institucional del Comité de Ética del Complejo Hospitalario de Toledo, España. Todos los participantes firmaron un consentimiento informado antes del inicio del protocolo experimental, que comprendía una o dos sesiones, siendo las evaluaciones clínicas la primera tarea en ambos casos. El número de sesiones varió en función de las capacidades y necesidades identificadas durante las evaluaciones clínicas. En el caso de los individuos que mostraban un alto grado de dificultad en la actividad de la marcha y mayores necesidades de asistencia, el equipo clínico determinó la necesidad de uso del EV y la participación en dos sesiones. La primera sirvió para familiarizarse (sesión de entrenamiento) con el uso del EV y optimizar el ajuste anatómico y los parámetros de control del EV ([Sección 3.3.3.2](#)) para conseguir una marcha automática cómoda y suave coordinada por la detección de la intención de movimiento. La segunda sesión tuvo lugar como máximo una semana después y abordó el registro de la marcha sin asistencia y con asistencia. En esta segunda sesión se aplicó el proceso de personalización tecnológica asociado al sistema NP modular e híbrido ([Sección 3.3.4](#)). Además, se registraron los datos de uso del sistema ([Sección 3.3.3.1](#)) durante al menos tres pasillos de marcha de 10 metros con cada una de las configuraciones empleadas.

Para los individuos capaces de caminar con una asistencia mínima, el equipo clínico determinó que la tecnología de asistencia óptima era el sistema NP modular y realizó una única sesión. Este fue el caso de los individuos con LMi capaces de caminar con una asistencia mínima ($WISCI\ II > 19$). En esta sesión, se aplicó el proceso de personalización tecnológica del sistema NP modular mencionado anteriormente ([Sección 3.3.4](#)) y se registraron los datos de uso del sistema ([Sección 3.3.3.1](#)) durante al menos tres pasillos de marcha de 10 metros con cada una de las configuraciones empleadas. Todas las pruebas de marcha se realizaron a la velocidad seleccionada por el usuario y con el menor número posible de ayudas técnicas y órtesis, siempre bajo la supervisión de un clínico formado. Cuando fue necesario, el clínico pudo ayudar al usuario a mantener el equilibrio sujetándolo por la parte lumbar del EV.

En cuanto a la configuración del sistema NP modular, la elección del número de sensores no fue relevante para este estudio, ya que el objetivo era registrar el movimiento completo durante la marcha para su posterior análisis, por lo que se utilizaron 6 electrogoniómetros de forma generalizada. Una vez determinado el número de canales y nodos y la ubicación física de los mismos, se configuraron siguiendo el procedimiento de personalización

(Sección 3.3.4). Se definió una conexión por cable y un modo de comunicación continuo entre los nodos y la UC. Se estableció el uso de pulsos bifásicos simétricos como el más seguro y recomendado (80). A continuación, se seleccionó una frecuencia de estimulación de 40 Hz y una anchura de pulso de 250 μ s común a todos los canales de cada nodo. Seguidamente, el equipo clínico colocó electrodos superficiales autoadhesivos de 5x5 cm en los grupos musculares de interés y se realizó la calibración manual de la amplitud de pulso EE (Sección 3.3.2). Con ello, se identificó el umbral de confort en cada canal para cada individuo y se fijó como límite superior de amplitud de pulso (Tabla 3.1). Cuando se utilizaron rampas, el límite inferior de amplitud de pulso se fijó en 0 (Tabla 3.1). A continuación, se colocó el sistema, se calibró y se definieron diferentes configuraciones óptimas de interés mediante el ajuste iterativo de la asistencia basado en el juicio clínico, la observación del patrón de marcha y la retroalimentación del usuario

Tabla 3.1: Información de los participantes de las pruebas de validación del sistema NP modular. Abreviaturas: grupo muscular (GMu).

Individuo	G	Edad	Peso [kg]	Altura [cm]	Escala AISA	Valoración funcional	Configuración NP modular		Prototipo de EV accionado en rodilla
							Nodos	Ch - GMu - uCo [mA] - drs [ms] - drb [ms]	
LMi 1	M	67	69.4	150	D	WISCI II - 19	1	Nodo 1	-
								Ch1 - TA - 55 - 100 - 100	
								Ch2 - GS - 45 - 50 - 50	
LMi 2	H	44	80	174	D	WISCI II - 20	2	Ch3 - Is - 65 - 100 - 100	-
								Nodo 1	
								Ch1 - TA - 28 - 100 - 100	
Ictus 1	H	43	64.5	174	-	FAC - 4	1	Ch2 - GS - 40 - 50 - 50	-
								Nodo 2	
								Ch1 - TA - 23 - 100 - 100	
Ictus 2	H	59	83	180	-	FAC - 4	2	Ch2 - GS - 39 - 50 - 50	65° de flexión máxima de rodilla en oscilación Ratio de flexo-extensión 50/50
								Nodo 1	
								Ch1 - TA - 30 - 0 - 0	
Ictus 2	H	59	83	180	-	FAC - 4	2	Ch2 - GS - 40 - 0 - 0	65° de flexión máxima de rodilla en oscilación Ratio de flexo-extensión 50/50
								Ch3 - Is - 40 - 0 - 0	
								Nodo 1 & Nodo 2	
Ictus 2	H	59	83	180	-	FAC - 4	2	Ch1 - TA - 60 - 0 - 0	65° de flexión máxima de rodilla en oscilación Ratio de flexo-extensión 50/50
								Ch2 - GS - 61 - 0 - 0	
								Ch3 - Is - 77 - 0 - 0	

3.5. Análisis experimental

Se analizó el efecto sobre la marcha a nivel cinemático y se compararon los resultados obtenidos con el objetivo clínico perseguido al proponer esta configuración. Los registros de cada participante se procesaron con MATLAB R2021b, se segmentaron en GCs y se obtuvieron las características cinemáticas como la flexión dorsal máxima del tobillo en el contacto del talón (To1), el ángulo de flexión plantar en el despegue del pie (To2), la flexión dorsal máxima durante la mitad de la oscilación (To3) y la flexión máxima de la rodilla durante la oscilación (Ro1) (52,53).

Estas características cinemáticas se analizaron con SPSS Statistics 26. En primer lugar, se realizaron pruebas de normalidad (test de Shapiro Wilks, $\alpha < 0,05$) y esfericidad (test de Mauchly, $\alpha < 0,05$). Posteriormente, se compararon las variables entre las diferentes configuraciones utilizadas para cada individuo. Se calcularon estadísticas descriptivas como la media y la desviación estándar. En todos los casos había más de dos condiciones que comparar, por lo que se aplicó un ANOVA de medidas repetidas ($\alpha < 0,05$). En los casos en que no se cumplía el criterio de esfericidad, se aplicó una corrección de Huynh-Feldt cuando la prueba de Greenhouse-Geisser mostraba una ϵ superior a 0,75. En caso contrario, se aplicó una corrección de Greenhouse-Geisser. Para identificar entre qué condiciones se producían cambios significativos, se aplicó un análisis de comparación por pares post-hoc con una corrección de Bonferroni. En los casos en que no se cumplía el criterio de normalidad, se aplicó la prueba de Friedman ($\alpha < 0,05$) para muestras no paramétricas. En este caso, para identificar las condiciones en las que se produjeron diferencias significativas ($\alpha < 0,05$), se realizaron pruebas post-hoc con la prueba de Wilcoxon.

3.6. Resultados

3.6.1. Resultados técnicos del sistema NP modular

El desarrollo de este nuevo sistema NP ha dado lugar a un sistema de arquitectura modular cuyas características técnicas completas pueden revisarse en la [Tabla C.1](#) del Anexo C, donde se compara con otros sistemas de planteamiento similar encontrados en la literatura (244,249,256–261).

Esta NP ha sido capaz de integrar un sistema de sensores de terceros que permite comunicar una gran variedad y cantidad de sensores ligeros (<100 g) a través de conexión cableada o inalámbrica. Además, gracias a las características propias de la UC, es posible conectar otros sensores de forma sencilla u otros sistemas de terceros, como ha sido el caso

de la integración de los sensores que porta el propio prototipo de EV accionado en las rodillas.

Se han desarrollado nodos de estimulación de cuatro canales utilizando electrodos transcutáneos que cumplen con los requisitos de rendimiento en el contexto de las aplicaciones FES reportadas en la literatura. Estos nodos permiten la conexión por cable o inalámbrica (Bluetooth o Wi-Fi IEEE 802.15.1) para establecer una comunicación bidireccional con la UC. Están equipados con una batería externa de carga rápida (3h) que se ha demostrado experimentalmente que proporciona a cada nodo una autonomía de batería de unas 33h en condiciones de EE continua a máxima demanda (3,6W). Además, al ser intercambiables, su uso continuo se ve favorecido por la disponibilidad de baterías de repuesto. Estos nodos han sido encapsulados mediante impresión 3D con un diseño que permite un fácil acceso a la electrónica para reparaciones o actualizaciones de hardware, un cambio rápido de la batería externa y simplifica su colocación segura. Las dimensiones finales de los nodos han sido 149x85x89 mm. El peso sin batería ha sido de 255 g y el de la batería seleccionada de 225 g.

La UC utilizada reúne las características fundamentales para la integración flexible y escalable de los dos componentes mencionados debido a su alta capacidad de conexión y a los protocolos de comunicación que ofrece. Además, las pruebas de caracterización para cada uno de los métodos de conexión entre la UC y los nodos de estimulación revelaron que entre la llegada de la información procedente de los sensores y la aplicación de la EE se obtenían retardos de aproximadamente 11 ms, 60 ms y 25 ms para la conexión UART por cable, Bluetooth y Wi-Fi, respectivamente. Por lo tanto, la conexión por cable o Wi-Fi era la más interesante para aplicaciones en las que se requiere una acción rápida, como la marcha. Además, permite su combinación con dispositivos robóticos, habiéndose logrado una exitosa integración con un prototipo de EV accionado en las rodillas desarrollado por ABLE Human Motion. Gracias a sus capacidades, ha permitido la implementación de algoritmos de captura y procesamiento de datos (algoritmo de detección de eventos de la marcha detallado en el Capítulo 2), así como la implementación de operaciones complejas y la integración de algoritmos de control (lazos abiertos estándar, cruzado, híbrido estándar e híbrido cruzado). Además, ha permitido el desarrollo de una GUI intuitiva que facilita la interacción del usuario con el sistema. La UC se ha encapsulado mediante impresión 3D, lo que también ha permitido alimentarla mediante una batería externa de carga rápida (2,4 h) que le confiere una autonomía de 24 h. No obstante, es posible conectar la UC a una toma de corriente en aquellos casos en los que el usuario no necesite transportar dicho sistema. Las dimensiones finales de la UC con el encapsulado 3D eran de 234,4x125,5x66 mm. El peso sin batería fue de 378 g y el peso de la batería fue de 248 g. El peso era cómodo y las dimensiones eran adecuadas para su uso en la aplicación de la marcha, tal y como han referido algunos usuarios (136).

El diseño impreso en 3D ha facilitado el proceso de ponerse y quitarse el sistema en varias modalidades. En primer lugar, de forma independiente en un cinturón que se ajusta a la persona. En segundo lugar, ha permitido un montaje fácil, eficiente, estable y seguro del sistema NP modular sobre un EV (prototipo de EV de rodilla desarrollado por ABLE Human Motion) que lo soportaba sin impactar negativamente en la colocación o funcionamiento del mismo. El tiempo de montaje del híbrido se puede consultar en la [Tabla 3.2](#), que considera que una sola persona tiene que montar el sistema NP sobre el EV y tiene que colocar un electrogoniómetro en cada cadera y tobillo, tres nodos de estimulación y la UC. En relación con todo el proceso de colocación/retirada, que incluye la configuración completa del sistema en su forma autónoma o híbrida, los tiempos se documentaron y pueden consultarse en (136).

Tabla 3.2: Tiempo de montaje del sistema híbrido. Esta tabla muestra los tiempos necesarios para ensamblar los sistemas (NP y EV) utilizando las piezas 3D diseñadas a tal efecto (Anexo D: Figuras [D.4](#) a [D.9](#)).

Fase de montaje del sistema	Tiempos medidos [s]
Colocación/retirada de un electrogoniómetro de cadera sobre el EV	30/30
Colocación/retirada de un electrogoniómetro de tobillo sobre el EV	30/20
Colocación/retirada de un nodo de EE sobre el EV	5/5
Colocación/retirada de la UC sobre el EV	5/5
Tiempo total de colocación/retirada	140/120

Se ha proporcionado una GUI intuitiva ([Anexo E](#)) para permitir la configuración del sistema (conexiones, comunicaciones y componentes) de forma eficaz y rápida mediante la carga de ajustes o protocolos de EE preestablecidos que pueden ayudar a agilizar las sesiones de terapia. Además, aparte de las funcionalidades básicas de configuración de la EE, permite realizar calibraciones manuales y automatizadas que pueden ayudar al ajuste objetivo y preciso de la EE. También se ha incluido información relevante para guiar al usuario en el uso del sistema y ha sido posible implementar diferentes pruebas de ROM de interés clínico. Además, el sistema ha sido capaz de registrar satisfactoriamente la información de uso para el posterior análisis de la aplicación de marcha.

Por último, se ha dispuesto de los recursos físicos y de software necesarios para garantizar la seguridad de uso del sistema. A nivel físico, se ha habilitado un botón de emergencia conectado a cada nodo de EE, que permite detener inmediatamente la asistencia de forma común ante cualquier situación de riesgo o necesidad, aunque no ha sido necesario utilizarlo durante las pruebas de validación. Gracias a esta conexión, se ha probado específicamente un pulsador de emergencia de 4 vías, encapsulado en 3D para facilitar su montaje y con un peso final de 180 g, para 4 nodos EE para su uso en la marcha. A nivel de software, se han establecido los límites de seguridad, los parámetros no permitidos y las condiciones de calibración para garantizar el correcto funcionamiento del sistema.

3.6.2. Resultados de validación en la aplicación para la marcha

Estas pruebas se realizaron con el propósito de demostrar la idoneidad del sistema y la utilidad de la metodología de personalización tecnológica (Sección 3.3.4) empleada para facilitar la configuración del sistema a las necesidades del usuario. Se obtuvieron configuraciones específicas de asistencia para cada individuo basadas en el proceso de personalización tecnológica. Las diferentes configuraciones pretendían mejorar principalmente la flexión dorsal máxima del tobillo en el contacto, el ángulo de flexión plantar en el despegue del pie, la flexión dorsal máxima durante la mitad de la oscilación y la flexión máxima de la rodilla durante la oscilación. Los resultados estadísticos que apoyan los comentarios detallados más adelante en esta sección y resaltados en la Figura 3.7 pueden encontrarse en el Anexo F (Tablas F.1 a F.3), así como las curvas cinemáticas medias de los GC registrados para cada individuo en cada una de las configuraciones probadas (Anexo F: Figuras F.1 y F.2).

3.6.2.1. Lesionado medular incompleto 1

Se probaron tres configuraciones de marcha para este individuo (Figura 3.7): marcha sin estimulación (No Estimulación), marcha con asistencia en el modo estándar en los músculos tibial anterior, gastrocnemio e isquiotibiales (NP TA GS Is Estándar) y marcha con asistencia en el modo estándar en los músculos tibial anterior e isquiotibiales (NP TA Is Estándar), como se muestra en la Figura 3.7. Los trenes de pulsos utilizados para la asistencia se configuraron con rampas ascendentes y descendentes para que el movimiento fuera más suave (Tabla 3.1).

En la Figura 3.7 puede observarse que, para la segunda configuración, se produjo una disminución significativa de la flexión de la rodilla y de la flexión dorsal. En la propia experimentación, se pensó que el problema podía venir de la asistencia al músculo gastrocnemio, por lo que se eliminó dicha asistencia en la tercera configuración. El resultado fue una disminución de la flexión plantar en el momento del despegue del pie, pero un aumento de la flexión dorsal en el momento del contacto con el talón.

gastrocnemio (NP GS Estándar) y marcha con asistencia de modo estándar en los músculos tibial anterior y gastrocnemio (NP TA GS Estándar). El equipo clínico trató de mejorar la flexión dorsal a mitad de la oscilación y el contacto del talón, así como la flexión plantar al despegar el pie. No buscaban mejorar la flexión de la rodilla, por lo que no asistieron los músculos isquiotibiales. Los trenes de pulsos utilizados para la asistencia se definieron con rampas ascendentes y descendentes para conseguir un movimiento más suave (Tabla 3.1).

En la Figura 3.7, se puede observar que, para la segunda configuración, se produjo una disminución significativa de la flexión dorsal a mitad de la oscilación y del contacto del talón, así como un aumento de la flexión plantar, en ambos lados (Anexo F: Figura F.1). La tercera configuración, dio lugar a algunas mejoras significativas en la flexión dorsal bilateral en la oscilación media y el contacto del talón para ambos lados sobre la configuración anterior, pero sólo mejoró sobre la configuración no asistida en el lado derecho. La flexión plantar también mejoró, especialmente en el lado izquierdo.

3.6.2.3. Ictus 1

Se evaluaron cuatro configuraciones (Figura 3.7): marcha sin estimulación (No Estimulación), marcha con asistencia en el modo cruzado para los músculos tibial anterior, gastrocnemio e isquiotibiales (NP TA GS Is Cruzado), marcha con asistencia en el modo estándar para los músculos tibial anterior, gastrocnemio e isquiotibiales (NP TA GS Is Estándar) y configuración híbrida con asistencia en el modo estándar (HV TA GS Is Estándar). Los trenes de pulsos utilizados para la asistencia se configuraron sin rampas de subida y bajada para lograr transiciones más rápidas (Tabla 3.1).

A nivel de la rodilla, se experimentó un aumento de la flexión en la oscilación, que no fue significativo entre configuraciones. Sin embargo, a nivel del tobillo, se experimentó un aumento de la flexión dorsal en la mitad de la oscilación y en el contacto con el suelo para las configuraciones que empleaban la NP de forma independiente, sin diferencias significativas entre las configuraciones. La flexión plantar en el despegue de la puntera disminuyó respecto a la configuración no asistida de forma significativa para las configuraciones que emplean NP de forma independiente sin mostrar diferencias relevantes entre ellas. Al comparar la configuración híbrida con respecto a la configuración no asistida, no se evidenciaron cambios significativos.

3.6.2.4. Ictus 2

Se probaron tres configuraciones para este usuario (Figura 3.7): marcha sin estimulación (NS), marcha con asistencia del EV (EV) y marcha con asistencia híbrida estándar (HV TA GS H Extándar). Los trenes de pulsos utilizados para la asistencia se configuraron sin rampas de subida y bajada para conseguir transiciones más rápidas (Tabla 3.1).

Los resultados muestran un aumento significativo de la flexión de la rodilla en la oscilación debido a la actuación de EV. A nivel de la articulación del tobillo, se consiguió un aumento de la flexión plantar para ambas configuraciones de asistencia, probablemente debido a la postura de marcha con el EV. Además, se consiguió un aumento de la flexión dorsal, que alcanzó un valor superior para la condición híbrida, probablemente debido a la asistencia con la NP modular en el tibial anterior.

3.7. Discusión

Dada la creciente necesidad de NP adaptables a diferentes contextos, aplicaciones y necesidades individuales, así como la capacidad de integrarse con dispositivos robóticos para mejorar la rehabilitación, las principales contribuciones de este estudio fueron el desarrollo de un novedoso sistema de NP modular adaptable y configurable a diferentes tipos de pacientes con alteraciones de la marcha y la metodología de personalización basada en criterio clínico para el ajuste óptimo según las necesidades individuales. Se analizaron los requisitos fundamentales comunes a los sistemas descritos en la literatura y se establecieron los requisitos esenciales (Sección 3.2). Esto sirvió de base para el diseño y desarrollo de un sistema de NP con arquitectura modular que se ha caracterizado y detallado a lo largo de este capítulo. Para validarlo, se adaptó a una aplicación de marcha en la que se combinó con un prototipo de EV accionado en rodilla. Además, se diseñó una metodología de personalización tecnológica basada en criterios clínicos que permite su uso con éxito en individuos afectados por LMi o ictus.

3.7.1. Sistema NP modular

La arquitectura de este sistema está cuidadosamente diseñada con la modularidad como piedra angular. Los objetivos principales son la flexibilidad, la escalabilidad y la personalización. Este tipo de sistema modular se puede encontrar en la literatura (244,249,255–262). La mayoría de estos sistemas ofrecen la integración de algunos tipos de sensores específicos o sistemas de terceros limitados que proporcionan cierta flexibilidad en aplicaciones de extremidades superiores y/o inferiores (Anexo C: Tabla C.1). Sin embargo, hemos desarrollado con éxito un sistema que maximiza la flexibilidad integrando fácilmente una amplia variedad de sensores. Permite el diseño de redes de sensores totalmente personalizadas y adaptadas a contextos y condiciones específicas. Esto se ha logrado mediante la integración del sistema de terceros de Biometrics Ltd. que ofrece sensores cableados o inalámbricos, lo que también se traduce en una gran portabilidad y facilidad de adaptación a las necesidades de cualquier contexto, aplicación e individuo. Sin embargo, no se limita únicamente a este sistema, ya que las características que ofrece la UC permiten integrar fácilmente sensores autónomos u otros sistemas (por ejemplo, el prototipo de EV accionado en las rodillas desarrollado por ABLE Human

Motion). Además, esta flexibilidad permite que el sistema se adapte a imprevistos, como el fallo de un sensor (por ejemplo, Anexo F: Caso de marcha ictus 2 en la [Figura F.2](#)), y la red de sensores puede reorganizarse fácil y rápidamente según sea necesario.

En cuanto a los nodos de estimulación, el número de canales de los nodos de estimulación de los sistemas modulares de la literatura varía entre 1 y 4, lo que concuerda con nuestro desarrollo y es suficiente para muchas aplicaciones. Sin embargo, gracias a la escalabilidad del sistema, es posible aumentar el número de canales según sea necesario para diferentes casos y escenarios. Estos nodos utilizan electrodos transcutáneos, como la mayoría de los sistemas actuales (Anexo C: [Tabla C.1](#)). Una de las principales ventajas de los sistemas que emplean electrodos transcutáneos frente a los que emplean electrodos implantados es que éstos pueden readaptarse más fácilmente a las necesidades cambiantes del usuario durante la rehabilitación. Además, los sistemas de electrodos implantados suelen requerir una intervención quirúrgica con riesgos adicionales para el sujeto. En comparación con los sistemas descritos en la literatura, los nodos de EE presentados en este trabajo permiten modos de comunicación versátiles que pueden utilizarse en función de la aplicación y el contexto. La autonomía de la batería del nodo de EE desarrollado supera con creces la autonomía de la batería reportada en sistemas similares de la literatura (Anexo C: [Tabla C.1](#)). Además, es el único sistema NP modular diseñado con una batería externa que puede ser reemplazada, permitiendo el uso continuado del dispositivo. En este sentido, se podría analizar la posibilidad de reducir la capacidad de almacenamiento de la batería. Esto ayudaría a reducir las dimensiones y el peso de cada nodo, siendo este último comparable al estimulador de similares características Compex Motion (244). Las dimensiones son la característica a mejorar debido a que se trata de un prototipo en el que no se buscó optimizar la organización espacial (Anexo C: [Tabla C.1](#)). Esta encapsulación 3D permitió un montaje sencillo en diferentes contextos, pero podría optimizarse para reducir las dimensiones reales.

Los parámetros de EE que permiten variar los nodos de EE en comparación con los demás sistemas descritos en la literatura son similares en amplitud, aunque hay más variabilidad en la anchura y la frecuencia de los pulsos (Anexo C: [Tabla C.1](#)). Sin embargo, nuestro sistema ofrece mayor flexibilidad en relación con la fase del pulso (Anexo C: [Tabla C.1](#)). En cuanto al tren de pulsos, todos los sistemas presentan características muy similares, siendo el tren de pulsos trapezoidal el más extendido (Anexo C: [Tabla C.1](#)). En nuestro caso, el sistema ofrece cierta personalización de los trenes de pulsos trapezoidales, al igual que el desarrollado por Popovic et al. (244) y el desarrollado por Cerone et al. (249,262).

En cuanto a la UC, este sistema presenta una estructura similar a la mayoría de los sistemas encontrados en la literatura, donde actúa como coordinador y se comunica con un ordenador personal para el despliegue de la GUI. Otros sistemas han optado por el uso de un estimulador como coordinador de la estimulación (244) o por una arquitectura

descentralizada como es el caso de Andreu et al. (256) y Cerone et al. (249,262). No obstante, no se han encontrado ventajas de un tipo de arquitectura sobre el resto y todas cumplen los requisitos establecidos de flexibilidad, escalabilidad y personalización.

La UC utilizada en este sistema ofrece una mayor capacidad de conexión y comunicación, lo que permite la combinación con otros dispositivos de forma sencilla, como es el caso de los dispositivos robóticos, y aplicar diferentes estrategias de asistencia (secuencial, sincrónica o asincrónica, o estrategias de interferencia) (80,266,267). El único sistema mencionado que también se diseñó con este fin fue el propuesto por Qu et al. (257,261). Sin embargo, no presentaron ninguna integración con este tipo de tecnología ni validación al respecto. Por el contrario, nuestro sistema ha demostrado poder combinarse con este tipo de tecnología de forma satisfactoria. Esto se ha demostrado a nivel físico, donde la impresión 3D ha jugado un papel fundamental para conseguir una integración sencilla, rápida, segura y funcional. También se ha demostrado a nivel de software, donde el sistema NP modular ha integrado el modo de actuación del EV para crear un sencillo control híbrido en lazo abierto consiguiendo una asistencia articular coordinada.

En cuanto a la forma de interactuar con el sistema, se ha desarrollado una GUI intuitiva en Python, lenguaje ampliamente utilizado en investigación y en el ámbito sanitario, con el objetivo de poder ampliar las funcionalidades ofrecidas de forma sencilla y rápida según las necesidades. Esta interfaz permite configurar el sistema y todas sus funcionalidades para adaptarlo a cada contexto, aplicación y necesidades del individuo. Además, añade funcionalidades de calibración que pueden ser de interés en la práctica clínica para conseguir un ajuste más objetivo y preciso, que no se han observado en el resto de sistemas reportados en la literatura. Esta GUI también facilita la creación de protocolos de estimulación y configuraciones preestablecidas que pueden cargarse rápidamente reduciendo los tiempos de configuración, al igual que el sistema propuesto por Popovic et al. (244). Además, permite la captura, registro y visualización de datos para mejorar el rendimiento del sistema y evaluar el entrenamiento asistido realizado. Estas funcionalidades no sólo recogen la mayoría de las funcionalidades ofrecidas por los sistemas reportados en la literatura, sino que las amplían para conseguir una personalización más precisa y objetiva (como es el caso de la calibración automática) o una configuración más ágil que no limite el tiempo efectivo de la sesión de terapia (como la carga de configuraciones preestablecidas respecto a la última sesión).

En cuanto a la seguridad, nuestro sistema, al igual que los sistemas descritos en la literatura, integra nodos de estimulación que operan dentro de límites seguros y tienen canales de EE aislados galvánicamente. Además, se utilizan baterías para alimentarlos, lo que reduce el riesgo de posibles corrientes de fuga que afecten al usuario, como en el caso de los sistemas conectados a la red (249). Cabe señalar que en la literatura se proponen mecanismos de apagado inmediato de la EE mediante interruptores individuales por estimulador (244,249) o sistemas de detección de fallos que provocan el apagado de la

EE (244,249,256,257,261). Sin embargo, se considera crucial poder detener la estimulación de forma conjunta en un sistema escalable. A pesar de ello, nuestro sistema es el único que implementa una parada física conjunta, además del correspondiente interruptor ON/OFF específico de cada nodo. A nivel de software, la GUI proporciona información orientativa para el uso del sistema, y también integra la seguridad contra fallos y el registro de fallos para la optimización continua del sistema NP modular.

3.7.2. Validación en el contexto de la actividad de marcha

El sistema se ha validado en una aplicación de marcha para la que se ha implementado un algoritmo de detección de eventos de marcha (Capítulo 2) y cuatro modos de control en bucle abierto basados en una máquina de estados. Esto ha permitido asistir en las fases de la marcha preestablecidas de forma adecuada, como puede verse en las Figuras [F.1](#) y [F.2](#) del Anexo F. También se pueden implementar estrategias de control en lazo cerrado que se ejecuten tanto en la UC como en un sistema externo conectado y comunicado a través de los recursos implementados. El estudio piloto de validación realizado demostró que el sistema de NP modular puede adaptarse en tiempo real a los requisitos funcionales de los pacientes y a las decisiones clínicas de los terapeutas.

La literatura ofrece una variedad de estrategias de aplicación del FES, que dan lugar a resultados diversos. Esta variabilidad se puede explicar por la aplicación de FES a diferentes poblaciones objetivo, combinaciones de grupos musculares y variaciones de tiempo durante la marcha, lo que da lugar a un amplio espectro de enfoques de asistencia (289,295–300). Esta diversidad de enfoques pone de relieve la necesidad de realizar más investigaciones que analicen el impacto inmediato de la asistencia mediante FES. Además, se necesitan estudios que ayuden a identificar los grupos musculares objetivo y las fases de la asistencia. A pesar de la complejidad de la comparación con otros hallazgos de la literatura, Kesar et al. observaron que la flexión dorsal no es tan pronunciada cuando se asiste a los flexores plantares del tobillo junto con la estimulación del gastrocnemio en comparación a cuando sólo se asiste a los flexores dorsales del tobillo (289). Se observó una tendencia similar en LMi 1 al comparar las configuraciones 2 y 3, en las que era evidente un aumento de la flexión dorsal durante la oscilación media y el contacto al retirar la estimulación del gastrocnemio ([Figura 3.7](#)). Además, Chen et al. demostraron que un despegue inadecuado durante la fase de empuje está relacionado con una reducción de la flexión dorsal del tobillo y la rodilla en la oscilación debido a una disminución de la fuerza de propulsión hacia delante (301). Creemos que esta observación puede coincidir con el caso de LMi 1 ([Figura 3.7](#)), en la que una flexión plantar inadecuada durante la fase de empuje provocó dificultades para ejecutar el paso con eficacia. En consecuencia, la flexión de rodilla durante la oscilación media y la flexión dorsal durante la oscilación disminuyeron para la segunda configuración ([Figura 3.7](#)). Como resultado, el equipo clínico optó por introducir asistencia en el tibial anterior, lo que resultó en una mejora de

la flexión dorsal y una mayor comodidad del paciente. En los casos LMi 1, LMi 2 e Ictus 2, la última configuración empleada consiguió un impacto más beneficioso que la configuración anterior, destacando la importancia de realizar un ajuste iterativo y la importancia del juicio clínico.

A nivel de la rodilla, no se observaron diferencias entre el modo EV autónomo o híbrido (casos de Ictus 1 e Ictus 2 de la [Figura 3.7](#)). Esto se debe a que un sistema de control en lazo abierto tiene sus limitaciones, y en los sistemas híbridos es necesario abordar los retos que introduce el control de actuación híbrido, como la redundancia de actuación (122,302–305). Las estrategias de lazo abierto implementadas representan un enfoque más simple que no tiene en cuenta la mencionada redundancia que se produce, en este caso particular, únicamente a nivel de la rodilla. Por lo tanto, en esta articulación el ángulo de flexión se rige principalmente por el modo de funcionamiento del EV, que sigue una trayectoria preestablecida. Sin embargo, en el caso Ictus 2, en el que se puede comparar una configuración EV frente a una configuración híbrida, se observa un aumento de la flexión dorsal en el tobillo durante la oscilación que es exclusivo de la asistencia del sistema NP modular debido a la falta de redundancia. Por último, cabe señalar que en la cinemática se observó un aumento general de la flexión de la cadera en los individuos de Ictus 1 y del Ictus 2 (Anexo F: [Figura F.2](#)). Esto puede deberse a la propia postura del individuo al caminar con el EV, que se caracterizaba por una inclinación hacia delante. De hecho, Lewis et al. observaron que una posición inclinada hacia delante durante la marcha conduce a una cadera más flexionada durante todo el GC (306). Esta podría haber sido también la razón por la que en las configuraciones híbridas no se observa una flexión dorsal tan pronunciada como en la configuración con la NP modular (Ictus 1).

3.7.3.Limitaciones y trabajo futuro

En este estudio se han identificado limitaciones técnicas y experimentales que deben tenerse en cuenta para futuros desarrollos y trabajos. En el contexto del FES, este estudio emplea un sistema de control de lazo abierto basado en una máquina de estados, en el que la asistencia está preestablecida, lo que sólo permite pequeñas variaciones temporales en el despegue de la marcha. En la literatura se han probado diferentes protocolos de estimulación temporal e incluso se han establecido objetivos de estimulación clínica para diferentes grupos musculares, pero aún no está claro cuál es la forma óptima de aplicar el FES dentro del GC (300,307,308). En este sentido, los avances futuros deben integrar la capacidad de personalizar la EE a nivel temporal dentro del GC. De este modo, será posible adaptar el patrón de estimulación para lograr una mayor personalización. Este avance se ha implementado en la última versión alcanzada en la GUI clínica, donde se ha desarrollado un lazo abierto flexible que permite personalizar temporalmente la asistencia (Anexo E.2, [Figura E.2.7](#)). Además, una limitación de este estudio es que no llegamos a probar el lazo cerrado debido a las limitaciones de tiempo para la implementación. Por lo

tanto, futuros estudios deben integrar algoritmos de control en lazo cerrado que permitan ajustar la asistencia en tiempo real en función de las necesidades del individuo y que tengan en cuenta los cambios en la respuesta muscular y la fatiga. De esta forma, se podrá conseguir una mayor capacidad de personalización adaptada al contexto y al individuo, simplificando la labor clínica de configuración y agilizando el proceso de personalización tecnológica.

Los trenes de pulsos trapezoidales tampoco han demostrado ser óptimos, aunque son los más extendidos y utilizados. Por ello, sería interesante proporcionar una mayor flexibilidad en la formación de trenes de pulsos a medida (81,309). En este sentido, también debería considerarse la implementación de modos de funcionamiento asistidos basados en las capacidades volitivas del individuo. Otro inconveniente a tener en cuenta en el uso de electrodos superficiales es la dificultad para estimular la musculatura profunda. Esta limitación dificultó la asistencia a nivel de la cadera, por lo que no se asistió ningún grupo muscular para la flexión de cadera. En este sentido, algunos estudios han propuesto el uso de estrategias de interferencia para la estimulación de la musculatura profunda (266,267), por lo que sería interesante considerar el aumento de la frecuencia de estimulación ofrecida por cada nodo de estimulación para aplicar este tipo de estrategias. Una estrategia alternativa para mejorar la flexión de la cadera podría ser aprovechar el reflejo de retirada. Del-Ama et al. investigaron el potencial de este reflejo en combinación con el Lokomat en un estudio piloto en el que participaron dos pacientes con LMi (310), aunque se necesita profundizar con más estudios. Sin embargo, el uso de esta estrategia conlleva un inconveniente: la naturaleza incontrolada del movimiento, que puede plantear riesgos de inestabilidad. Por lo tanto, todavía no la consideramos una opción segura para su uso en el suelo con un EV. No obstante, para posibles investigaciones futuras, proponemos integrar nuestro sistema NP modular con dispositivos robóticos estacionarios como el Lokomat, que proporcionan estabilidad al paciente y pueden facilitar el empleo de este tipo de estrategias. Alternativamente, podría combinarse con dispositivos robóticos de deambulación similares a los utilizados en nuestro estudio, aunque complementados con un sistema de seguridad robusto como una grúa móvil.

Además, algunos estudios han demostrado que la comodulación de dos o más parámetros de EE puede ser más beneficiosa en la terapia que la modulación de un único parámetro (253), por lo que se debería aumentar la funcionalidad del sistema en este sentido para favorecer la investigación con este tipo de técnicas. El uso de diferentes formas de onda de pulso también ha sido discutido en la literatura, por lo que sería positivo introducir más flexibilidad añadiendo otras formas de onda de interés (311).

En cuanto a la experimentación y adaptación de la marcha, el sistema NP modular adaptado a la marcha ha empleado un algoritmo de detección de eventos de la marcha basado en información cinemática (Capítulo 2). Debido a la heterogeneidad del movimiento articular que se puede encontrar entre diferentes individuos, es interesante explorar en el

futuro otros métodos de segmentación de la marcha, para poder seleccionar el más adecuado según los sensores seleccionados y las capacidades del individuo en particular. Otra limitación detectada ha sido la necesidad de utilizar dos GUIs para el control de los dispositivos combinados, es decir, el sistema híbrido (Figura 3.4). En el futuro, sería interesante que ambos sistemas pudieran combinarse bajo una misma GUI para facilitar la práctica clínica. Además, en relación con la combinación con dispositivos robóticos, es necesario desarrollar dispositivos robóticos modulares con características similares a los implementados en este sistema NP modular. Esto favorecerá el desarrollo de estrategias aún más personalizadas para mejorar la asistencia en la selección de la configuración tecnológica óptima. En futuros trabajos, la implementación de estrategias híbridas requerirá el desarrollo de algoritmos de control que aborden los retos del control híbrido para optimizar la asistencia proporcionada por cada sistema.

Por último, este estudio nos ha permitido realizar una evaluación piloto del sistema con cuatro usuarios. En el futuro es necesario realizar más estudios que incluyan individuos con otras necesidades de asistencia para seguir avanzando en la identificación de las necesidades de personalización a implementar en este tipo de sistemas. Es fundamental integrar los requisitos y avances técnicos de estos sistemas de asistencia en un protocolo de personalización que permita al equipo clínico conseguir configuraciones precisas y adaptadas a las necesidades individuales. Desde el punto de vista del procedimiento, la calibración sigue siendo un proceso complejo con un componente subjetivo. Es necesario investigar la utilidad de métodos de calibración objetivos, como el implementado en este sistema, para integrarlo satisfactoriamente dentro del procedimiento de personalización. Además, este método de calibración automática podría permitir establecer una relación entre la respuesta muscular y la detección de fatiga, lo que podría ser muy interesante de cara a desarrollar algoritmos de control más complejos y robustos.

Capítulo 4. Metodología de personalización de la asistencia con exoesqueletos vestibles

A pesar de los avances en el desarrollo de controladores más eficaces, la falta de estandarización en los protocolos experimentales ha limitado la evidencia sobre su efectividad clínica. Los controladores más prometedores son aquellos que se adaptan al paciente, pero persiste el reto de estimar con precisión sus necesidades, y muchos enfoques no integran adecuadamente la perspectiva clínica (312–315). Esto resalta la necesidad de estrategias que conecten mejor la evaluación clínica de la marcha con la terapia robótica, optimizando la asistencia y demostrando su eficacia. En este capítulo³, se presenta una innovadora estrategia de asistencia basada en la cinemática articular que se dirige a apoyar al usuario en la marcha cuando lo necesita. Además, se detalla una metodología para la identificación de las necesidades funcionales del usuario.

4.1. Antecedentes

Como se mencionó en el Capítulo 1, el uso de EVs en la rehabilitación de la marcha ofrece ciertas ventajas con respecto a la terapia convencional, pero no ha demostrado una clara superioridad y los resultados sobre su eficacia son variados. Esto podría deberse a limitaciones e incertidumbres relacionadas con el diseño del hardware, la generación del movimiento, la evaluación clínica de la marcha y la estrategia de control óptima (71).

De hecho, las estrategias de control son una de las áreas de mayor relevancia en la actualidad, no sólo en EVs, sino también en el control de NPs (316) y, como consecuencia en HVs (317). En concreto, la investigación sobre estrategias de control de medio nivel óptimas que se adapten a las necesidades del usuario y asistan de forma eficaz cuando éste lo necesite (69,312,313,318–320). Estas estrategias han ganado popularidad debido a que han demostrado ser seguras y tener un gran potencial para lograr un impacto positivo en los individuos con trastornos de la marcha (321). Su objetivo es el de inducir plasticidad neural maximizando la participación (313,322). No obstante, a pesar de sus ventajas teóricas, estas estrategias presentan un desafío significativo para su aplicación clínica: la dificultad de precisar las capacidades y necesidades individuales, lo cual es fundamental para ajustar la asistencia de manera óptima (313,323–325). Y es que es fundamental en este tipo de estrategias de control que se estime de forma precisa la capacidad funcional del individuo para identificar las necesidades de asistencia en relación con la tarea que se pretende realizar. Esta ha sido una de las grandes limitaciones para la implementación

³ El contenido presentado en este capítulo se relaciona con la **Hipótesis 3** de la presente tesis doctoral y se focaliza en los **Objetivos 3.1 a 3.4** detallados en la sección **1.5 Objetivos e hipótesis**.

eficaz y es de especial importancia que se aborde desde una perspectiva cercana a la práctica clínica para lograr que estas metodologías sean aplicables (313,323).

Debido a que este tipo de estrategias aún se encuentra bajo estudio el control de seguimiento de trayectoria sigue siendo uno de los métodos más comunes y extendidos a nivel comercial, permitiendo al personal sanitario personalizar las terapias de forma muy limitada (312,326). Aunque los efectos sobre la coordinación muscular son desconocidos, en este tipo de control los parámetros suelen ajustarse mediante el razonamiento y la experiencia clínica, con el objetivo de reducir el esfuerzo físico o compensar la capacidad limitada del individuo, asegurando una cinemática adecuada a través de una trayectoria predefinida (68,326,327). Estas trayectorias se suelen definir a partir de registros de marcha de individuos sin alteraciones de la marcha y se suelen adaptar a las características particulares del usuario configurando parámetros como la longitud de paso, la velocidad de marcha o el nivel de asistencia, entre otros (72,326,327). Este modo de control puede ser completamente rígido, en cuyo caso el EV impone un movimiento, o permitir cierto desvío con respecto a la trayectoria (68,326). Cabe destacar que, aunque este modo de control puede ser útil en las fases iniciales de recuperación o en pacientes con un alto grado de afectación, no considera el nivel de discapacidad y limita la contribución voluntaria de los usuarios, lo que suele resultar en una reducción de la participación activa y la motivación (72,326,328).

Debido a que el control de seguimiento de trayectoria no se adapta a las necesidades de los usuarios, las estrategias de asistencia sólo cuando es necesario son un área de investigación popular. Además, es un enfoque respaldado teóricamente y por la práctica basada en la evidencia del aprendizaje motor y estudios clínicos. Son modos de control cooperativo que asisten según las necesidades del usuario en las fases requeridas, permitiendo la participación voluntaria y ajustándose al nivel de discapacidad y capacidades de la persona (68,69,72,326). Se dividen en dos partes: el proceso de evaluación y la cuantificación de la necesidad del usuario, que determina la asistencia requerida y cómo se debe proporcionar (34,326).

En la literatura se han reportado diferentes estrategias de asistencia bajo demanda que se pueden clasificar en técnicas basadas en funciones de base radial, en modelos o en sensores. El uso de funciones de base radial es una estrategia que utiliza funciones de base radial gaussianas para estimar, basándose en la posición del cuerpo o las articulaciones del usuario, cuál debe ser la respuesta del sistema (313,329). Aunque es una estrategia popular en el control de dispositivos robóticos y para modelar movimientos, muestra dificultades para realizar las estimaciones en pacientes con trastornos neurológicos a diferencia de en sujetos sanos (313). También se han empleado estrategias basadas en modelos dinámicos de un dispositivo robótico que ayudan a estimar el esfuerzo por medio de la interacción humano-robot (313,330–332). Estas estrategias presentan ciertas limitaciones relacionadas con la precisión del modelo y la complejidad de los cálculos que

se deben realizar para la estimación (313). Finalmente, las estrategias basadas en sensores se suelen enfocar en la biomecánica y es el área en que más algoritmos se pueden encontrar (313,316,333–339). De hecho, es común emplear el error cometido con respecto a una trayectoria predefinida, que permite identificar en qué momentos el usuario necesita ser asistido para lograr ejecutar dicho movimiento (319,321,322,326,340). En este mismo área también se han reportado otras métricas de rendimiento basadas en interacciones humano-robot o fuerzas (320,336,341), basadas en índices que combinan cinética y cinemática (326,335), e índices dirigidos a evaluar la capacidad funcional (323,325,334).

Una vez se ha valorado la capacidad funcional, se calcula la asistencia como una proporción o una función con diferentes parámetros y pesos. Es común emplear lógicas de control en lazo cerrado que van ajustando automáticamente la asistencia como algoritmos adaptativos (313,319,321,324,334,335), algoritmos basados en el aprendizaje (316,320), controladores lineales cuadráticos gaussianos (323), o redes neuronales (333,342). Muchas de estas estrategias suelen incluir un parámetro de decaimiento que tiene por objetivo reducir poco a poco la asistencia en la medida que el individuo realice de forma adecuada el movimiento que se pretende (313,316,322–325,334,335).

A pesar de los avances, sigue siendo un desafío la estimación precisa de las necesidades del individuo y muchos métodos no tienen en cuenta la perspectiva clínica, por lo que existe una brecha entre la evaluación clínica de la marcha y su integración con la terapia robótica (313–315). Esto subraya la necesidad de nuevas estrategias que permitan reducir esa brecha, al precisar la asistencia óptima basada en la evaluación clínica, e investigaciones que ayuden a determinar su eficacia.

4.2. Metodología para personalización de la asistencia

Como se ha mencionado anteriormente, al desarrollar e implementar estrategias de asistencia personalizadas con aplicabilidad clínica, es crucial enfocarse en la evaluación clínica de la capacidad funcional y en cómo adaptar la asistencia a las necesidades específicas de cada individuo.

Por un lado, es necesario realizar una identificación precisa y objetiva de la capacidad funcional. Esto se puede lograr por medio del análisis cinemático que es cada vez más accesible y se utiliza ampliamente en la práctica clínica. Concretamente, se suele emplear para evaluar la capacidad funcional de un individuo mediante la comparación de las trayectorias articulares con respecto a trayectorias normales (56,343–345), para evaluar diferentes dispositivos de rehabilitación de la marcha, como EVs (346,347), y para evaluar el impacto de las estrategias de asistencia (348). Además, una de las estrategias más habituales para adaptar la asistencia a las necesidades de un individuo es basándose en la desviación con respecto a una trayectoria predefinida obtenida, muchas veces, de datos normales (319,321,322,326,340). Todo ello pone de manifiesto el potencial de utilizar este

tipo de información para la personalización de la asistencia reduciendo la brecha con el ámbito clínico.

Por otro lado, es fundamental desarrollar un método seguro e intuitivo para ajustar la asistencia, basado en las necesidades funcionales identificadas, sin perder de vista el enfoque clínico de la rehabilitación para garantizar su aplicabilidad en entornos clínicos. En este sentido, en la práctica clínica la terapia tiene por objetivo que el individuo vaya mejorando su capacidad funcional y, con ello, incrementando su independencia funcional (34,78). En la terapia asistida por EVs, es habitual no solo ajustar la asistencia en tiempo real durante el entrenamiento, sino también ir modificando gradualmente la cantidad de asistencia proporcionada a medida que avanza la terapia (69,328). De hecho, el enfoque de la asistencia cuando es necesario tiene por objetivo asistir lo que necesite el individuo y cuándo lo necesite adaptándose a las capacidades funcionales que pueden ir variando de acuerdo con su progreso durante el proceso terapéutico. También es bastante habitual comenzar la rehabilitación con EVs haciendo uso de un control de trayectoria con un nivel de asistencia alto e ir reduciéndolo progresivamente (349–351).

La metodología de personalización propuesta utiliza la cinemática articular y la desviación respecto a una trayectoria predefinida para identificar los requisitos funcionales del individuo. Además, se parte de una asistencia mediante control de seguimiento de trayectoria para establecer una asistencia segura personalizada. La hipótesis es que, a partir de este control de seguimiento de trayectoria, se puede ajustar la asistencia hasta encontrar el mínimo necesario que, sin comprometer la seguridad y comodidad del individuo, le facilite la marcha. Además, esta asistencia puede reducirse aún más en aquellas áreas donde se haya identificado que el usuario es funcionalmente capaz de ejecutar el movimiento por sí mismo.

4.2.1. Fases para la personalización de la asistencia

Esta metodología de personalización se organiza en dos fases ([Figura 4.1](#)): la primera es la evaluación clínica, mientras que la segunda incluye la identificación de las necesidades funcionales y el ajuste personalizado de la asistencia. La fase de evaluación clínica ([Figura 4.1](#)) consiste en tomar las medidas antropométricas para ajuste del EV, realizar las valoraciones funcionales necesarias para el posterior uso seguro del EV y obtener de forma precisa el patrón articular de marcha que será empleado para identificar las necesidades funcionales. En relación con las valoraciones funcionales, se evalúa el rango pasivo de movimiento articular ([Figura 4.1](#)) para obtener recomendaciones de ajuste del EV que aseguren que los movimientos preestablecidos no superan los límites articulares particulares. Se toma el rango pasivo de movimiento articular evaluado por un fisioterapeuta que realiza los movimientos porque es el indicador más preciso de los límites articulares seguros del individuo. En cuanto al patrón de marcha, se obtienen registros

cinemáticos articulares que se segmentan en GCs y permiten obtener el GC medio y su duración (Figura 4.1). Esta duración del GC es la que se emplea para establecer recomendaciones que orienten al personal clínico en el ajuste del EV en cuanto a velocidad de marcha, uno de los parámetros más comunes que se pueden configurar en los EV (90,352).

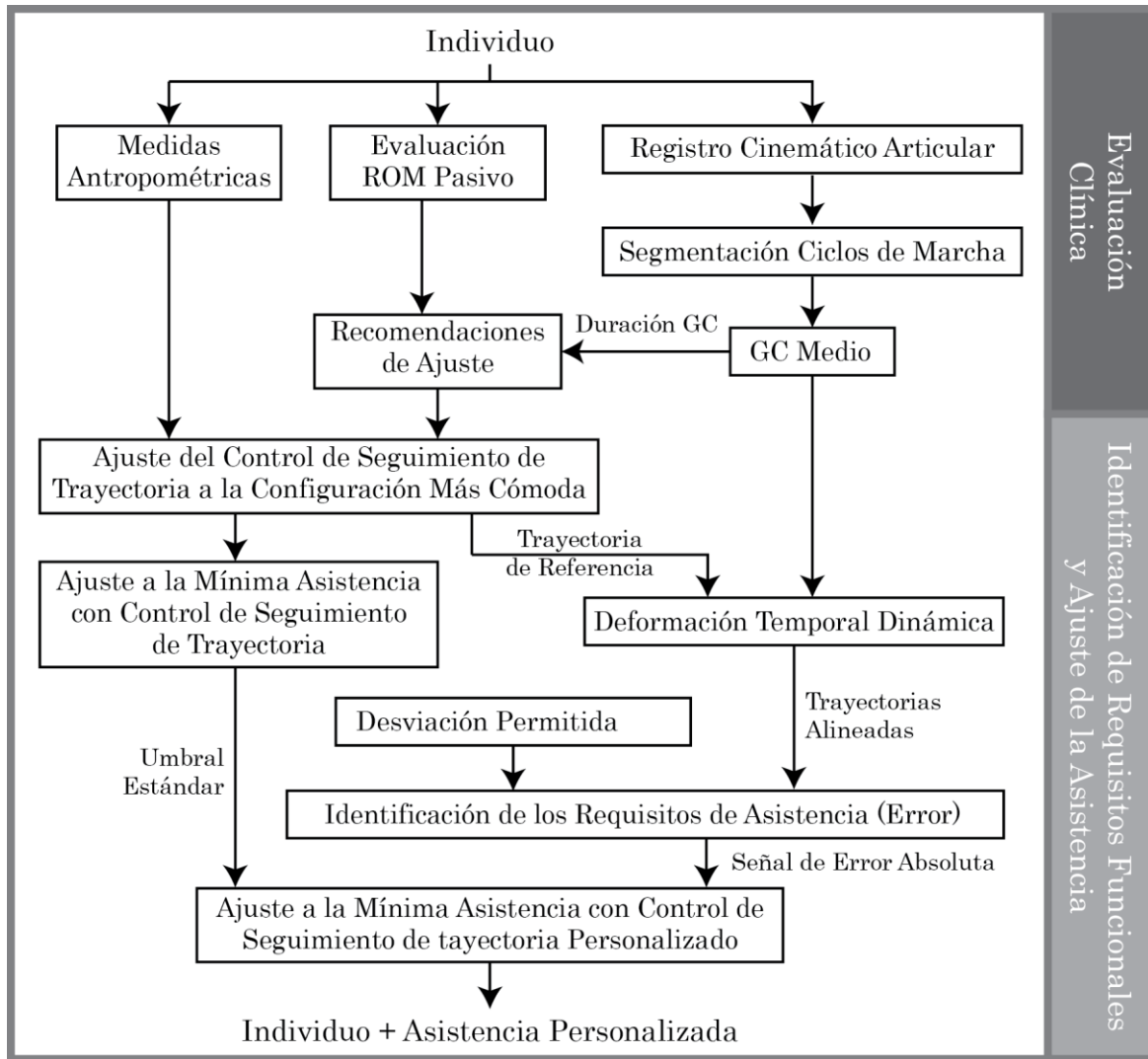


Figura 4.1: Diagrama del proceso de personalización de asistencia para un EV.

La siguiente fase consiste en identificar las necesidades funcionales y realizar el ajuste personalizado de la asistencia (Figura 4.1). Como hemos indicado anteriormente, esta estrategia parte del modo de funcionamiento más extendido entre los EVs que es el control de seguimiento de trayectoria (312). Por ello, el primer paso consiste en ajustar el EV a las medidas antropométricas del usuario, colocarle el EV y, teniendo en cuenta las recomendaciones de ajuste obtenidas en el paso anterior, configurar el EV por control de seguimiento de trayectoria a los parámetros más cómodos que el EV ofrezca para el usuario en un proceso iterativo que sirve, a su vez, para que el usuario se familiarice poco a poco con el uso del EV. La duración de este proceso de ajuste y familiarización es variable

entre sujetos y tiene por objetivo alcanzar la configuración óptima que logre una sincronización humano-robot con un movimiento fluido que maximice la comodidad del usuario durante su uso (353,354). El ajuste de parámetros que ofrece un EV puede dar lugar a cambios en la trayectoria predefinida que el EV prevé ejecutar. Esta trayectoria de referencia será la que se emplee para realizar la comparación con respecto a la marcha del usuario sin apoyo tecnológico, por lo que es importante emplear la trayectoria predefinida del EV adaptada a cada individuo ([Figura 4.1](#)).

4.2.2. Alineamiento de trayectorias articulares

Una vez alcanzado el ajuste óptimo, disponemos de la trayectoria de referencia y se da paso al proceso de identificación de las necesidades funcionales de la marcha del individuo ([Figura 4.1](#) y [4.2](#)). Para realizar esto, es necesario comparar las trayectorias articulares del individuo y las trayectorias predefinidas. Para ello, es necesario considerar que la optimización de la configuración del EV ha llevado a alcanzar una marcha sincronizada humano-robot que hace uso de una trayectoria de referencia que no tiene por qué estar alineada temporalmente con el GC medio registrado sin asistencia tecnológica previamente en la fase de evaluación clínica ([Figura 4.1](#)). Una comparación de las trayectorias articulares actuales puede llevar a una personalización inadecuada de la asistencia. Por ello, es necesario alinear temporalmente los GCs antes de realizar la comparación de trayectorias y para ello se han reportado diversas técnicas en la literatura (355).

Una de las técnicas empleadas comúnmente consiste en normalizar temporalmente con respecto al GC (del 0% al 100%), pero esto puede llevar a resultados erróneos como muestran Müller et al. (316). Otra técnica que resulta más eficaz para alinear series temporales que muestran variaciones en tiempo y velocidad es la deformación temporal dinámica (DTW en inglés de “*Dynamic Time Warping*”) que ha sido ampliamente utilizada en análisis de señales (355,356). De hecho, en el contexto de la marcha tiene gran potencial para detectar desviaciones en los patrones de marcha y ha sido utilizada por diferentes autores para calcular los patrones de marcha normales (357), comparar patrones de marcha con respecto a la normalidad (356–358), identificar patologías (359,360), identificar la actividad de marcha (361–365), segmentar la marcha (366–369), evaluar la simetría o estabilidad (370–372) e, incluso, para el control de sistemas de asistencia como NPs (316). Esta técnica es la que finalmente se decidió emplear para alinear temporalmente las trayectorias articulares de los GCs de marcha medios con respecto a las trayectorias articulares de referencia correspondientes ([Figura 4.1](#) y Sección A de la [Figura 4.2](#)). Debido a que su empleo requiere una serie de ajustes y pruebas técnicas para su correcta aplicación en este contexto, la información detallada sobre la técnica se expone más adelante en la [Sección 4.3](#).

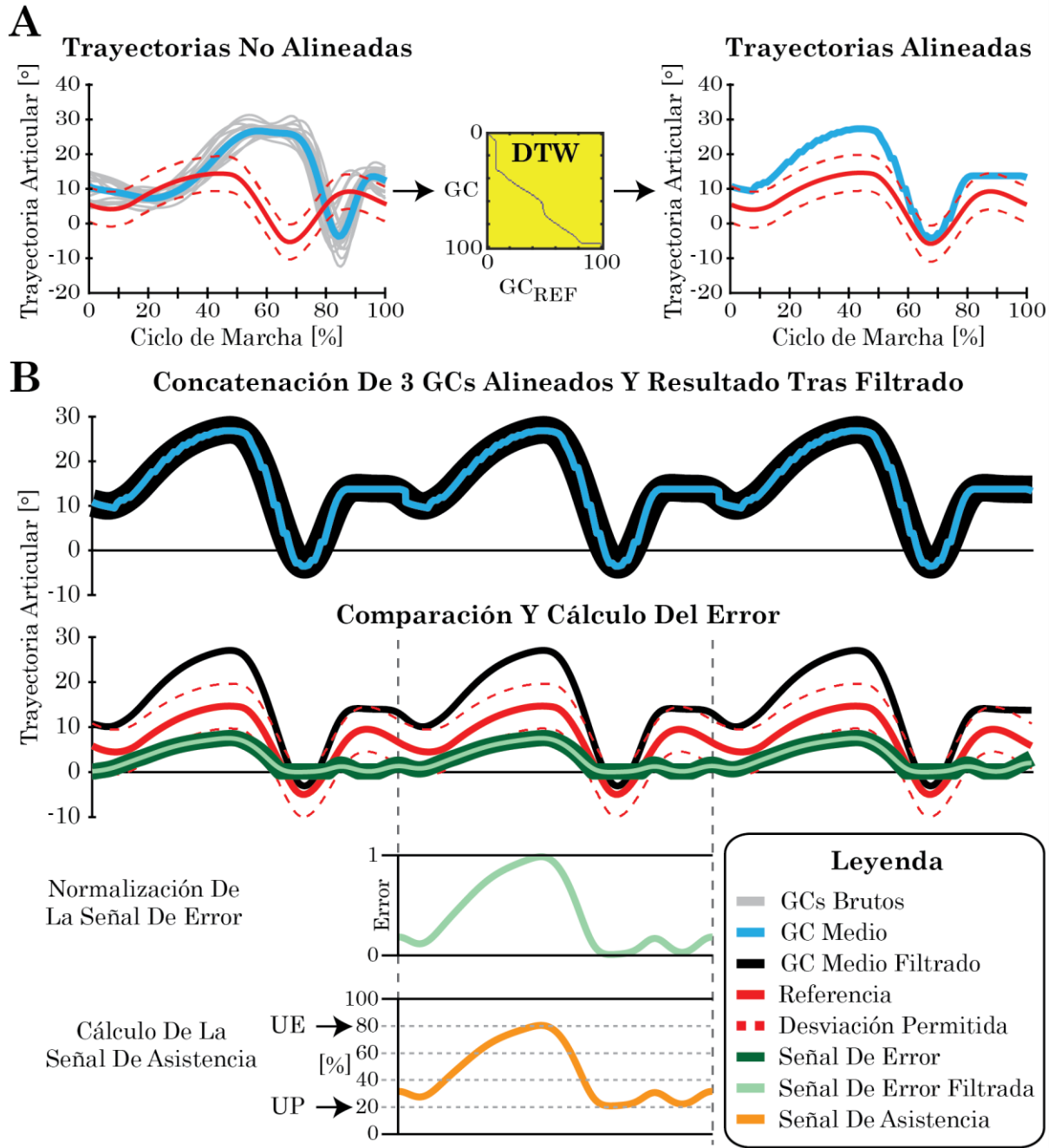


Figura 4.2: Identificación de las necesidades funcionales y ajuste personalizado de la asistencia de un EV. Abreviaturas: umbral estándar (UE), umbral personalizado (UP).

4.2.3. Comparación de trayectorias articulares

Tras el proceso de alineación con DTW (Figura 4.1 y Sección A de la Figura 4.2), disponemos de las señales alineadas y con el mismo número de muestras. Se da paso entonces a la comparación de trayectorias en que se calcula la diferencia entre cada punto coincidente de las mismas (“Identificación de los Requisitos de Asistencia (Error)”, en la Figura 4.1). En este paso, se ha introducido un parámetro de desviación en grados que puede ser constante o variable a lo largo de la trayectoria articular del GC (Figura 4.1 y

Sección B de la [Figura 4.2](#)). De esta manera, sólo se contabilizarán las diferencias en aquellas zonas en que la trayectoria articular del individuo se desvíe más que el valor indicado con respecto a la referencia. En este punto hay que tener en cuenta dos cuestiones importantes:

1. En relación con el funcionamiento de los EVs y la ejecución de la marcha, en el control por seguimiento de trayectoria se ejecuta una trayectoria predefinida, que corresponde con un GC de marcha, de forma recurrente y desfasada aproximadamente un 50% en cada miembro inferior. Para asegurar una marcha fluida estos GCs coinciden en los extremos lo que evita “saltos” entre un GC y el siguiente. Al calcular el GC medio del individuo (Fase de evaluación clínica), es probable que el extremo final del GC medio no coincida con el extremo inicial, por lo que al encadenar un GC con el siguiente se puede producir un “salto” (Sección B de la [Figura 4.2](#)). Este “salto” se puede propagar por el error al cálculo de la asistencia, lo que podría generar picos de asistencia entre GCs que den lugar a “tirones” del EV.
2. Al alinear dos señales mediante la técnica de DTW, hay zonas de la señal que se comprimen y otras que se extienden, lo que puede dar lugar a cambios bruscos de la señal en aquellas zonas que experimenten una gran compresión. Estos cambios bruscos también se pueden propagar a la asistencia y, por tanto, esto se puede experimentar como “tirones” que no generan una marcha fluida y suave (Sección B de la [Figura 4.2](#)).

Para evitar los problemas mencionados anteriormente, se decidió concatenar el GC medio 3 veces y aplicar un filtrado para suavizar estos artefactos, de manera que el GC que se ubica en el centro es en el que se corrigen todos estos problemas (Sección B de la [Figura 4.2](#)). Se aplicó un filtro paso bajo sin retardo de tipo Butterworth de segundo orden y frecuencia de corte 7Hz. La trayectoria de referencia también se concatenó 3 veces, aunque no era necesario filtrarla debido a que es una trayectoria predefinida ya preparada que no muestra este tipo de problemas (Sección B de la [Figura 4.2](#)). Seguidamente, se obtuvo la diferencia (señal de error en la [Figura 4.1](#) y Sección B de la [Figura 4.2](#)) entre los 3 GCs medios concatenados y filtrados y las bandas de referencia (trayectoria predefinida + desviación). Esta señal de error también se filtra para suavizar aquellos cambios demasiado bruscos y es la que se va a emplear para calcular la asistencia que necesita el individuo (Sección B de la [Figura 4.2](#)). No obstante, la asistencia es una señal positiva que generalmente toma valores entre 0 y 100, mientras que el error obtenido es relativo y puede presentar partes positivas y negativas. Por tanto, es necesario obtener el valor absoluto de esta señal. Esta señal de error absoluto también se normaliza en amplitud entre 0 y 1 para facilitar los cálculos posteriores (Sección B de la [Figura 4.2](#)).

4.2.4. Cálculo de la asistencia personalizada

Una vez obtenido la señal de error absoluta se puede proceder con el cálculo de la señal de asistencia personalizada. Para ello, partiendo del ajuste óptimo del EV adaptado al individuo, se reduce la asistencia del modo de control de seguimiento de trayectoria al mínimo posible que permita al usuario desempeñar la actividad de marcha. Este ajuste se realiza basándose en el criterio clínico y la percepción del usuario. De esta manera, se alcanza lo que llamamos “Umbral Estándar” (Figura 4.1 y Sección B de la Figura 4.2 “UE”), que es el mínimo de asistencia que da lugar a una asistencia constante durante todo el GC de marcha con el EV y que permite realizar la actividad de marcha de forma segura y cómoda para el usuario. Alcanzado este punto y de acuerdo con nuestra hipótesis, comienza el ajuste personalizado. Este ajuste consiste en que se continúa disminuyendo la asistencia hasta alcanzar el mínimo de asistencia personalizado que llamamos “Umbral Personalizado” (Sección B de la Figura 4.2 “UP”). En este proceso, se hace uso de la señal de error absoluta calculada previamente que ha ayudado a identificar en qué momentos de la marcha necesita el individuo más asistencia y en qué otros pueden realizar la acción por sí mismo. De esta forma, se genera una señal personalizada de asistencia entre el UE y el UP (Figura 4.2) que tiene por objetivo ofrecer la asistencia necesaria en cada momento, manteniéndose en el UE en aquellos puntos donde más asistencia se necesita.

4.3. Aplicación de la Deformación Temporal Dinámica

Es importante comprender el método DTW para su correcta aplicación sobre trayectorias articulares de marcha. En esta sección se introduce dicho método, junto con las pruebas técnicas y la metodología de aplicación final que se utilizará en el proceso de personalización de la asistencia, con el fin de lograr una correcta alineación de las señales.

4.3.1. Deformación Temporal Dinámica

La DTW es un método de procesamiento de señales que aborda la comparación de señales que se encuentran deformadas en el tiempo y permite alinearlas y medir su similitud (373). Estas dos series temporales no tienen por qué tener el mismo número de muestras para aplicar el método, aunque se ha demostrado que interpolar al mismo número de muestras no afecta a la precisión de la técnica para alinear las señales (373–375). Es un método que permite la alineación no lineal (elástica) al calcular la coincidencia óptima entre dos señales “acelerando” (comprimiendo) y “desacelerando” (estirando) el tiempo de señal para que formas similares coincidan, aunque estén desfasadas en el tiempo. Esto permite alinear GCs aunque una persona varíe su velocidad de marcha.

El DTW consta de una serie de pasos para encontrar la alineación óptima entre dos señales.

- Paso 1 – Generación de la matriz de costes (MC): consiste en generar una matriz en que cada elemento o celda constituye la diferencia (coste) entre el elemento “i” de la señal 1 y el elemento “j” de la señal 2 (376–379). Es decir:

$$MC(i, j) = (S1_i - S2_j)^2 \quad (6)$$

- Paso 2 – Generación de la matriz de costes acumulados (MCA): esta matriz se obtiene generalmente a partir de la matriz de costes sumando el mínimo valor de una fila, columna o diagonal (376–379). Es decir:

$$MCA(i, j) = MC(A_i, B_j) + \min(c_{i-1, j-1}, c_{i-1, j}, c_{i, j-1}) \quad (7)$$

Esta matriz será la que se emplee para encontrar el recorrido de menor coste (377).

- Paso 3 – Cálculo del recorrido y distancia DTW (dDTW): para encontrar el camino de menor coste, correspondiente a la mejor alineación entre señales, se parte de la esquina final de MCA y se avanza en la dirección que menor coste suponga hasta llegar a al inicio (esquina opuesta) cumpliendo una serie de reglas fundamentales del DTW (376,379). Estas reglas son:
 - Regla de monotonía: el recorrido no puede volver sobre sí mismo (373,376,380).
 - Regla de continuidad: el recorrido avanza sin saltar valores. Esta regla sólo se cumple cuando se emplean los pasos elementales clásicos y garantiza que no se omitan características importantes de las señales a alinear (373,374,376–379,381,382).
 - Regla de límite: el principio y final de las señales debe coincidir independientemente del recorrido seguido para evitar que se considere parcialmente una de las señales (376–379,381,382).

Para encontrar el recorrido de menor coste se suele emplear el paso clásico simétrico, aunque es posible aplicar otras restricciones del patrón de pasos (381). También es posible aplicar restricciones de pendiente, para evitar compresiones o expansiones muy pronunciadas, o restricciones de ventana de deformación, como las bandas de Sakoe-Chiba o el paralelogramo de Itakura, aunque la elección de estas restricciones se basa en el conocimiento sobre las señales a alinear (383). También se calcula la dDTW como la media de los pesos que componen el recorrido, que es un indicador de la similitud existente entre esas dos señales (365). Cuando no hay diferencia entre señales y ambas señales constan del mismo número de muestras, el recorrido coincide con la diagonal y la dDTW es cero (373).

- Paso 4 – Alineación de señales: con el recorrido calculado se alinean las señales. Esta alineación puede ser conjunta o se puede realizar de una señal con respecto a la otra, es decir, ambas se puede emplear la información del recorrido calculado

para deformar ambas señales y alinearlas o se puede deformar únicamente una señal para alinearla con respecto a otra.

En la literatura se pueden encontrar modificaciones del algoritmo DTW que buscan reducir la carga computacional o acelerar la obtención del resultado final, aunque la base conceptual es la misma (373,377,378,384–388).

En la presente tesis doctoral se hace uso del algoritmo DTW fundamental con el paso clásico simétrico para encontrar el recorrido de menor coste y sin aplicar restricciones. Además, dado que la duración del GC puede variar según el individuo y factores como la velocidad de la marcha, lo que provoca diferencias en el número de muestras entre las señales a comparar, se procede a remuestrear los GCs (tanto el GC medio del individuo como el GC de referencia predefinido utilizado por el EV) para igualar el número de muestras antes de aplicar el método correspondiente.

4.3.2. Aplicación del DTW en trayectorias articulares

El resultado obtenido por la aplicación del algoritmo de DTW sobre trayectorias articulares segmentadas en GCs puede verse afectado por diferentes motivos que pueden ser resueltos mediante diferentes estrategias. En esta sección se analizan los diferentes problemas que se pueden presentar y cómo resolverlos, a fin de encontrar la forma óptima de aplicación que se empleará en la metodología de personalización de la asistencia presentada en este capítulo.

Para la realización de estas pruebas se decidió emplear las trayectorias articulares normales correspondientes a un GC. Con el objetivo de facilitar la exploración de los diferentes aspectos que pueden influir en la correcta alineación mediante DTW de dos señales, se alineó una misma trayectoria articular del GC consigo misma. En un primer caso, se obtuvo la alineación mediante DTW sin aplicar modificaciones en los GCs a alinear para asegurar el correcto funcionamiento del algoritmo y confirmar el resultado reportado previamente ([Sección 4.3.1](#)) en relación a señales entre las que no hay diferencias y constan del mismo número de muestras. Seguidamente, se aplicaron diferentes modificaciones en uno de los GCs a alinear y se aplicó la estrategia DTW para explorar el efecto de dichas modificaciones en el resultado de alineación.

4.3.2.1. DTW aplicado a trayectorias articulares del GC de marcha idénticas

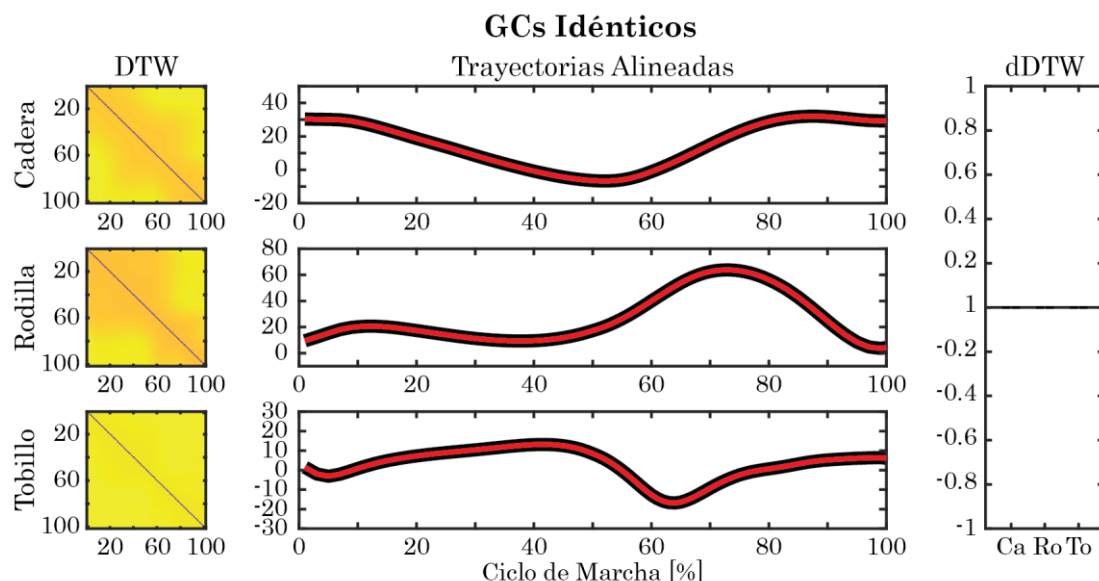


Figura 4.3: GC alineado consigo mismo mediante DTW sin modificaciones. La señal original se muestra en negro con mayor grosor y la señal alineada en rojo.

En la [Figura 4.3](#) se compara cada trayectoria articular del GC de marcha consigo misma, teniendo estos GCs el mismo número de muestras y ninguna modificación aplicada. Se observa que el algoritmo DTW encuentra que el mejor recorrido de alineación es la diagonal y que la dDTW es cero. Esto encaja con lo esperado al comparar dos señales idénticas.

4.3.2.2. DTW aplicado a trayectorias articulares del GC de marcha modificadas

Esta sección aborda los principales problemas relacionados con el análisis del GC. En la [Figura 4.4](#), se muestran las pruebas comparando 2 trayectorias articulares de un mismo GC en que una de ellas se ha remuestreado a la mitad de la frecuencia ([Figura 4.4](#) Sección A) o al doble de la frecuencia ([Figura 4.4](#) Sección B). También se muestran los resultados de alinear estas mismas señales para los casos en que el GC no esté bien segmentado y falten datos sin remuestrear ([Figura 4.4](#) Sección C) y remuestreados ([Figura 4.4](#) Sección E), o sobren datos sin remuestrear ([Figura 4.4](#) Sección D) y remuestreados ([Figura 4.4](#) Sección F). Para la falta de datos se eliminaron los 40 primeros datos del GC, teniendo en cuenta que el GC a comparar se compone de 100 datos correspondientes al 0% y 100% del GC. En relación con el sobrante de datos, se añadieron 40 valores del final de GC al inicio del mismo. Esta falta o sobrante de datos se relacionaría en la práctica con una mala segmentación, aunque en este caso se ha exagerado y, por lo general, en la práctica se corresponderá normalmente con unos pocos datos.

Todas las secciones muestran los resultados obtenidos en cadera, rodilla y tobillo para la MCA y el recorrido (recuadros amarillos y recorrido en negro), el resultado de alineación

de trayectorias (zona central) y las distancias de similitud obtenidas con el DTW, donde las barras verticales se relacionan con cadera, rodilla y tobillo, respectivamente.

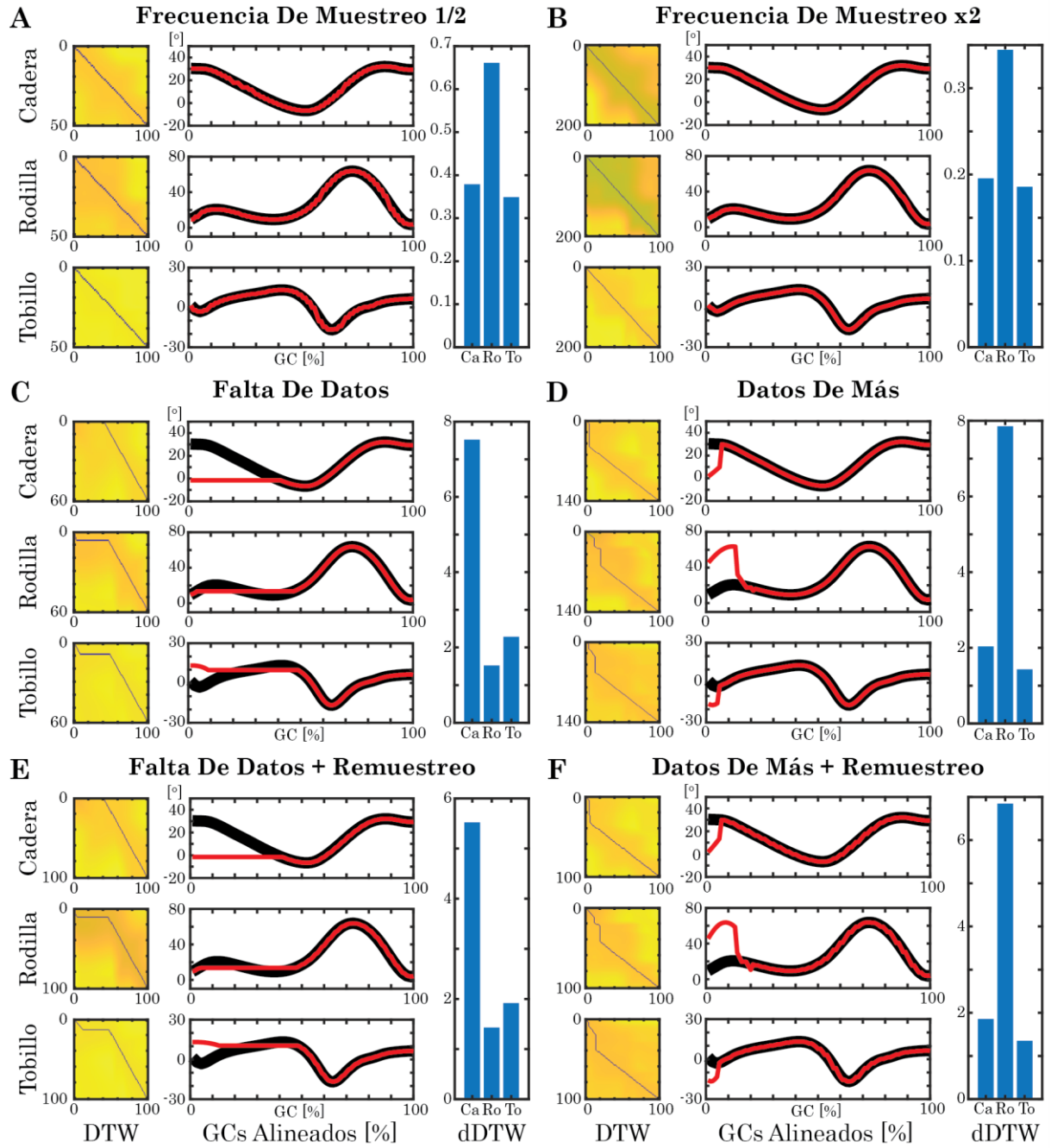


Figura 4.4: GC alineado consigo mismo mediante DTW con diferentes modificaciones. La señal original se muestra en negro con mayor grosor y la señal alineada en rojo.

Se observa que un remuestreo a una frecuencia inferior o superior da lugar a una correcta alineación (Figura 4.4, Secciones A y B), pero la señal que se acopla a la referencia muestra cierto ruido. Por tanto, al usar el algoritmo DTW para alinear GCs de esta manera, es importante remuestrear a la misma frecuencia. En relación con la falta o sobrante de datos se observa que, tanto para la opción sin remuestrear y con remuestreo (Figura 4.4 Secciones C, D, E y F), el resultado obtenido por el algoritmo es muy similar tanto para el

recorrido (camino negro de los recuadros amarillos) como para la alineación obtenida y las dDTWs (barras azules verticales). En este sentido, una adecuada segmentación puede ayudar a corregir estos problemas.

A todo lo anterior hay que añadirle otras cuestiones importantes en nuestro contexto. Cuando comparamos trayectorias articulares, esta información angular puede provenir de diferentes sistemas de medición con características técnicas y metodologías de adquisición diferentes. Esto puede dar lugar a ligeras variaciones en relación con la amplitud relación con la amplitud o a un *offset* entre ellas. Además, también pueden observarse diferencias de amplitud intra o inter individuo debido a la propia variabilidad de la marcha y el ROM articular. A continuación (Figura 4.5), se muestran las pruebas técnicas en relación con estos dos aspectos para mostrar el efecto que introducen en el resultado de aplicación del DTW y proponer una estrategia para corregirlo.

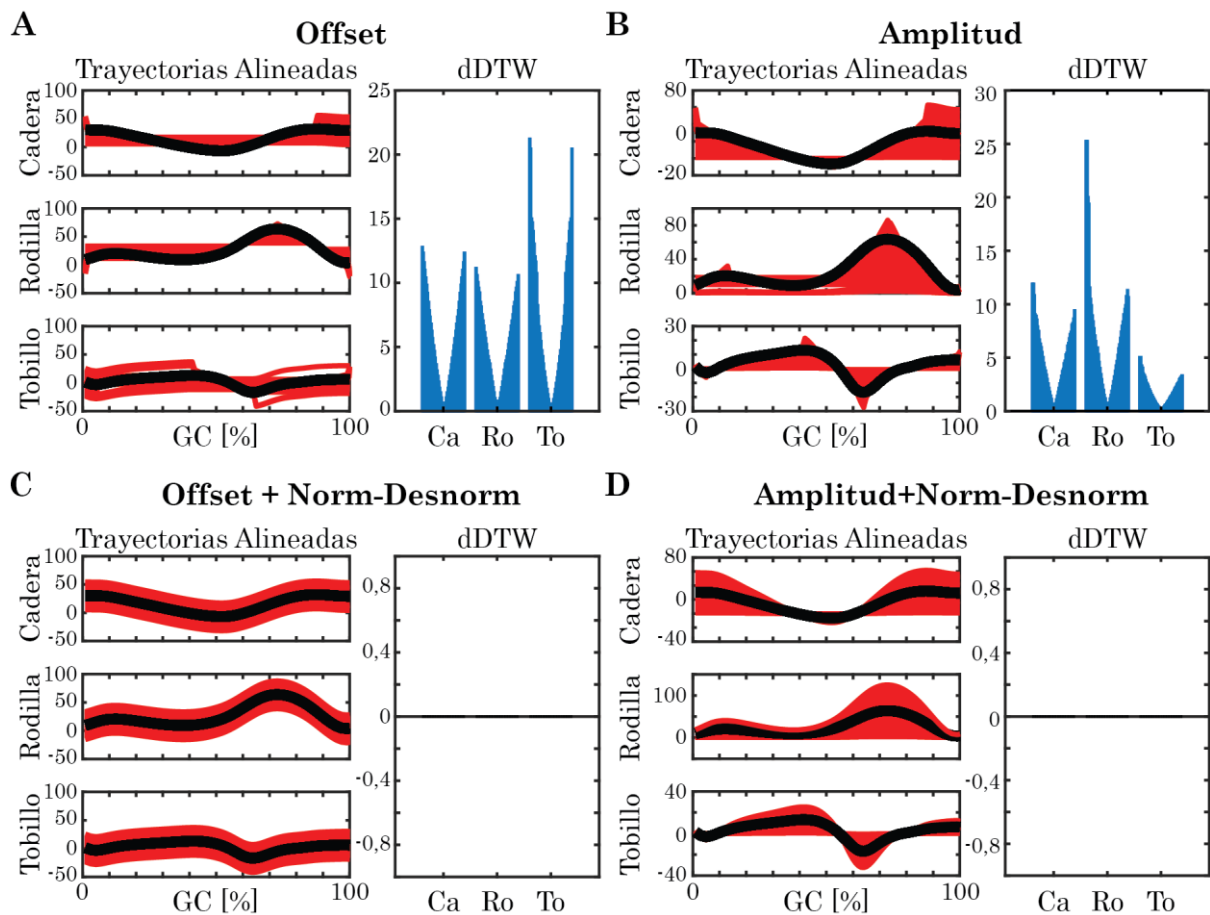


Figura 4.5: GC alineado consigo mismo mediante DTW con modificaciones de *offset* y amplitud. La señal original se muestra en negro con mayor grosor y la señal alineada en rojo.

En la Figura 4.5 Sección A se observa el efecto de introducir un *offset* en el GC a comparar. La prueba consistió en introducir un *offset* negativo inicial de -25° e ir aumentando 1° hasta alcanzar un *offset* positivo de $+25^\circ$. Se observa que esto se traduce en una alineación incorrecta que encuentra la mejor alineación con DTW cuando las señales no presentan *offset*. Esto se observa en la distancia DTW de la Figura 4.5 Sección A, donde se aprecia

un valle donde el mínimo es el *offset* cero, y para cualquier *offset* negativo o positivo, la distancia DTW aumenta con el aumento del *offset* absoluto. Esto se observa en todas las trayectorias articulares. También se observa en la [Figura 4.5 Sección B](#) el efecto de introducir una variación en la amplitud de las diferentes trayectorias a comparar. La prueba consistió en normalizar la amplitud de la trayectoria entre 0 y 1, e incrementar gradualmente la amplitud hasta alcanzar una amplitud 25° superior a la de la señal original, aumentando 1° en cada iteración. Se observa que esto se traduce en una alineación incorrecta que encuentra la mejor alineación con DTW cuando las señales no presentan diferencias de amplitud. Esto se observa en la distancia DTW de la [Figura 4.5 Sección B](#), donde se aprecia un valle donde el mínimo es la misma amplitud, y para cualquier amplitud menor o mayor, la distancia DTW aumenta con el aumento de la diferencia absoluta de amplitud.

Estos dos problemas, afectan notablemente al resultado obtenido con DTW, por lo que se propone una forma de aplicarlo más adecuada para este contexto donde se normalizan las señales a comparar para que durante la ejecución del algoritmo DTW no presenten diferencias de *offset* y amplitud y se facilite la alineación. Seguidamente, se aplica el DTW y, con el recorrido óptimo de alineación encontrado, se alinean las señales originales para conservar todas sus características sin perder información en un proceso de “desnormalización”. Por último, habiendo alineado las señales originales, se hace uso de las mismas para calcular la distancia DTW. Esto se hace así, para considerar la distancia real entre estas señales a comparar, ya que, si se hiciese uso de las señales normalizadas, la distancia DTW perdería información y no sería precisa. Los resultados de aplicar esta metodología al problema de *offset* y amplitud presentado anteriormente para las secciones A y B de la [Figura 4.5](#), se observan en la [Figura 4.5 Secciones C y D](#). Estos resultados muestran que la distancia DTW es cero para todas las situaciones, con independencia del *offset* o amplitud. Además, se observa que la alineación también es óptima y se logra alinear la señal a la referencia manteniendo las características de *offset* ([Figura 4.5 Sección C](#) trayectorias en rojo) o amplitud ([Figura 4.5 Sección D](#) trayectorias en rojo). A esta estrategia que resuelve estos dos problemas la llamaremos DTW Norm-Desnorm ([Figura 4.6](#)).

Por tanto, de estas pruebas se deduce que para obtener un resultado óptimo al aplicar el algoritmo DTW, es importante aplicarlo sobre trayectorias articulares correspondientes a GCs correctamente segmentados y remuestreados a la misma frecuencia de muestreo, y que la metodología de DTW norm-desnorm puede ayudar a resolver los problemas de *offset* o amplitud de los GCs procedentes de distintos sistemas de registro, individuos o variaciones de la propia marcha.

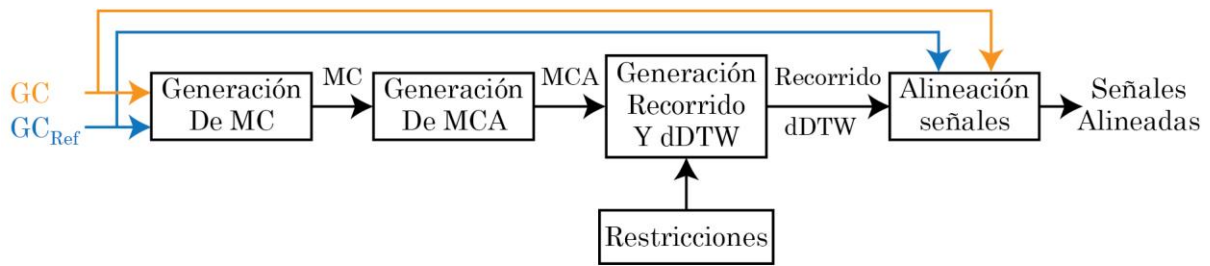
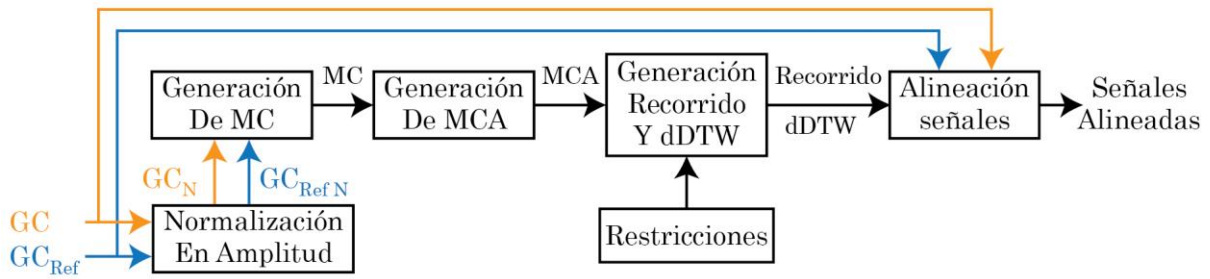
DTW Clásico**DTW Norm-Desnorm**

Figura 4.6: Algoritmo DTW clásico y algoritmo DTW Norm-Desnorm. Se muestra el algoritmo DTW Norm-Desnorm propuesto en esta tesis doctoral para la alineación de trayectorias correspondientes al GC. Abreviaturas: ciclo de marcha de referencia (CM_{Ref}), ciclo de marcha normalizado en amplitud (CM_N), ciclo de marcha de referencia ($CM_{Ref N}$).

4.4. Pruebas de validación

En esta sección se presenta la información relativa a las pruebas de este estudio piloto para validación de la metodología de personalización de la asistencia presentada en este capítulo. Estas pruebas experimentales se realizaron bajo el marco del Proyecto financiado por la CAM.

4.4.1. Participantes

Participaron 5 individuos sanos (Sa3 a Sa7 de la Tabla 2.1 de la Sección 2.4 del Capítulo 2) y 5 individuos con LMi (Pa3 a Pa7 de la Tabla 2.1 de la Sección 2.4 del Capítulo 2). Los sanos e individuos con LMi fueron reclutados en el HNPT. Todos los pacientes eran internos en proceso de rehabilitación dentro del hospital y sin experiencia previa en el uso de la tecnología robótica para asistencia de la marcha.

4.4.2. Equipo

Las pruebas experimentales de este estudio piloto hicieron uso del sistema VICON combinado con 2 plataformas dinamométricas del laboratorio de marcha de la Unidad de Biomecánica del HNPT. También se hizo uso del dispositivo exo-H3, una evolución del EV exo-H2 de la empresa Technaid S.L, ambos ampliamente utilizados en investigación (351,389–398). El exo-H3 (Figura 4.7), con un peso de 17 kg, está diseñado para ser usado

con muletas o andador para dar soporte a la estabilidad del usuario y siempre bajo la supervisión de un terapeuta entrenado que puede ayudar al usuario a mantener el equilibrio sujetándolo por los agarres localizados en la pelvis del dispositivo. Este EV consiste en una órtesis que se acopla al torso, piernas y pies del usuario a través de cinchas y soportes rígidos y que permite el ajuste antropométrico en cuanto a la longitud de los miembros inferiores y ancho de cadera.

El exo-H3 posee un motor por articulación (Figura 4.7) y tiene sensores de posición y par en todas las articulaciones y sensores de presión en cada pie (punta y talón). Este EV ofrece un modo de control en alto nivel que permite seleccionar entre diferentes actividades para asistir activamente a levantarse, caminar y sentarse. Además, durante la actividad de marcha permite seleccionar entre el modo de marcha paso por paso, donde el terapeuta controla cuándo se lanza cada paso, y el modo de marcha continua, donde se da la orden al EV de comenzar a caminar y este la ejecuta hasta que se le solicita que pare. También ayuda a mantener la posición erguida cuando el usuario está de pie, aplicando el par necesario para mantener las piernas estiradas. En cuanto al control de medio nivel, el exo-H3 aplica un control de seguimiento de trayectoria en tiempo real con el que es capaz de emular la marcha humana, replicando los patrones de marcha que previamente se le hayan introducido. Además, ofrece *feedback* auditivo y señales visuales con las luces LED de la sección lumbar que informan tanto al terapeuta como al usuario del estado del sistema y del estado de operación activo.

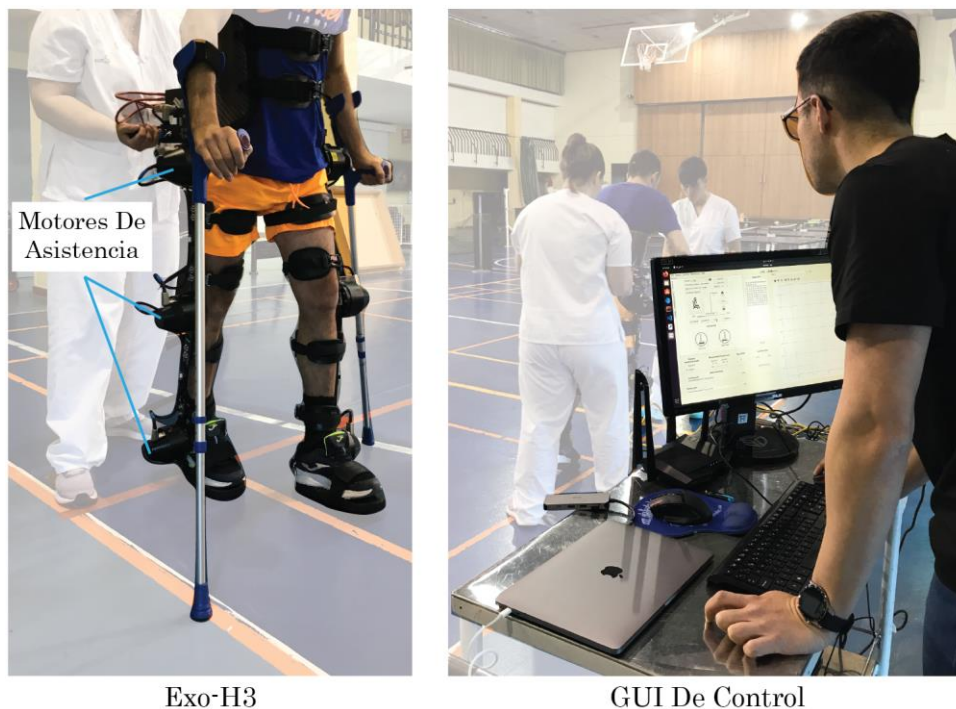


Figura 4.7: Equipo para las pruebas experimentales.

Para el control del exo-H3 se empleó una interfaz que facilitaba el cambio entre el modo de control de seguimiento de trayectoria estándar del exo-H3 y el control personalizado,

así como la configuración de la longitud de zancada, posición del tronco, velocidad de marcha y porcentaje de asistencia. La longitud de zancada podía tomar valores entre 1 y 10, y permitía variar la amplitud de todas las articulaciones. El valor 1 se correspondía a una variación en cadera de -8.87° a 19.29° , en rodilla de 7.96° a 50.50° , y tobillo de -4.45° a 12.69° , y el valor 10 se correspondía a una variación en cadera de -12.86° a 27.97° , en rodilla de 11.54° a 73.22° , y tobillo de -6.45° a 18.40° . La posición del tronco permitía variar el *offset* de caderas para inclinar el tronco entre 0° y 8° , la velocidad de marcha se podía variar entre 1 (GC de 4.5 s de duración) y 10 (GC de 1.8 s de duración), y el porcentaje de asistencia podía tomar valores entre 10% y 100%, correspondiendo el máximo de asistencia a 35 Nm (399). El control de posición estándar aplicaba un nivel de asistencia global para todas las articulaciones. El nuevo software para las pruebas experimentales fue desarrollado en lenguaje ROS e implementado en Linux. Este software facilitó el empleo de ambos modos de asistencia y la configuración de parámetros, así como el registro de la información de la sesión y la comunicación inalámbrica por bluetooth con el EV.

4.4.3. Procedimiento experimental

El estudio incluyó dos fases (Fases A y B), que se corresponden con la validación de la metodología de personalización de la asistencia en sanos y pacientes. La fase A contempló dos sesiones por sujeto y se centró en sujetos sanos, mientras que la fase B incluyó tres sesiones por sujeto y se centró en pacientes con LMi. Cada sesión tuvo una duración aproximada de 2 horas.

El procedimiento experimental comprendió la identificación de los potenciales participantes para el estudio, a quienes se contactó para informarles de las características y alcance del mismo, ofreciendo información verbal y por escrito. Una vez resueltas todas las dudas, se obtuvo el consentimiento. El siguiente paso fue recoger los datos demográficos, antropométricos y clínicos de los mismos (Tabla 2.1 de la Sección 2.4 del Capítulo 2).

En la primera sesión de ambas fases, A y B, se registró la movilidad de los miembros inferiores en cuanto a ROM (flexión de cadera, extensión de cadera, flexión de rodilla, extensión de rodilla, flexión dorsal de tobillo y flexión plantar de tobillo), se tomaron las medidas antropométricas de miembro inferior para el registro de la marcha con VICON y el ajuste en sesiones posteriores del EV H3, y cada individuo realizó al menos 10 pasillos de marcha con sus ayudas técnicas habituales. De estos registros en VICON se extrajeron el máximo número de GCs de marcha segmentados para obtener el GC medio característico de cada individuo, que se emplearía en la metodología de personalización (Figuras 4.1 y 4.2 de la Sección 4.2).

En la segunda sesión, se ajustó las medidas del EV a la antropometría del individuo, se realizó un proceso de familiarización con el EV en que se comenzó caminando con los

parámetros por defecto en el modo paso por paso y, posteriormente se ejecutó la marcha continua. Durante la marcha continua se ajustaron la longitud de zancada y posición del tronco a la más cómoda para el usuario. Como se ha mencionado previamente, estos parámetros influyen en la trayectoria predeterminada que rige el movimiento del EV ampliando el ROM y, por tanto, ajustarlos al valor más cómodo para el usuario equivale a definir la trayectoria de movimiento óptima. También se ajustó la velocidad de marcha a la deseada por el usuario para lograr una marcha fluida y sincronizada entre el EV y el usuario. Tras encontrar los parámetros de marcha óptimos en el control por seguimiento de trayectoria, se ajustó el porcentaje de asistencia global de este tipo de control (umbral estándar) teniendo en cuenta la percepción del usuario y el criterio clínico para que el usuario pudiese realizar la actividad de marcha. Seguidamente, se aplicó la metodología de personalización en que se usó el GC medio del individuo y se comparó con la trayectoria predefinida en el exo-H3 para la configuración alcanzada (Figuras 4.1 y 4.2 de la Sección 4.2). Por último, tras obtener la señal de error haciendo uso de una desviación permitida constante de 5°, valor elegido con base en la literatura (45,48,183), se ajustó el umbral personalizado siguiendo la metodología previamente detallada. En este ajuste del umbral personalizado se distinguió entre 2 umbrales, el de caderas y el de rodillas-tobillos. Se hizo esta diferenciación porque en las pruebas previas a la experimentación se observó que, en algunos casos, si se disminuía mucho la asistencia en caderas, se podía perder la sincronización humano-EV, mientras que la asistencia en rodillas y tobillos se podía disminuir bastante más. Por tanto, se consideró separar esos dos umbrales comunes a las articulaciones mencionadas. No se incluyó un umbral por articulación debido a que introducía mucha complejidad experimental para el ajuste durante las pruebas clínicas, aunque debe ser considerado en futuras adaptaciones de la metodología donde un algoritmo automático permita el ajuste de los umbrales. Una vez finalizada la configuración de ambos modos, en el caso de los sanos, realizaron las pruebas experimentales de marcha en la misma sesión, mientras que los pacientes con LMi la realizaron en otra sesión posterior.

Las pruebas de registro finales de la prueba experimental consistieron en realizar 6 pasadas por el pasillo de marcha con el exo-H3 en cada uno de los modos (seguimiento de trayectoria estándar y personalizado) en el gimnasio del HNPT, ya que el laboratorio de marcha dispone de un pasillo de marcha más corto y era más cómodo realizar la prueba en un espacio más amplio para reducir el número de giros con el EV. Cada pasillo constaba de unos 20 m. Al inicio de la prueba se valoró el índice de fatiga de Borg (400) para explorar cambios relacionados con la fatiga y establecer el nivel de fatiga inicial. En estas pruebas, se aleatorizó el modo de control empleado y consistieron en realizar los primeros 6 pasillos con un modo de control, parar y, durante el descanso de 5 min, aplicar el índice de fatiga de Borg y la escala de usabilidad del sistema (SUS, siglas en inglés de: “*System Usability Scale*”), para valorar la percepción del usuario con el controlador empleado.

Posteriormente, se realizaron los siguientes 6 pasillos de marcha con el modo de control restante y se volvió a valorar el índice de fatiga de Borg y el cuestionario SUS. Los individuos reclutados ejecutaron calzados la marcha usando el exo-H3 en su versión de asistencia estándar y personalizada sin saber qué modo usaban en cada momento y seleccionando estos modos de forma aleatorizada, a fin de determinar el aporte de cada solución. Se registraron los comentarios que los participantes realizaron durante las pruebas. Además, en el caso de los pacientes, se hizo un breve recordatorio de marcha con el EV al inicio de la sesión debido a que se realizó en un día distinto.

Por último, cabe indicar que en la fase experimental se dieron dos condiciones que serán analizadas posteriormente de forma independiente. Para facilitar la comprensión, hay que tener en cuenta que la trayectoria predeterminada óptima se alcanza durante el proceso de familiarización ajustando la longitud de zancada y posición del tronco a los valores más cómodos para el usuario. Es en base a esa trayectoria óptima que se calcula la asistencia personalizada necesaria para el usuario. Tomando esto en consideración, en dos de los pacientes se empleó trayectoria óptima con la asistencia personalizada asociada (LMi Op). En los otros tres pacientes, en la fase de familiarización se ajustó la asistencia personalizada con base en los parámetros cómodos de longitud de zancada y posición del tronco para el paciente, pero en las pruebas de validación se empleó la longitud de paso y posición del tronco del exo-H3 por defecto. A esta condición se la llamó trayectoria subóptima (LMi SOp). Los detalles relativos a las configuraciones empleadas en cada individuo se detallan en la [Tabla 4.1](#).

Tabla 4.1: Configuraciones experimentales en la personalización de la asistencia con un EV. En cursiva se destacan las configuraciones subóptimas que fueron empleadas en aquellos casos en que no se utilizó la configuración más adecuada para el usuario. El modo de control 1 corresponde con el utilizado en primer lugar por el usuario en las pruebas de validación aleatorizadas y el control 2 el restante. Abreviaturas: control estándar (E), control personalizado (Per).

ID	Longitud de zancada [1 – 10]	Posición del tronco [0 – 8]	Velocidad [1 – 10]	Umbral Estándar [%]	Umbral Personalizado Caderas [%]	Umbral Personalizado Rodillas y Tobillos [%]	Modo de Control	
							1	2
Sa3	9	5	7	80	80	40	Per	E
Sa4	10	4	6	70	60	20	E	Per
Sa5	10	3	7	70	60	40	Per	E
Sa6	7	3	7	80	70	30	E	Per
Sa7	9	3	6	70	60	30	E	Per
Pa3	7	2	5	70	60	50	E	Per
Pa4	4	2	3	70	30	20	Per	E
	<i>1</i>	<i>1</i>						
Pa5	9	2	2	70	60	25	E	Per
	<i>1</i>	<i>1</i>						
Pa6	10	1	4	80	40	10	Per	E
	<i>1</i>	<i>1</i>						
Pa7	8	4	4	70	20	20	Per	E

4.4.4. Procesamiento de registros y análisis

Los registros de marcha realizados durante la primera sesión de ambos grupos con el sistema VICON y las plataformas dinamométricas fueron segmentados en GCs mediante el método *gold standard*, mientras que los registros del EV en la sesión final se segmentaron con ayuda del algoritmo de segmentación detallado en el Capítulo 2 y, posteriormente, fue revisado por un experto para asegurar la correcta segmentación y corregir los errores. En la sesión de registro con el EV se registró la cinemática articular, la asistencia, la potencia eléctrica global y la corriente consumida por cada motor, y el par medido por los sensores a lo largo del GC de marcha.

En los registros de marcha realizados se han seleccionado los GCs más estables, es decir, no se han tenido en cuenta los primeros GCs ni los últimos. Los primeros GCs conllevan una breve adaptación para alcanzar la marcha estable desde el inicio de la marcha y, los últimos pueden presentar cierta alteración pues se le indicaba al usuario que iba a parar y esto alteraba su marcha ya que se preparaba para ello. Una vez segmentados los registros, se calcularon las siguientes variables:

- Distancia DTW: se calculó esta medida de similitud con respecto a la trayectoria de referencia empleada por el EV en el ajuste óptimo para el individuo con respecto a los GCs de VICON (marcha natural sin asistencia tecnológica) y los obtenidos con el EV en modo de control estándar y personalizado. Esta métrica principalmente indica una similitud en amplitud, pero elimina las alteraciones temporales.
- RMS: se calculó esta medida de similitud con respecto a la trayectoria de referencia empleada por el EV en el ajuste óptimo para el individuo con respecto a los GCs de VICON (marcha natural sin asistencia tecnológica) y los obtenidos con el EV en modo de control estándar y personalizado. Esta métrica tiene en cuenta las alteraciones temporales al comparar GCs sin alinearlos previamente. Es decir, se ve afectada por las alteraciones temporales.
- Fases de la marcha: se obtuvo la duración del GC y se calcularon la duración en porcentaje con respecto al GC de las diferentes fases de marcha (apoyo y oscilación) con los GCs de VICON (marcha natural sin asistencia tecnológica) y los obtenidos con el EV en modo de control estándar y personalizado.
- Porcentaje de asistencia: se calculó el área bajo la curva con respecto al GC completo para los registros con EV. Esta métrica nos da información sobre la asistencia ofrecida en cada uno de los modos de control empleados a lo largo de todo el GC.
- Par medido: este par se obtiene por medio de galgas extensiométricas ubicadas cerca de las articulaciones del exo-H3 que miden las deformaciones producidas por

las fuerzas que soporta el EV. Se obtuvo el par medido por el sensor para el GC completo y se calculó el área entre la curva y el cero.

- Potencia eléctrica empleada por el EV y corriente eléctrica consumida por cada motor: la potencia eléctrica empleada por el EV de forma global se obtiene al multiplicar la corriente global consumida por la batería en cada instante por el voltaje global. Además, se midió la corriente eléctrica consumida por cada motor, lo que da una idea del consumo asociado a cada motor de cada articulación. Para cada una de las variables mencionadas se obtuvo el área entre la curva y el cero para el GC completo.
- Escala de Borg: se midió tal y como se ha detallado y se obtuvo la diferencia entre cada modo y la condición anterior para comparar el aumento de la fatiga asociado a cada uno de los modos de control del EV empleados (400).
- Cuestionario SUS: se aplicó la metodología indicada para la obtención de la puntuación de dicho cuestionario de acuerdo con lo indicado en (401). Con ello se midió la percepción del usuario al emplear la tecnología en cada uno de los modos de control propuestos.

Estas variables se emplearon para responder a las preguntas de investigación que se detallan a continuación, junto al análisis estadístico correspondiente. Todos los análisis se realizaron haciendo uso del software estadístico SPSS Statistics 29 y para un $\alpha < 0,05$.

4.4.4.1. Impacto en la cinemática de la marcha asistida por el EV

Se estudió el impacto en la cinemática de la asistencia con el control estándar y personalizado comparando con la marcha natural del individuo. El objetivo era explorar si se obtenía un patrón cinemático más cercano a la referencia predefinida en el exo-H3 con respecto al modo natural sin asistencia, y si el modo de control personalizado era más eficaz o lograba resultados comparables al estándar. Además, se exploró el impacto de emplear la asistencia personalizada, obtenida con base en la trayectoria óptima de referencia, utilizando una trayectoria subóptima.

El análisis estadístico se enfocó en comparar para las 3 condiciones (sin asistencia, con EV estándar y con EV personalizado) si existían diferencias significativas en relación con las variables de dDTW, RMS y Fases. Se calcularon estadísticas descriptivas como la media y la desviación estándar. Además, se realizaron pruebas de normalidad (test de Shapiro Wilks para $n < 50$ o test de Kolmogorov-Smirnov para $n > 50$) y se observó que no se cumplió. Por tanto, para comparar las 3 condiciones, se aplicó por separado a cada grupo experimental (sanos, LMi Op y LMi SOp) la prueba de Friedman para muestras no paramétricas para identificar si existían diferencias significativas. Para identificar las condiciones en las que se produjeron diferencias significativas, se realizaron pruebas post-hoc con la prueba de Wilcoxon.

4.4.4.2. Comparativa del porcentaje de asistencia necesario en cada modo de control

Se comparó entre ambos modos de control la cantidad de asistencia necesaria. El objetivo era cuantificar si con el modo personalizado era posible reducir la cantidad de asistencia logrando una marcha adecuada. Para ello, se comparó la condición de asistencia con control estándar frente al personalizado para la variable de cantidad de asistencia. Se calcularon estadísticas descriptivas como la media y la desviación estándar. Además, se realizaron pruebas de normalidad (test de Shapiro Wilks para $n < 50$ o test de Kolmogorov-Smirnov para $n > 50$) y se observó que no se cumplió. Por tanto, para comparar las 2 condiciones, se aplicó por separado a cada grupo experimental (sanos, LMi Op y LMi SOp) la prueba de Wilcoxon para identificar si se produjeron diferencias significativas entre condiciones.

4.4.4.3. Impacto del modo de control en las fuerzas soportadas por el EV y el consumo eléctrico por articulación

Se comparó entre ambos modos de control las fuerzas soportadas por el EV y el consumo eléctrico por articulación. El objetivo era cuantificar si con el modo personalizado se lograba una mejor sincronización y adaptación al usuario, reduciendo las fuerzas de interacción y el consumo de los motores. Esto último se puede traducir en una mayor duración de la batería.

Para responder a esto, se comparó la condición de control estándar frente al control personalizado para las variables de par medido, potencia eléctrica empleada por el EV y la corriente consumida por los motores. Se calcularon estadísticas descriptivas como la media y la desviación estándar. Además, se realizaron pruebas de normalidad (test de Shapiro Wilks para $n < 50$ o test de Kolmogorov-Smirnov para $n > 50$) y se observó que no se cumplió. Por tanto, para comparar las 2 condiciones, se aplicó por separado a cada grupo experimental (sanos, LMi Op y LMi SOp) la prueba de Wilcoxon para identificar si se produjeron diferencias significativas entre condiciones.

4.4.4.4. Impacto del modo de control en la fatiga y percepción del usuario

Se comparó entre ambos modos de control las fuerzas soportadas por el EV y el consumo. El objetivo era cuantificar si con el modo personalizado se lograba una mayor aceptación por parte del usuario y una menor fatiga.

Para responder a esto, se comparó la condición control estándar frente al personalizado para los resultados obtenidos con la escala de Borg y el cuestionario SUS. Se calcularon estadísticas descriptivas como la media y la desviación estándar. Además, se realizaron pruebas de normalidad (test de Shapiro Wilks para $n < 50$ o test de Kolmogorov-Smirnov para $n > 50$) y se observó que no se cumplió. Por tanto, para comparar las 2 condiciones,

se aplicó por separado a cada grupo experimental (sanos, LMi Op y LMi SOp) la prueba de Wilcoxon para identificar si se produjeron diferencias significativas entre condiciones.

4.5. Resultados de la personalización de asistencia robótica en la marcha

En esta sección se detallan los resultados del estudio piloto en que se empleó la metodología de personalización de la asistencia en el exo-H3. Este apartado se ha estructurado en subapartados relacionados con cada una de las preguntas planteadas en la sección anterior. En el [Anexo G](#) se han dispuesto los resultados en Tablas para su consulta.

4.5.1. Resultados del impacto en la cinemática de la marcha asistida por el EV

En esta sección se muestran los resultados del impacto en la cinemática producido por la asistencia con el modo de control estándar y personalizado con respecto a la condición de no asistencia. Se observa que tanto para la distancia DTW como el RMS se produce un cambio significativo para todas las articulaciones en que, para ambos modos de control, se reduce el valor de dichas métricas ([Figura 4.8](#)). Únicamente no se observa en relación con el RMS de rodilla para el grupo de LMi con configuración óptima ([Figura 4.8](#)). En cuanto a la duración del GC, el aumento es similar al esperado con el EV ([Figura 4.8](#)). Por último, las fases de marcha también se acercan a lo esperado con el EV, aunque en sanos se observan ligeras diferencias significativas ([Figura 4.8](#)).

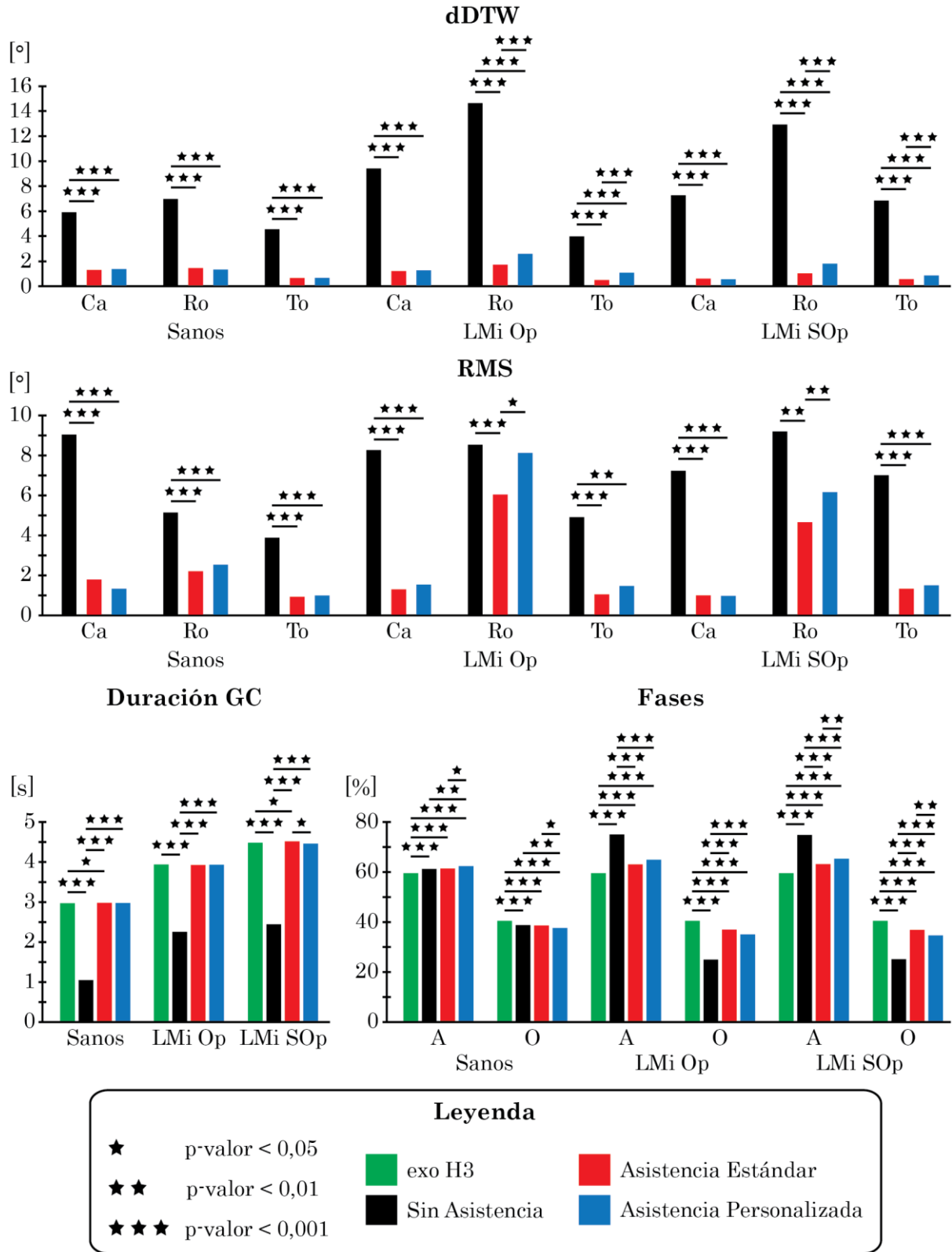


Figura 4.8: Resultados del impacto de la personalización de la asistencia en la cinemática y variables espaciotemporales. Abreviaturas: apoyo (A), oscilación (O).

4.5.2. Comparativa de cantidad de asistencia necesaria en cada modo de control

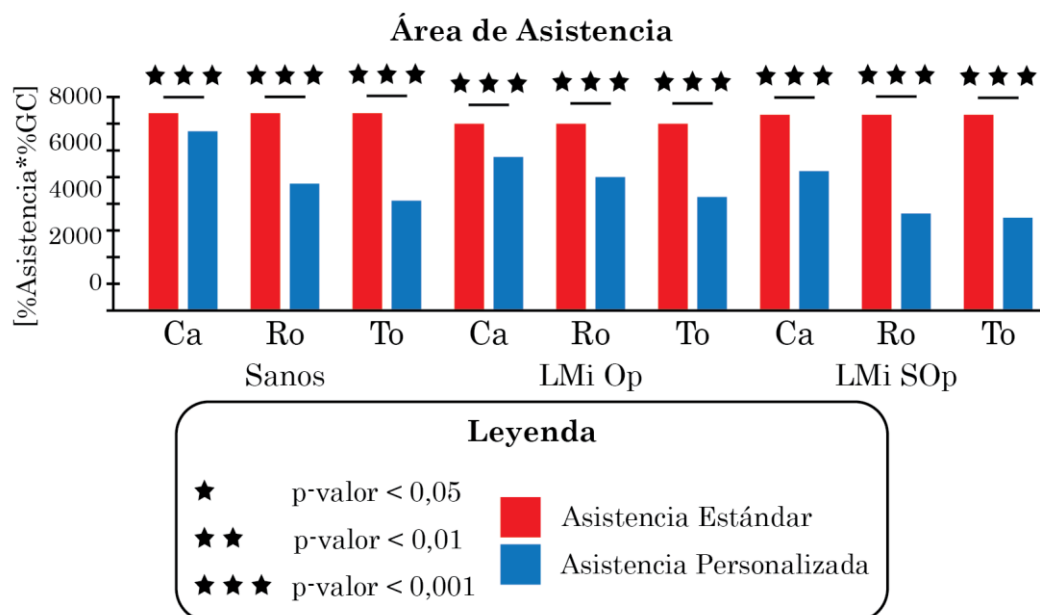


Figura 4.9: Resultados de la cantidad de asistencia necesaria por articulación en cada modo de operación.

En esta sección se muestran los resultados de la cantidad de asistencia necesaria para la marcha cómoda con EV en cada uno de los modos de control. Se observa que, para todas las comparaciones, se reduce la cantidad de asistencia necesaria a lo largo del GC (Figura 4.9).

4.5.3. Impacto del modo de control en las fuerzas soportadas por el EV y el consumo

En esta sección se muestran los resultados en cuanto a las fuerzas soportadas y consumo del EV y para los motores de cada articulación en cada uno de los modos de control. Se observa que el par se reduce significativamente para el control personalizado salvo en el tobillo, donde se mantiene similar en sanos y LMi común a configuración subóptima y ligeramente menor en LMi con configuración óptima (Figura 4.10).

En cuanto al consumo, se reduce el consumo global significativamente en ambos grupos de LMi, aunque en sanos la reducción no es significativa (Figura 4.10). En relación con las articulaciones, también se observa una reducción significativa salvo en cadera en sanos, siendo más acentuada a nivel de rodilla (Figura 4.10).

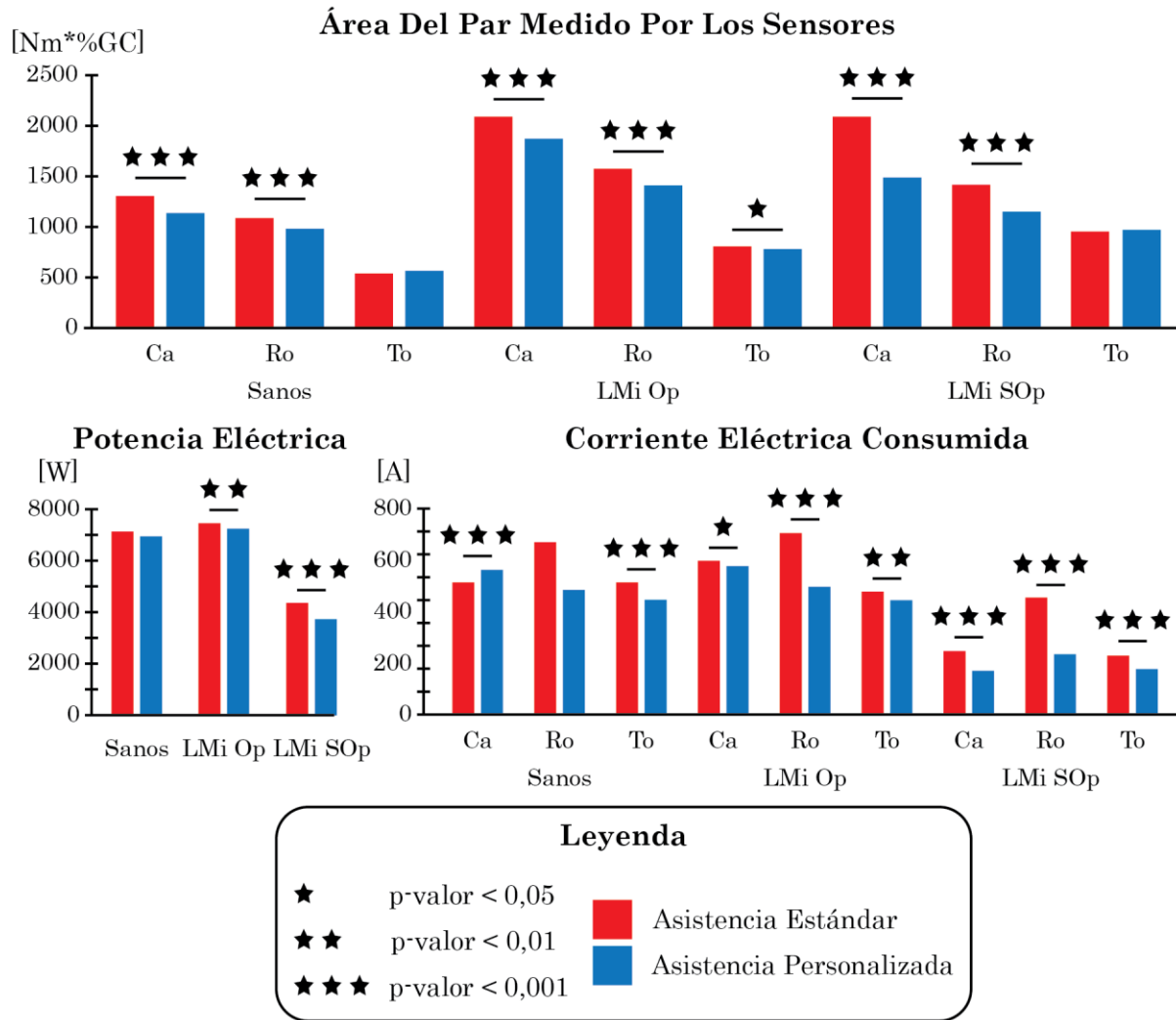


Figura 4.10: Resultados de las fuerzas soportadas por el EV y consumo energético por articulación en cada modo de operación.

4.5.4. Impacto del modo de control en la fatiga y percepción del usuario

En esta sección se muestran los resultados en cuanto a al esfuerzo requerido por el usuario y la percepción de usabilidad hacia ambos modos de control. No se observan diferencias significativas para ninguna de las comparaciones (Figura 4.11). No obstante, el esfuerzo se tiende a reducir para una configuración óptima, mientras que para una configuración no óptima aumenta (Figura 4.11). En cuanto a la usabilidad, se observa percepción aceptable para todos los modos de control, siendo ligeramente mayor en el modo personalizado (Figura 4.11). Además, los usuarios reportaron durante las pruebas que se sentían más cómodos con el modo personalizado, les daba mayor libertad de movimiento y no sentían que el EV les obligaba a caminar de forma tan rígida y mecánica (Figura 4.11).

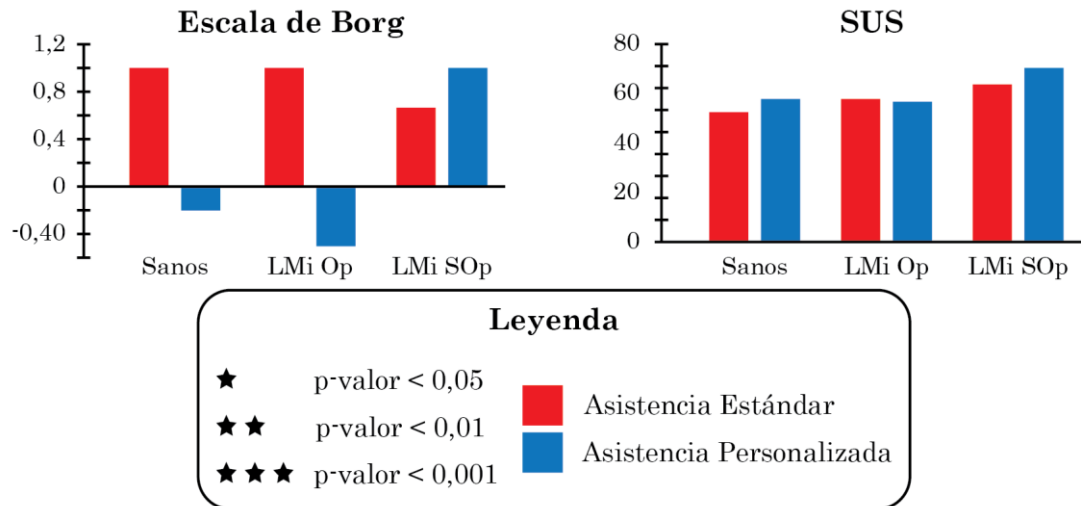


Figura 4.11: Resultados del esfuerzo y percepción del usuario en cada modo de operación.

4.6. Discusión sobre la personalización de asistencia robótica en la marcha

El uso de EVs en la rehabilitación de la marcha ofrece ciertas ventajas con respecto a la terapia convencional, pero no ha demostrado una clara superioridad y los resultados sobre su eficacia son variados (71). Esto puede deberse a diversos factores, entre ellos, la estrategia de control óptima (71). En esta área, la asistencia personalizada adaptada a las necesidades del usuario es un enfoque prometedor que presenta un desafío significativo para su aplicación clínica: la dificultad de precisar las capacidades y necesidades individuales (313,323–325). Además, muchos métodos no tienen en cuenta la perspectiva clínica, por lo que existe una brecha entre la evaluación clínica de la marcha y su integración con la terapia robótica (313–315). Por ello, en este capítulo se ha presentado una nueva metodología para personalización de la asistencia de acuerdo con las necesidades funcionales del usuario.

La metodología presentada parte del control de seguimiento de trayectoria, habitualmente empleado en la práctica clínica (312), y hace uso de la técnica de DTW para identificación de las necesidades cinemáticas del usuario en contraste con el movimiento predefinido en el EV. Esta estrategia hace uso de la cinemática, que es una medida objetiva ampliamente extendida en la valoración clínica y en el control de EVs. Esta metodología permite una desviación para la identificación de estas necesidades que en este estudio se ha aplicado de forma constante a lo largo de todo el GC de marcha, pero ofrece la posibilidad de indicar una desviación variable que podría ser interesante explorar en futuros estudios. Además, se ha detallado el procedimiento de personalización con el objetivo de facilitar su inclusión en la práctica clínica (Figura 4.1). Esta metodología se ha aplicado al exo-H3 de forma exitosa desarrollando una GUI que facilita el control del EV y el ajuste de los diferentes

parámetros que configuran cada uno de los modos de control. Además, se ha estudiado en profundidad el uso del DTW para la alineación de GC de marcha aportando información valiosa para la correcta aplicación de dicha técnica, así como el desarrollo de una estrategia de aplicación adaptada a este contexto. Esta técnica ha sido empleada en diferentes contextos de la actividad de marcha, pero no se han reportado estrategias sobre la optimización del empleo de la misma en este contexto, por lo que era necesario analizar en profundidad los problemas que pueden presentarse en su aplicación. De esta forma, se ha observado que la alineación de GCs se ve afectada por la frecuencia de muestreo de los GCs, la correcta segmentación de la marcha, y las diferencias en cuanto a *offset* y amplitud de las señales a alinear. Aunque la adecuada segmentación es un aspecto que se debe asegurar previamente, el método propuesto tiene por objetivo resolver estos problemas de aplicación de la técnica al remuestrear las señales al mismo número de muestras y aplicar una metodología de normalización-desnormalización para resolver problemas de *offset* y amplitud.

4.6.1. Validación de la estrategia de asistencia personalizada

Las pruebas de validación de la estrategia de asistencia personalizada han demostrado que la metodología propuesta permite acercar la cinemática natural del individuo a la predefinida en el EV con un resultado comparable al del control estándar de seguimiento de trayectoria. Aunque se encontraron diferencias significativas en rodilla y tobillo, esto se debe a que se redujo la asistencia considerablemente. No obstante, el patrón de marcha observado fue mucho más cercano al predeterminado con el EV que el observado en la marcha natural, para todos los casos (sanos, LMi Op y LMi SOp). Se observa que la duración del GC se alarga generalmente debido al funcionamiento del propio EV. En el grupo de sanos se alcanzó una longitud de zancada larga en general y una velocidad de marcha también alta, mientras que en los grupos de LMi, la longitud de zancada era algo menor y la velocidad de marcha bastante menor. Esto se puede deber a que la velocidad de marcha está asociada con la velocidad de ejecución del GC, algo que no es natural, pues en la literatura se ha reportado que la variación de la velocidad de marcha conduce a una variación en la duración de las fases de marcha (402,403). En desarrollos futuros del control del EV debería tenerse esto en cuenta para lograr una marcha más natural con la que quizás se pueda alcanzar una mayor velocidad de marcha manteniendo la comodidad y sensación de seguridad por parte del usuario. A lo anterior se le añade que las fases de marcha también tendieron a acercarse a las predefinidas en el EV en ambos modos de control como se esperaba. Por tanto, a nivel cinemático y temporal ambos modos de control logran resultados comparables.

En cuanto a la asistencia requerida, se ha observado que, con respecto al modo de control estándar, la estrategia de asistencia personalizada permite reducir significativamente este parámetro. Además, las fuerzas soportadas por el EV y la energía consumida también

disminuyen en este modo con respecto al estándar en casi todos los casos. Sólo se observa un aumento significativo en cadera en sanos. Esto se puede deber a que los voluntarios sanos en este modo personalizado podían tender a recuperar su marcha normal al tener una mayor sensación de libertad. Por último, aunque no se evidenciaron diferencias significativas entre los modos de control para el esfuerzo y percepción del usuario, se observa que, bajo una correcta configuración, el método personalizado tiende a suponer menos esfuerzo y que la usabilidad percibida por el usuario es positiva. Además, el comentario general durante las pruebas experimentales coincidió en que este modo de control personalizado aportaba mayor libertad al usuario y se sentían más cómodos, lo que podría resultar en una mayor motivación del usuario durante la rehabilitación. Estos resultados unidos a los anteriores demuestran que este método es igual de eficaz al control estándar de seguimiento de trayectoria para asistir la marcha y lograr alcanzar unos objetivos cinemáticos adecuados. Sin embargo, el método personalizado permite disminuir la cantidad de asistencia proporcionada sin comprometer las fuerzas soportadas por el EV ni el consumo energético, los cuales también se reducen. Esto aumenta la seguridad de uso incluso con configuraciones no óptimas, ya que, al reducirse las fuerzas soportadas por el EV, disminuye el riesgo de averías que pueden poner en peligro la seguridad del paciente. Además, el menor consumo energético podría prolongar la vida útil de la batería, facilitando así el uso del EV en pruebas clínicas. A todo lo anterior se le une que, con una configuración adecuada, se puede reducir el esfuerzo requerido durante el uso del dispositivo y mejorar la percepción de su usabilidad. Esto podría facilitar sesiones de rehabilitación más largas e intensivas, lo que, a su vez, podría aumentar la aceptación y la motivación del usuario durante el proceso de rehabilitación.

En la actualidad, las estrategias de control para la asistencia durante la marcha varían según la aplicación, la estructura del EV empleado y los sensores utilizados para medir el movimiento (404). Los avances recientes en el control de dispositivos de rehabilitación robótica han permitido desarrollar enfoques más personalizados y adaptativos. Por ejemplo, los "túneles virtuales" ajustan la asistencia según la trayectoria del usuario, permitiendo variabilidad en la marcha (321,335), mientras que algoritmos basados en aprendizaje por refuerzo optimizan el apoyo sin necesidad de modelado previo (320). El enfoque de control propuesto por Zou et al. utiliza primitivas de movimiento dinámico para adaptar la trayectoria de la pierna afectada a la no afectada en pacientes con apoplejía, demostrando alta adaptabilidad (332). Además, los métodos de control de impedancia y rechazo de perturbaciones han mejorado la interacción humano-robot, facilitando una marcha más natural y ajustada a las necesidades del paciente (330,335,336). También se han propuesto técnicas para garantizar la estabilidad dinámica por medio del ajuste de la rigidez articular en función de desviaciones con respecto a una trayectoria predefinida (404,405), así como controles basados en restricciones virtuales, combinados con lógica de velocidad modulada (406). Otros avances incluyen algoritmos que adaptan la asistencia a

fases específicas de la marcha mejorando el ROM articular (340), y técnicas que ajustan el par mediante redes neuronales, proporcionando una mayor personalización (407). Además, se han desarrollado estrategias como la estrategia cooperativa de asistencia bajo demanda que optimiza la asistencia minimizando la intervención robótica (331), y un enfoque basado en cinemática para la rehabilitación de rodilla, que mejora la precisión y reduce la necesidad de supervisión constante (338).

A pesar de los desarrollos alcanzados, estas estrategias aún enfrentan limitaciones significativas, como la validación clínica en pacientes con discapacidades neurológicas, dado que muchos estudios se han probado mayormente en simulaciones o sujetos sanos (320,330,335,340,404–406), y la necesidad de mejorar la adaptabilidad del control para ajustarse mejor a las variaciones individuales en la capacidad motora y el progreso de los pacientes. A diferencia de la mayor parte de los algoritmos reportados en la literatura, el algoritmo presentado en esta tesis doctoral ha sido validado tanto en marcha sana como en LMi, demostrando ser eficaz para facilitar al usuario la ejecución de un movimiento predefinido reduciendo el esfuerzo requerido para ello, aplicando asistencia bajo demanda y mejorando la seguridad de uso del dispositivo y la percepción del usuario. Esta estrategia busca aproximar la práctica clínica a la terapia de rehabilitación con EVs, facilitando así su integración de manera más sencilla. El objetivo es reducir la brecha entre la evaluación clínica de la marcha y su implementación en la terapia robótica.

4.6.2.Limitaciones y trabajo futuro

Cabe destacar que esta estrategia no permite el ajuste automático de la asistencia, sino que es necesario realizar un ajuste manual a partir de un control de seguimiento de trayectoria con base en el criterio clínico y la percepción del usuario. Además, el ajuste se aplicó de forma global para todas las articulaciones, lo que puede resultar una limitación para el ajuste óptimo. Por ello, sería interesante incluir en desarrollos futuros la posibilidad de ajuste independiente para cada articulación. En este contexto, sería de especial importancia incorporar una estrategia de ajuste automático a la metodología actual con el objetivo de facilitar la labor clínica. De hecho, se ha reportado en la literatura que este tipo de métodos de ajuste automático logran una configuración óptima más rápido que el ajuste manual (408,409), lo que, además, es de utilidad en contextos complejos que requieren la configuración de múltiples parámetros. También sería interesante optimizar el ajuste de la elección de la desviación permitida, así como implementar la variación natural de las fases de marcha en la variación de velocidad de marcha del EV para lograr una marcha más cómoda y explorar si es posible alcanzar una mayor velocidad de marcha de esta manera.

5. Capítulo 5. Conclusiones

La literatura indica que, en la terapia de rehabilitación asistida con NPs, EVs y HVs, la personalización es crucial para optimizar los resultados. Sin embargo, la eficacia de estas tecnologías se ve limitada por la falta de adaptación a las necesidades individuales, debido a la ausencia de detección automatizada de eventos de marcha ajustada a patrones personales, la falta de modularidad y configurabilidad en los sistemas, la carencia de metodologías estandarizadas para la personalización, y la necesidad de estrategias avanzadas de asistencia que proporcionen apoyo preciso y fomenten la participación activa del usuario. Por ello, en línea con **objetivo principal** de esta tesis doctoral, se han diseñado, desarrollado, implementado y validado tecnologías neuroprotésicas y robóticas avanzadas, incluyendo el desarrollo de algoritmos de detección de eventos de la marcha, metodologías de personalización y estrategias para la asistencia personalizada, con el fin de proporcionar herramientas para la terapia individualizada de rehabilitación de la marcha patológica en usuarios con trastornos neurológicos (LM e ictus).

5.1. Hipótesis 1

La integración de algoritmos avanzados de detección automática de eventos de la marcha, basados en información cinemática articular, es eficaz para el control de dispositivos de asistencia como NPs y EVs en usuarios con discapacidades motoras.

El desarrollo de algoritmos automáticos adaptativos robustos para segmentación de la marcha es esencial para el control preciso y fiable de NPs, EVs y HVs debido a la variabilidad intra e inter individuo. Los requisitos de diseño identificados han facilitado el desarrollo de un algoritmo adaptativo unilateral para la segmentación automática de la marcha, basado en datos cinemáticos articulares. Este algoritmo permite identificar cuatro eventos clave de la marcha (C, IP, D y MFR), segmentándola en GCs y diferenciando entre las fases de apoyo y oscilación, así como las subfases So, Pr, OI y OF (**Objetivo 1.1**). Este algoritmo, estructurado como una máquina de estados basada en umbrales, ha sido ajustado experimentalmente e implementado para su uso tanto *offline* como *online*, lo que permite su aplicación en el análisis de la marcha y en el control de sistemas de asistencia como NPs, EVs y HVs (**Objetivo 1.3**). El algoritmo ha sido validado de forma exitosa demostrando un rendimiento consistente en ambas modalidades (*offline* y *online*), logrando una identificación precisa de los eventos en diferentes perfiles de individuos (sanos, con LMi e ictus) y con todos los sistemas de registro cinemático (VICON, BTS y electrogoniómetros) utilizados (**Objetivo 1.2 y 1.4**). Dado que la información cinemática es una fuente accesible a través de diferentes sistemas y sensores comúnmente utilizados en la práctica clínica y el control de las tecnologías mencionadas, este enfoque se considera un desarrollo flexible y prometedor para su aplicación en este contexto.

5.2. Hipótesis 2

Un enfoque modular para el desarrollo de una NP combinado con una metodología de configuración estandarizada permitirá soluciones personalizadas e híbridas eficaces para los trastornos de la marcha específicos de cada paciente en todas las afecciones neurológicas (ictus y lesión medular).

La necesidad de personalización tecnológica para abordar eficazmente las demandas de los usuarios exige el desarrollo de sistemas NPs que ofrezcan una mayor capacidad de adaptación. Estos sistemas deben ser compatibles con dispositivos robóticos de asistencia para crear una tecnología híbrida eficiente que supere las limitaciones actuales, permita una configuración personalizada según las necesidades del paciente y facilite la exploración de estrategias de asistencia más efectivas. En este contexto, la revisión de la literatura ha identificado varios sistemas con arquitecturas modulares que ofrecen cierta flexibilidad de configuración, pero que aún carecen de la capacidad de personalización necesaria y no se integran con EVs. En esta línea, se han establecido los requisitos de diseño a través de la colaboración interdisciplinar para dotar de la mayor capacidad de personalización tecnológica posible en futuros desarrollos de NPs (**Objetivo 2.1**). En esta línea, se ha desarrollado un nuevo sistema NP modular adecuado para aplicaciones híbridas FES-robot que integra una serie de características que lo convierten en un dispositivo conveniente para seguir avanzando en la búsqueda por maximizar los beneficios de las tecnologías de NPs y HVs en la rehabilitación clínica (**Objetivo 2.2**). Además, se ha implementado una adaptación específica para la actividad de la marcha y se ha desarrollado una metodología de personalización que permite configurar los dispositivos de acuerdo con las necesidades del usuario. Esta metodología utiliza evaluaciones clínicas para identificar las necesidades del paciente y el juicio clínico para realizar los ajustes óptimos (**Objetivo 2.3**). Por último, el sistema NP modular ha sido validado de forma independiente y combinado con un EV vestible haciendo uso de la metodología de personalización en pruebas experimentales en que participaron cuatro usuarios con diferentes necesidades funcionales. Este sistema ha demostrado su versatilidad para crear soluciones NPs e híbridas personalizadas y para adaptarse a los requisitos clínicos de individuos con diferentes afecciones neurológicas (LMI e ictus), mostrando un impacto en la cinemática comparable al reportado en la literatura (**Objetivo 2.4**).

5.3. Hipótesis 3

El desarrollo de una estrategia de asistencia personalizada basada en información cinemática mejorará significativamente la eficacia y la comodidad del control de un EV para la asistencia de los miembros inferiores (cadera, rodilla y tobillo), en comparación con los métodos de control estándar.

El uso de EVs ofrece ciertas ventajas con respecto a la terapia convencional, pero no ha demostrado una clara superioridad y los resultados sobre su eficacia son variados. Uno de los factores clave es la estrategia de control óptima. La asistencia personalizada, adaptada a las necesidades del usuario, es un enfoque prometedor, pero enfrenta el desafío de evaluar con precisión las capacidades individuales para ajustar la asistencia de manera óptima. Además, muchos métodos no consideran la perspectiva clínica, lo que genera una brecha entre la evaluación de la marcha y su integración en la terapia robótica. Esto lleva a la necesidad de desarrollo de nuevas estrategias de asistencia personalizadas de acuerdo con las necesidades funcionales del usuario.

En esta línea, se ha propuesto una nueva metodología de personalización de la asistencia en EVs que parte del control de seguimiento de trayectoria tradicional y hace uso de la técnica de DTW para la identificación de necesidades funcionales a partir de la información cinemática, fuente de gran interés en la práctica clínica para valoración objetiva y precisa de la capacidad de marcha (**Objetivo 3.1**). Además, se ha profundizado en el uso de la técnica de DTW aplicada a la marcha y, en concreto, a las trayectorias articulares del GC obteniéndose resultados óptimos de alineación. Por último, se han realizado pruebas de validación en sanos e individuos con LMi en que se ha comparado esta nueva estrategia de asistencia personalizada frente a metodologías de control estándar habituales de la práctica clínica. En ellas se han obtenido resultados comparables al control tradicional de seguimiento de trayectoria, siendo superiores en cuanto a uso seguro del EV, consumo energético, esfuerzo de empleo y percepción de usabilidad, lo que resulta prometedor para su utilización en la práctica clínica (**Objetivo 3.2**).

5.4. Trabajo futuro

En relación con la segmentación automática adaptativa de la marcha se plantean las siguientes líneas de trabajo futuro:

1. Es fundamental ampliar el estudio y optimización de los métodos de filtrado de la información cinemática para reducir de manera efectiva el error temporal en la detección de eventos de la marcha. Además, se debe implementar el uso de estrategias basadas en inteligencia artificial y métodos bayesianos que optimicen automáticamente los parámetros de los umbrales, actualmente obtenidos de forma experimental, mejorando la precisión y adaptabilidad del sistema. Asimismo, es esencial incorporar enfoques que consideren la coordinación interarticular de manera más robusta, lo que contribuirá a una evaluación cinemática más precisa y completa, mejorando la detección de patrones de marcha complejos.
2. Se debe ampliar la evaluación del algoritmo para garantizar su capacidad de adaptación a patrones de marcha más complejos y contextos variados, como la marcha en rampas ascendentes y descendentes, donde las condiciones cinemáticas,

incluidas las variaciones en el ROM, presentan desafíos específicos. Esta exploración permitirá validar su eficacia en entornos funcionales más exigentes y garantizar su aplicabilidad en poblaciones con trastornos neurológicos severos, además de los sujetos con LM y pacientes con ictus que ya han sido evaluados (410).

3. Para optimizar la aplicación de sistemas NPs en contextos de asistencia, se debe investigar el desarrollo de metodologías avanzadas para la detección precisa de la detención del usuario durante la marcha. Este objetivo incluye la exploración de técnicas que permitan interrumpir de manera efectiva la asistencia mediante FES en función del estado dinámico del usuario, garantizando así una adaptación más precisa del sistema a las necesidades reales y cambiantes del usuario en diferentes condiciones de marcha.

En relación con la asistencia con el sistema NP modular mediante la técnica de FES y la metodología de personalización estandarizada:

4. Es necesario validar y evaluar la usabilidad del algoritmo de control en lazo abierto flexible implementado en la última versión software del sistema de NP (Anexo E, [Figura E.2.7](#)) que permite la configuración temporal de la asistencia. Esto supone una capa más de personalización de la asistencia que puede facilitar la adaptación de la misma a las necesidades individuales.
5. Respecto de las limitaciones de la técnica FES, se deben explorar las oportunidades que ofrece la calibración automática implementada para lograr precisar la asistencia necesaria en lazo abierto. Además, se debe explorar la caracterización de la respuesta muscular con este método para establecer una relación entre la respuesta muscular a la asistencia y la fatiga muscular, ayudando a desarrollar nuevos algoritmos de control más robustos y precisos.
6. Es esencial integrar algoritmos de control en lazo cerrado que permitan ajustar la asistencia en tiempo real en función de las necesidades del individuo y que tengan en cuenta los cambios en la respuesta muscular y la fatiga muscular. De esta forma, se podrá conseguir una mayor capacidad de personalización adaptada al contexto y al individuo, simplificando la labor clínica de configuración y agilizando el proceso de personalización tecnológica.
7. Es esencial desarrollar una mayor flexibilidad en la generación de asistencia mediante trenes de pulsos personalizados que operen a frecuencias de estimulación más altas. Esto permitirá implementar estrategias avanzadas de interferencia para mejorar la estimulación de la musculatura profunda utilizando electrodos superficiales. Además, se debe explorar la comodulación de múltiples parámetros de estimulación para evaluar y maximizar los beneficios terapéuticos inducidos, optimizando así la eficacia de las intervenciones en la rehabilitación.

8. Es crucial incorporar los últimos avances y requisitos técnicos de los sistemas de asistencia a la metodología de personalización estandarizada. El objetivo es facilitar una configuración precisa y adaptable para cada usuario, permitiendo al equipo clínico ajustar de manera efectiva los dispositivos según las necesidades individuales. La creación de un marco sistemático que combine innovaciones tecnológicas con criterios de personalización es fundamental para mejorar la eficacia y aplicabilidad de los sistemas de asistencia en diferentes contextos clínicos.

Con relación a la asistencia personalizada mediante EVs basada en las necesidades cinemáticas del individuo:

9. Es esencial desarrollar una metodología para el ajuste individualizado de los umbrales de asistencia en sistemas neuroprotésicos, tanto para ajustes estándar como personalizados en cada articulación. Este avance debe incluir una estrategia de ajuste automático que facilite la tarea clínica y permita lograr un ajuste óptimo de manera más eficiente. Además, se debe explorar la incorporación de una desviación permitida variable a lo largo del GC, lo cual podría mejorar la flexibilidad y precisión del sistema en la adaptación a las necesidades específicas de cada usuario.
10. Es fundamental investigar cómo la variación natural de las fases de marcha puede integrarse en la adaptación dinámica de la velocidad en EVs, con el objetivo de mejorar la comodidad del usuario y explorar su potencial para alcanzar velocidades de marcha más altas. Este enfoque permitirá optimizar la sincronización del dispositivo con los patrones de marcha del usuario, contribuyendo a una marcha más natural y eficiente, y evaluará si estas adaptaciones pueden incrementar la velocidad de marcha de manera efectiva.

5.5. Contribuciones

5.5.1. Solicitud de Patente

Esta tesis doctoral ha contribuido al conocimiento científico con el diseño y desarrollo de un sistema NP modular con capacidad para aplicaciones híbridas FES-robot. El desarrollo fue lo suficientemente novedoso como para dar lugar a una solicitud de registro de patente:

- (Capítulo 3) J.C. Moreno Sastoque, J. Pina, **J. Gil-Castillo**, F. Brunetti, A.J. Del Ama Espinosa. Sistema modular de estimulación eléctrica muscular, con control de potencia. Referencia de patente: ES2921099 A1. 2022 (Número de publicación WO2022171923 A1)

La tecnología desarrollada como resultado del trabajo presentado ha alcanzado un nivel de madurez TRL 6 – 7, lo que plantea un plan futuro de desarrollo y explotación.

5.5.2.Publicaciones científicas

- (Capítulo 3) **Gil-Castillo J**, Alnajjar F, Koutsou A, Torricelli D, Moreno JC. Advances in neuroprosthetic management of foot drop: A review. *J Neuroeng Rehabil.* 2020;17(1):1–19.
- (Capítulo 3) **Gil-Castillo J**, Herrera-Valenzuela D, Torricelli D, Gil-Agudo A, Opisso E, Vidal J, Font-Llagunes JM, del-Ama AJ, Moreno JC., “A new modular neuroprosthesis suitable for hybrid FES-robot applications and tailored assistance,” *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 21, no. 153, pp. 1–24, 2024, doi: <https://doi.org/10.1186/s12984-024-01450-6>
- (Capítulo 3) Herrera-Valenzuela D, **Gil-Castillo J**, Megía-García Á, Pina-de-Paz J, Martín-Martín C, Font-Llagunes JM, et al. Tailored assistance using Functional Electrical Stimulation and a hybrid robot for gait rehabilitation in spinal cord injury and stroke patients: a case series study - Manuscript under review

5.5.3.Contribuciones en congresos y seminarios

- (Capítulo 2) Contribución oral en las X Jornadas AITADIS de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad 2022: **Gil-Castillo, J**; Pina de Paz, J; Herrera-Valenzuela, DS; del-Ama, AJ; Moreno, JC. “Sistema de detección de eventos de la marcha a partir de electrogoniómetros inalámbricos para control de estimulación eléctrica funcional”. X Jornadas AITADIS de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad. 2022. Baiona, España.
- (Capítulo 3) Ponente en las II Jornadas de Investigación en Fisioterapia Neurológica. **Gil-Castillo, J**; Moreno JC. “Sistemas neuroprotésicos que apoyan una atención más personalizada (Proyecto TAILOR)”. II Jornadas de Investigación en Fisioterapia Neurológica. UCLM. 2024. Toledo, España.
- (Capítulo 3) Contribución oral en el XL Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2022): Herrera-Valenzuela, D; **Gil-Castillo, J**; Pina, J; Megía-García, Á; Gil-Agudo, A; Moreno, JC; del Ama, AJ. “Rehabilitación de la marcha asistida por un sistema híbrido personalizable en dos casos de lesión medular incompleta”. CASEIB 2022. Sociedad española de ingeniería biomédica. 2022. España.
- (Capítulo 3) Poster en la Conferencia Dynamic Walking 2021: Peiret, A., **Gil-Castillo, J**, Pina J, Jan M, Moreno JC, del Ama AJ, Font-Llagunes JM. Modelling

Neuromusculoskeletal Response to Functional Electrical Stimulation. Proceedings of the Conference on Dynamic Walking 2021. 2021. Plataforma virtual.

- (Capítulo 3) Herrera-Valenzuela DS, **Gil-Castillo J**, Pina J, Peiret A, Camilo J, Sastoque M, et al. Desarrollo de Sistemas Modulares Robóticos y Neuroprotésicos Personalizables para la Asistencia de la Marcha Patológica a través del Diseño Centrado en el Usuario: proyecto TAILOR. In: XII Simposio CEA de Bioingeniería. 2021.
- (Capítulo 3) Seminario sobre Sistemas Modulares Robóticos y Neuroprotésicos en la Asignatura “Tecnologías de Rehabilitación” del programa de Grado en Ingeniería Biomédica de la Universidad Autónoma de Madrid (2023/2024).

Referencias

1. Feigin VL, Nichols E, Alam T, Bannick MS, Beghi E, Blake N, et al. Global, regional, and national burden of neurological disorders, 1990–2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. *Lancet Neurol.* 2019;18(5):459–80.
2. Steinmetz JD, Seeher KM, Schiess N, Nichols E, Cao B, Servili C, et al. Global, regional, and national burden of disorders affecting the nervous system, 1990–2021: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2021. *Lancet Neurol.* 2024;23(4):344–81.
3. Marquez-Chin C, Popovic MR. Functional electrical stimulation therapy for restoration of motor function after spinal cord injury and stroke: A review. *Biomed Eng Online.* 2020;19(1):1–25.
4. Feigin VL, Vos T, Alahdab F, Amit AML, Bärnighausen TW, Beghi E, et al. Burden of Neurological Disorders across the US from 1990-2017: A Global Burden of Disease Study. *JAMA Neurol.* 2021;78(2):165–76.
5. Amanat M, Vaccaro AR, Salehi M, Rahimi-Movaghar V. Neurological conditions associated with spinal cord injury. *Informatics Med Unlocked* [Internet]. 2019;16:100245. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.imu.2019.100245>
6. Disorders N. National Institute of Neurological Disorders and Stroke FIVE-YEAR STRATEGIC PLAN ON MINORITY HEALTH DISPARITIES. 2002. p. 31.
7. García-Altés A, Pérez K, Novoa A, Suelves JM, Bernabeu M, Vidal J, et al. Spinal cord injury and traumatic brain injury: A cost-of-illness study. *Neuroepidemiology.* 2012;39(2):103–8.
8. Alizadeh A, Dyck SM, Karimi-Abdolrezaee S. Traumatic spinal cord injury: An overview of pathophysiology, models and acute injury mechanisms. *Front Neurol.* 2019;10:1–25.
9. Johnson CO, Nguyen M, Roth GA, Nichols E, Alam T, Abate D, et al. Global, regional, and national burden of stroke, 1990–2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. *Lancet Neurol.* 2019;18(5):439–58.
10. Feigin VL, Stark BA, Johnson CO, Roth GA, Bisignano C, Abady GG, et al. Global, regional, and national burden of stroke and its risk factors, 1990–2019: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2019. *Lancet Neurol.* 2021;20(10):795–820.
11. Ferrari AJ, Santomauro DF, Aali A, Abate YH, Abbafati C, Abbastabar H, et al. Global incidence, prevalence, years lived with disability (YLDs), disability-adjusted life-years (DALYs), and healthy life expectancy (HALE) for 371 diseases and injuries in 204 countries and territories and 811 subnational locations, 1990–2021: a systema. *Lancet.* 2024;403(10440):2133–61.
12. Mohan DM, Khandoker AH, Wasti SA, Ismail Ibrahim Ismail Alali S, Jelinek HF, Khalaf K. Assessment Methods of Post-stroke Gait: A Scoping Review of Technology-Driven Approaches to Gait Characterization and Analysis. *Front Neurol.* 2021;12:1–24.
13. Sloom LH, Van der Krogt MM. Interpreting joint moments and powers in gait. In: *Handbook of Human Motion.* 2018. p. 625–43.

14. Patten C, Lexell J, Brown HE. Weakness and strength training in persons with poststroke hemiplegia: Rationale, method, and efficacy. *J Rehabil Res Dev*. 2004;41(3A):293–312.
15. Patterson KK. *Gait Asymmetry Post-Stroke*. University of Toronto; 2010.
16. Ramakrishnan T. Rehabilitating Asymmetric Gait Using Asymmetry [Internet]. 2017. Available from: <https://scholarcommons.usf.edu/etd%0Ahttps://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=cin20&AN=129489604&site=ehost-live> NS -
17. Ramakrishnan T, Kim SH, Reed KB, Johnson M. Human Gait Analysis Metric for Gait Retraining. *Appl Bionics Biomech*. 2019;1–9.
18. Lofrumento M, Tropea P, Picardi M, Antoniotti P, Micera S, Corbo M, et al. Effects of gait rehabilitation on motor coordination in stroke survivors: an UCM-based approach. *Exp Brain Res [Internet]*. 2021;239(7):2107–18. Available from: <https://doi.org/10.1007/s00221-021-06117-5>
19. Ding W, Hu S, Wang P, Kang H, Peng R, Dong Y, et al. Spinal Cord Injury: The Global Incidence, Prevalence, and Disability From the Global Burden of Disease Study 2019. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2022;47(21):1532–40.
20. Liu Y, Yang X, He Z, Li J, Li Y, Wu Y, et al. Spinal cord injury: global burden from 1990 to 2019 and projections up to 2030 using Bayesian age-period-cohort analysis. *Front Neurol*. 2023;14(December):1–12.
21. Safdarian M, Trinkka E, Rahimi-Movaghar V, Thomschewski A, Aali A, Abady GG, et al. Global, regional, and national burden of spinal cord injury, 1990–2019: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2019. *Lancet Neurol*. 2023;22(11):1026–47.
22. Guzmán A de los R. Definición e implementación de métricas objetivas para la evaluación funcional del miembro superior: aplicación a población con lesión medular cervical. 2015.
23. Sinovas-Alonso I, Gil-Agudo Á, Cano-De-la-cuerda R, Del-Ama AJ. Walking ability outcome measures in individuals with spinal cord injury: A systematic review. *Int J Environ Res Public Health*. 2021;18(18):9517.
24. Esteban-Herreros EB. Función motriz y espasticidad tras la lesión medular incompleta. *Nuevas herramientas de cuantificación*. 2014.
25. Pérez-Nombela S, Barroso F, Torricelli D, De Los Reyes-Guzmán A, Del-Ama AJ, Gómez-Soriano J, et al. Modular control of gait after incomplete spinal cord injury: Differences between sides. *Spinal Cord*. 2017;55(1):79–86.
26. García AH, Velázquez ED, Alonso EO. Análisis sobre la lesión medular en España. 2012.
27. Stolze H, Klebe S, Baecker C, Zechlin C, Friege L, Pohle S, et al. Prevalence of Gait disorders in hospitalized neurological patients. *Mov Disord*. 2005;20(1):89–94.
28. Louie DR, Simpson LA, Ben Mortenson W, Field TS, Yao J, Eng JJ. Prevalence of Walking Limitation after Acute Stroke and Its Impact on Discharge to Home. *Phys Ther*. 2022;102(1):1–9.
29. Semprini R, Sale P, Foti C, Fini M, Franceschini M. Gait impairment in neurological disorders: A new technological approach. *Funct Neurol*. 2009;24(4):179–83.

30. Charlton JM, Eng JJ, Li LC, Hunt MA. Learning Gait Modifications for Musculoskeletal Rehabilitation: Applying Motor Learning Principles to Improve Research and Clinical Implementation. *Phys Ther.* 2021;101(2):1–10.
31. Lam T, Eng JJ, Wolfe DL, Hsieh JTC, Whittaker M. A systematic review of the efficacy of gait rehabilitation strategies for spinal cord injury. *Top Spinal Cord Inj Rehabil.* 2007;13(1):32–57.
32. Labruyère R, Agarwala A, Curt A. Rehabilitation in spine and spinal cord trauma. *Spine (Phila Pa 1976).* 2010;35(21S):259–62.
33. An M, Shaughnessy M. The effects of exercise-based rehabilitation on balance and gait for stroke patients: A systematic review. *J Neurosci Nurs.* 2011;43(6):298–307.
34. Belda-Lois JM, Mena-Del Horno S, Bermejo-Bosch I, Moreno JC, Pons JL, Farina D, et al. Rehabilitation of gait after stroke: A review towards a top-down approach. *J Neuroeng Rehabil* [Internet]. 2011;8(1):66. Available from: <http://www.jneuroengrehab.com/content/8/1/66>
35. Larrea AH. Estudio de los parámetros espaciales de la marcha en la población anciana española y su asociación con resultados adversos de salud [Internet]. Universidad Internacional de Cataluña; 2017. Available from: <https://gaia.org.ar/universidad/>
36. Moissenet F, Armand S. Qualitative and quantitative methods of assessing gait disorders. In: *Orthopedic Management of Children with Cerebral Palsy: A Comprehensive Approach.* 2015. p. 215–40.
37. Mehrholz J, Wagner K, Rutte K, Meißner D, Pohl M. Predictive Validity and Responsiveness of the Functional Ambulation Category in Hemiparetic Patients After Stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007;88(10):1314–9.
38. New PW. Functional outcomes and disability after nontraumatic spinal cord injury rehabilitation: Results from a retrospective study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(2):250–61.
39. Sturt RN, Holland AE, New PW. Walking ability at discharge from inpatient rehabilitation in a cohort of non-traumatic spinal cord injury patients. *Spinal Cord.* 2009;47(10):763–8.
40. Ditunno PL, Ditunno JF. Walking index for spinal cord injury (WISCI II): Scale revision. *Spinal Cord.* 2009;39(12):654–6.
41. Marino RJ, Scivoletto G, Patrick M, Tamburella F, Read MS, Burns AS, et al. Walking index for spinal cord injury version 2 (WISCI-II) with repeatability of the 10-m walk time: Inter- and intrarater reliabilities. *Am J Phys Med Rehabil.* 2010;89(1):7–15.
42. VICON. Award Winning Motion Capture Systems | Vicon [Internet]. [cited 2024 Jul 17]. Available from: <https://www.vicon.com/>
43. BTS Bioengineering. BTS Bioengineering | Motion Capture Systems for Sport & Healthcare [Internet]. [cited 2024 Jul 17]. Available from: <https://www.btsbioengineering.com/>
44. Chen S, Lach J, Lo B, Yang GZ. Toward Pervasive Gait Analysis With Wearable Sensors: A Systematic Review. *IEEE J Biomed Heal Informatics.* 2016;20(6):1521–37.
45. Perry J, Burnfield JM. Gait Analysis: Normal and pathological Function. Vol.

- Second Ed., SLACK Incorporated. 2010. 556 p.
46. Gouelle A, Mégrot F. Interpreting Spatiotemporal Parameters, Symmetry, and Variability in Clinical Gait Analysis. *Handbook of Human Motion*. 2016. 1–20 p.
 47. Willems P-A, Schepens B, Detrembleur C. Marcha normal. *EMC - Kinesiterapia - Med Física* [Internet]. 2012;33(2):1–29. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S1293-2965\(12\)61944-6](http://dx.doi.org/10.1016/S1293-2965(12)61944-6)
 48. Molina F, Carratalá M. La Marcha Humana. *Biomecánica, evaluación y patología*. 2020. 268 p.
 49. Visscher RMS, Sansgiri S, Freslier M, Harlaar J, Brunner R, Taylor WR, et al. Towards validation and standardization of automatic gait event identification algorithms for use in paediatric pathological populations. *Gait Posture* [Internet]. 2021;86:64–9. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.02.031>
 50. Schutte LM, Narayanan U, Stout JL, Selber P, Gage JR, Schwartz MH. An index for quantifying deviations from normal gait. *Gait Posture*. 2000;11(1):25–31.
 51. Arellano-González JC, Medellín-Castillo HI, Cervantes-Sánchez JJ, Vidal-Lesso A. A Practical Review of the Biomechanical Parameters Commonly Used in the Assessment of Human Gait. *Rev Mex Ing Biomed*. 2021;42(3):6–27.
 52. Benedetti MG, Catani F, Leardini A, Pignotti E, Giannini S. Data management in gait analysis for clinical applications. *Clin Biomech*. 1998;13(3):204–15.
 53. Severini G, Manca M, Ferraresi G, Caniatti LM, Cosma M, Baldasso F, et al. Evaluation of Clinical Gait Analysis parameters in patients affected by Multiple Sclerosis: Analysis of kinematics. *Clin Biomech*. 2017;45(April):1–8.
 54. Herrera-Valenzuela D, Sinovas-Alonso I, Moreno JC, Gil-Agudo Á, del-Ama AJ. Derivation of the Gait Deviation Index for Spinal Cord Injury. *Front Bioeng Biotechnol*. 2022;10(July):1–13.
 55. Sinovas-Alonso I, Herrera-Valenzuela D, De-Los-Reyes-Guzmán A, Cano-de-la-Cuerda R, Del-Ama AJ, Gil-Agudo Á. Construct Validity of the Gait Deviation Index for People With Incomplete Spinal Cord Injury (GDI-SCI). *Neurorehabil Neural Repair*. 2023;37(10):705–15.
 56. Błazkiewicz M, Wit A. Comparison of sensitivity coefficients for joint angle trajectory between normal and pathological gait. *Acta Bioeng Biomech*. 2012;14(1):83–91.
 57. Sohn WJ, Tan AQ, Hayes HB, Pochiraju S, Deffeyes J, Trumbower RD. Variability of Leg Kinematics during Overground Walking in Persons with Chronic Incomplete Spinal Cord Injury. *J Neurotrauma*. 2018;35(21):2519–29.
 58. Awai L, Bolliger M, Ferguson AR, Courtine G, Curt A. Influence of Spinal Cord Integrity on Gait Control in Human Spinal Cord Injury. *Neurorehabil Neural Repair*. 2016;30(6):562–72.
 59. Sánchez N, Finley JM. Individual Differences in Locomotor Function Predict the Capacity to Reduce Asymmetry and Modify the Energetic Cost of Walking Poststroke. *Neurorehabil Neural Repair*. 2018;32(8):701–13.
 60. Ramakrishnan T, Lahiff CA, Reed KB. Comparing gait with multiple physical asymmetries using consolidated metrics. *Front Neurobot*. 2018;12:1–12.
 61. Guzik A, Drużbicki M, Perenc L, Wolan-Nieroda A, Turolla A, Kiper P. Establishing

- the Minimal Clinically Important Differences for Sagittal Hip Range of Motion in Chronic Stroke Patients. *Front Neurol*. 2021;12:1–10.
62. Nadeau S, Duclos C, Bouyer L, Richards CL. Guiding task-oriented gait training after stroke or spinal cord injury by means of a biomechanical gait analysis. In: *Progress in Brain Research*. 2011. p. 161–80.
 63. Manella, PT, MT C, Backus, PhD, PT D. Gait Characteristics, Range of Motion, and Spasticity Changes in Response to Massage in a Person with Incomplete Spinal Cord Injury: Case Report. *Int J Ther Massage Bodyw Res Educ Pract*. 2011;4(1):28–39.
 64. Kim CM, Eng JJ. Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: Relationship to walking speed. *Gait Posture*. 2004;20(2):140–6.
 65. Werner C, Gönel M, Lerch I, Curt A, Demkó L. Data-driven characterization of walking after a spinal cord injury using inertial sensors. *J Neuroeng Rehabil* [Internet]. 2023;20(1):1–14. Available from: <https://doi.org/10.1186/s12984-023-01178-9>
 66. Truong M. Quantifying Gait Characteristics and Neurological Effects in people with Spinal Cord Injury using Data-Driven Techniques. 2024.
 67. Morone G, Paolucci S, Cherubini A, De Angelis D, Venturiero V, Coiro P, et al. Robot-assisted gait training for stroke patients: Current state of the art and perspectives of robotics. *Neuropsychiatr Dis Treat*. 2017;13:1303–11.
 68. Pennycott A, Wyss D, Vallery H, Klamroth-Marganska V, Riener R. Towards more effective robotic gait training for stroke rehabilitation: A review. *J Neuroeng Rehabil*. 2012;9(1):1–13.
 69. Spiess MR, Steenbrink F, Esquenazi A. Getting the Best Out of Advanced Rehabilitation Technology for the Lower Limbs: Minding Motor Learning Principles. *PM R* [Internet]. 2018;10(9):S165–73. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2018.06.007>
 70. Eng JJ, Tang PF. Gait training strategies to optimize walking ability in people with stroke: A synthesis of the evidence. *Expert Rev Neurother*. 2007;7(10):1417–36.
 71. Low KH. Recent Development and Trends of Clinical-Based Gait Rehabilitation Robots - Intelligent Assistive Robots. In: *Robotics ST in A, editor. Intelligent Assistive Robots* [Internet]. Intelligent Assistive Robots. Springer Tracts in Advanced Robotics; 2015. p. 35. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-12922-8>
 72. Jamwal PK, Hussain S, Ghayesh MH. Robotic orthoses for gait rehabilitation: An overview of mechanical design and control strategies. In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2020. p. 444–57.
 73. Deng W, Papavasileiou I, Qiao Z, Zhang W, Lam KY, Han S. Advances in Automation Technologies for Lower Extremity Neurorehabilitation: A Review and Future Challenges. *IEEE Rev Biomed Eng*. 2018;11:289–305.
 74. Mikolajczyk T, Ciobanu I, Badea DI, Iliescu A, Pizzamiglio S, Schauer T, et al. Advanced technology for gait rehabilitation: An overview. *Adv Mech Eng*. 2018;10(7):1–19.

75. La Rosa G, Avola M, Di Gregorio T, Calabrò RS, Onesta MP. Gait Recovery in Spinal Cord Injury: A Systematic Review with Metanalysis Involving New Rehabilitative Technologies. *Brain Sci.* 2023;13(5):703–20.
76. Teodoro J, Fernandes S, Castro C, Fernandes JB. Current Trends in Gait Rehabilitation for Stroke Survivors: A Scoping Review of Randomized Controlled Trials. *J Clin Med.* 2024;13(5):1358.
77. Phadke V, Sharma R, Sharma N, Mitra S. Global Research Trends on Gait Rehabilitation in Individuals With Spinal Cord Injury- A Bibliometric Analysis. *Glob Spine J.* 2024;0(0):1–12.
78. Gad A. Functional Electrical Stimulation (FES): Clinical successes and failures to date. *J Nov Physiother Rehabil.* 2018;2(3):080–6.
79. Rodríguez-Fernández A, Lobo-Prat J, Font-Llagunes JM. Systematic review on wearable lower-limb exoskeletons for gait training in neuromuscular impairments. *J Neuroeng Rehabil.* 2021;18(1):1–21.
80. Gil-Castillo J, Alnajjar F, Koutsou A, Torricelli D, Moreno JC. Advances in neuroprosthetic management of foot drop: A review. *J Neuroeng Rehabil.* 2020;17(1):1–19.
81. Melo PL, Silva MT, Martins JM, Newman DJ. Technical developments of functional electrical stimulation to correct drop foot: Sensing, actuation and control strategies. *Clin Biomech* [Internet]. 2015;30(2):101–13. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.11.007>
82. Bogue R. Exoskeletons and robotic prosthetics: A review of recent developments. *Ind Rob.* 2009;36(5):421–7.
83. Bernhardt M, Frey M, Colombo G, Riener R. Hybrid force-position control yields cooperative behaviour of the rehabilitation robot LOKOMAT. In: *IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics.* 2005. p. 536–9.
84. Van Asseldonk EHF, Van Der Kooij H. Robot-Aided Gait Training with LOPES. In: *Neurorehabilitation Technology.* 2012. p. 379–96.
85. Banala SK, Kim SH, Agrawal SK, Scholz JP. Robot assisted gait training with active leg exoskeleton (ALEX). *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2009;17(1):2–8.
86. Tan K, Koyama S, Sakurai H, Teranishi T, Kanada Y, Tanabe S. Wearable robotic exoskeleton for gait reconstruction in patients with spinal cord injury: A literature review. *J Orthop Transl* [Internet]. 2021;28:55–64. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jot.2021.01.001>
87. Shi D, Zhang W, Zhang W, Ding X. A Review on Lower Limb Rehabilitation Exoskeleton Robots. *Chinese J Mech Eng (English Ed* [Internet]. 2019;32:74. Available from: <https://doi.org/10.1186/s10033-019-0389-8>
88. Esquenazi A, Talaty M, Jayaraman A. Powered Exoskeletons for Walking Assistance in Persons with Central Nervous System Injuries: A Narrative Review. *PM&R* [Internet]. 2016;9(1):46–62. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.pmrj.2016.07.534>
89. Gardner AD, Potgieter J, Noble FK. A review of commercially available exoskeletons' capabilities. In: *24th International Conference on Mechatronics and Machine Vision in Practice (M2VIP).* 2017. p. 1–5.
90. Chang SR, Kobetic R, Audu ML, Quinn RD, Triolo RJ. Powered Lower-Limb

- Exoskeletons to Restore Gait for Individuals with Paraplegia - a Review. *Case Orthop J* [Internet]. 2015;12(1):75–80. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28004009><http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC5166705>
91. Kawamoto H, Sankai Y. Comfortable power assist control method for walking aid by HAL-3. In: *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*. 2002. p. 447–52.
 92. Satoh H, Kawabata T, Sankai Y. Bathing care assistance with robot suit HAL. In: *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*. 2009. p. 498–503.
 93. Esquenazi A, Talaty M, Packel A, Saulino M. The Rewalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury. *Am J Phys Med Rehabil*. 2012;91(11):911–21.
 94. Zeilig G, Weingarden H, Zwecker M, Dudkiewicz I, Bloch A, Esquenazi A. Safety and tolerance of the ReWalk™ exoskeleton suit for ambulation by people with complete spinal cord injury: A pilot study. *J Spinal Cord Med*. 2012;35(2):96–101.
 95. Kolakowsky-Hayner SA. Safety and Feasibility of using the Ekso™ Bionic Exoskeleton to Aid Ambulation after Spinal Cord Injury. *J Spine*. 2013;1–8.
 96. Høyer E, Opheim A, Jørgensen V. Implementing the exoskeleton Ekso GTTM for gait rehabilitation in a stroke unit—feasibility, functional benefits and patient experiences. *Disabil Rehabil Assist Technol* [Internet]. 2022;17(4):473–9. Available from: <https://doi.org/10.1080/17483107.2020.1800110>
 97. Hartigan C, Kandilakis C, Dalley S, Clausen M, Wilson E, Morrison S, et al. Mobility outcomes following five training sessions with a powered exoskeleton. *Top Spinal Cord Inj Rehabil*. 2015;21(2):93–9.
 98. Tefertiller C, Hays K, Jones J, Jayaraman A, Hartigan C, Bushnik T, et al. Initial Outcomes from a Multicenter Study Utilizing the Indego Powered Exoskeleton in Spinal Cord Injury. *Top Spinal Cord Inj Rehabil*. 2018;24(1):78–85.
 99. Jyräkoski T, Merilampi S, Puustinen J, Kärki A. Over-ground robotic lower limb exoskeleton in neurological gait rehabilitation: User experiences and effects on walking ability. *Technol Disabil*. 2021;33(1):53–63.
 100. Farris RJ, Quintero HA, Goldfarb M. Preliminary Evaluation of a Powered Lower Limb Orthosis to Aid Walking in Paraplegic Individuals. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2011;19(6):652–9.
 101. Farris RJ, Quintero HA, Murray SA, Ha KH, Hartigan C, Goldfarb M. A Preliminary Assessment of Legged Mobility Provided by a Lower Limb Exoskeleton for Persons With Paraplegia. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2016;22(3):482–90.
 102. Murray SA, Ha KH, Hartigan C, Goldfarb M. An assistive control approach for a lower-limb exoskeleton to facilitate recovery of walking following stroke. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2015;23(3):441–9.
 103. Barbareschi G, Richards R, Thornton M, Carlson T, Holloway C. Statically vs dynamically balanced gait: Analysis of a robotic exoskeleton compared with a human. In: *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*. 2015. p. 6728–31.

104. Wang S, Wang L, Meijneke C, Van Asseldonk E, Hoellinger T, Cheron G, et al. Design and Control of the MINDWALKER Exoskeleton. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2015;23(2):277–86.
105. Cumplido-Trasmonte C, Ramos-Rojas J, Delgado-Castillejo E, Garcés-Castellote E, Puyuelo-Quintana G, Destarac-Eguizabal MA, et al. Effects of ATLAS 2030 gait exoskeleton on strength and range of motion in children with spinal muscular atrophy II: a case series. *J Neuroeng Rehabil* [Internet]. 2022;19(1):1–10. Available from: <https://doi.org/10.1186/s12984-022-01055-x>
106. Delgado E, Cumplido C, Ramos J, Garcés E, Puyuelo G, Plaza A, et al. ATLAS2030 Pediatric Gait Exoskeleton: Changes on Range of Motion, Strength and Spasticity in Children With Cerebral Palsy. A Case Series Study. *Front Pediatr.* 2021;9:1–9.
107. Andrade RM, Sapienza S, Bonato P. Development of a “transparent operation mode” for a lower-limb exoskeleton designed for children with cerebral palsy. In: *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics.* IEEE; 2019. p. 512–7.
108. Gurriet T, Tucker M, Duburcq A, Boeris G, Ames AD. Towards Variable Assistance for Lower Body Exoskeletons. *IEEE Robot Autom Lett.* 2020;5(1):266–73.
109. Brunet M, Pétriaux M, Di Meglio F, Petit N. Enabling safe walking rehabilitation on the exoskeleton Atalante: experimental results. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA).* 2023. p. 12652–8.
110. Goffredo M, Iacovelli C, Russo E, Pournajaf S, Blasi C Di, Galafate D, et al. Stroke Gait Rehabilitation: A Comparison of End-Effector, Overground Exoskeleton and Conventional Gait Training. *Appl Sci.* 2019;9(13):2627.
111. Nedergård H, Arumugam A, Sandlund M, Bråndal A, Häger CK. Effect of robotic-assisted gait training on objective biomechanical measures of gait in persons post-stroke: a systematic review and meta-analysis. *J Neuroeng Rehabil* [Internet]. 2021;18(1):1–22. Available from: <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00857-9>
112. Calafiore D, Negrini F, Tottoli N, Ferraro F, Ozyemisci-taskiran O, de Sire A. Efficacy of robotic exoskeleton for gait rehabilitation in patients with subacute stroke: a systematic review. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2022;58(1):1–8.
113. Fisahn C, Aach M, Jansen O, Moisi M, Mayadev A, Pagarigan KT, et al. The Effectiveness and Safety of Exoskeletons as Assistive and Rehabilitation Devices in the Treatment of Neurologic Gait Disorders in Patients with Spinal Cord Injury: A Systematic Review. *Glob Spine J.* 2016;6(8):822–41.
114. Plaza A, Hernandez M, Puyuelo G, Garces E, Garcia E. Wearable rehabilitation exoskeletons of the lower limb: analysis of versatility and adaptability. *Disabil Rehabil Assist Technol* [Internet]. 2020;18(4):392–406. Available from: <https://doi.org/10.1080/17483107.2020.1858976>
115. Koelewijn AD, Audu M, Del-Ama AJ, Colucci A, Font-Llagunes JM, Gogeoascoechea A, et al. Adaptation strategies for personalized gait neuroprosthetics. *Front Neurorobot.* 2021;15(December):1–8.
116. Alon G. Functional Electrical Stimulation (FES): Transforming Clinical Trials to Neuro-Rehabilitation Clinical Practice- A Forward Perspective. *J Nov Physiother.* 2013;3:176.
117. Pierella C, Giang C, Pirondini E, Kinany N, Coscia M, Miehlbradt J, et al. Personalizing Exoskeleton-Based Upper Limb Rehabilitation Using a Statistical Model: A Pilot Study. In: *Converging Clinical and Engineering Research on*

- Neurorehabilitation III. 2018. p. 117–21.
118. Ferrante S, Bejarano NC, Ambrosini E, Nardone A, Turcato AM, Monticone M, et al. A personalized multi-channel FES controller based on muscle synergies to support gait rehabilitation after stroke. *Front Neurosci.* 2016;10:425.
 119. Correira A, Martins JM, Santos CP. Functional Electrical Stimulation for Gait Rehabilitation. In: XV Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing – MEDICON 2019. 2019. p. 1954–66.
 120. Anaya F, Thangavel P, Yu H. Hybrid FES–robotic gait rehabilitation technologies: a review on mechanical design, actuation, and control strategies. *Int J Intell Robot Appl.* 2018;2(1):1–28.
 121. Guntara A, Rahyussalim AJ. The uses of lower limb exoskeleton, functional electrical stimulation, and future improvements for leg paralysis management - A systematic review. In: AIP Conference Proceedings. 2021. p. 1–7.
 122. Moreno JC, Mohammed S, Sharma N, Del-Ama AJ. Hybrid wearable robotic exoskeletons for human walking. In: *Wearable Robotics: Systems and Applications.* INC; 2019. p. 347–64.
 123. Font-Llagunes JM, Lugris U, Clos D, Javier Alonso F, Cuadrado J. Design, control, and pilot study of a lightweight and modular robotic exoskeleton for walking assistance after spinal cord injury. *J Mech Robot.* 2020;12(3):1–9.
 124. Lambrecht S, Harutyunyan A, Tanghe K, Afschrift M, De Schutter J, Jonkers I. Real-time gait event detection based on kinematic data coupled to a biomechanical model. *Sensors.* 2017;17(4):671.
 125. Prasanth H, Caban M, Keller U, Courtine G, Ijspeert A, Vallery H, et al. Wearable Sensor-Based Real-Time Gait Detection: A Systematic Review. *Sensors.* 2021;21(8):2727.
 126. Contreras-Vidal JL, Kilicarslan A, Huang H, Grossman RG. Human-centered design of wearable neuroprostheses and exoskeletons. *AI Mag.* 2015;36(4):12–22.
 127. Moreno JC, Font-llagunes JM, Antonio J. TAILOR: Patient-Specific Hybrid Wearable Systems for Walking Rehabilitation. In: *International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering.* 2021. p. 3.
 128. Herrera-Valenzuela DS, Gil-Castillo J, Pina J, Peiret A, Camilo J, Sastoque M, et al. Desarrollo de Sistemas Modulares Robóticos y Neuroprotésicos Personalizables para la Asistencia de la Marcha Patológica a través del Diseño Centrado en el Usuario: proyecto TAILOR. In: XII Simposio CEA de Bioingeniería. 2021. p. 50–5.
 129. del Ama AJ, Moreno JC, Font-Llagunes JM. El proyecto TAILOR: sistemas para la asistencia de la marcha. *Sobre ruedas* [Internet]. 2021;(107):22–30. Available from: <http://hdl.handle.net/2117/361461>
 130. Schauer T, Fosch-Villaronga E, Moreno JC. Fusing Electrical Stimulation and Wearable Robots with Humans to Restore and Enhance Mobility. In: *Cyber-Physical-Human Systems: Fundamentals and Applications, IEEE.* 2023. p. 329–63.
 131. Peiret A, Gil-Castillo J, Pina J, Jan M, Moreno JC, Ama-espinosa A Del, et al. Modelling Neuromusculoskeletal Response to Functional Electrical Stimulation. In: *Proceedings of the Conference on Dynamic Walking 2021.* 2021. p. 1.
 132. Herrera-Valenzuela D, Gil-castillo J, Pina-de-Paz J, Megía-García Á, Gil-Agudo Á, Moreno JC, et al. Rehabilitación de la marcha asistida por un sistema híbrido

- personalizable en dos casos de lesión medular incompleta. In: Libro de Actas del XL Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2022). 2022. p. 328–31.
133. Gil-Castillo J, Herrera-Valenzuela D, Torricelli D, Gil-Agudo Á, Opisso E, Vidal J, et al. A new modular neuroprosthesis suitable for hybrid FES-robot applications and tailored assistance. *J Neuroeng Rehabil*. 2024;21(153):1–24.
 134. Herrera-Valenzuela D, Díaz-Peña L, Redondo-Galán C, Arroyo MJ, Cascante-Gutiérrez L, Gil-Agudo Á, et al. A qualitative study to elicit user requirements for lower limb wearable exoskeletons for gait rehabilitation in spinal cord injury. *J Neuroeng Rehabil*. 2023;20(1):1–17.
 135. Herrera-Valenzuela D, Meyer JT, del-Ama AJ, Moreno JC, Gassert R, Lambercy O. Towards a validated glossary of usability attributes for the evaluation of wearable robotic devices. *J Neuroeng Rehabil* [Internet]. 2024;21(1):1–14. Available from: <https://doi.org/10.1186/s12984-024-01312-1>
 136. Herrera-Valenzuela D, Gil-Castillo J, Megía-García Á, Pina-de-Paz J, Martín-Martín C, Font-Llagunes JM, et al. Tailored assistance using Functional Electrical Stimulation and a hybrid robot for gait rehabilitation in spinal cord injury and stroke patients: a case series study - Manuscript under review.
 137. Han Y, Liu C, Zhang B, Zhang N, Wang S, Han M, et al. Measurement, Evaluation, and Control of Active Intelligent Gait Training Systems—Analysis of the Current State of the Art. *Electron*. 2022;11(10):1633.
 138. Melo NB, Dórea CET, Alsina PJ, Araújo M V. Joint trajectory generator for powered orthosis based on gait modelling using PCA and FFT. *Robotica*. 2018;36(3):395–407.
 139. Koopman B, van Asseldonk EHF, Van der Kooij H. Speed-dependent reference joint trajectory generation for robotic gait support. *J Biomech* [Internet]. 2014;47(6):1447–58. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.01.037>
 140. Ding G, Georgilas I, Plummer A. A Deep Learning Model with a Self-Attention Mechanism for Leg Joint Angle Estimation across Varied Locomotion Modes. *Sensors*. 2024;24(1):211.
 141. Yang C, Yu L, Xu L, Yan Z, Hu D, Zhang S, et al. Current developments of robotic hip exoskeleton toward sensing, decision, and actuation: A review. *Wearable Technol*. 2022;3(e15):1–27.
 142. Gouda A, Andrysek J. Rules-Based Real-Time Gait Event Detection Algorithm for Lower-Limb Prosthesis Users during Level-Ground and Ramp Walking. *Sensors*. 2022;22(8888):1–12.
 143. Nandy A, Chakraborty S, Chakraborty J, Venture G. Gait segmentation and event detection techniques. In: *Modern Methods for Affordable Clinical Gait Analysis*. 2021. p. 57–70.
 144. Barroso FO, Torricelli D, Molina-Rueda F, Alguacil-Diego IM, Cano-de-la-Cuerda R, Santos C, et al. Combining muscle synergies and biomechanical analysis to assess gait in stroke patients. *J Biomech* [Internet]. 2017;63:98–103. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.08.006>
 145. Khan W. Pathological Gait Abnormality Detection and Segmentation by Processing the Hip Joints Motion Data to Support Mobile Gait Rehabilitation. *Res Med Eng Sci*. 2019;7(3):754–62.

146. Vu HTT, Dong D, Cao HL, Verstraten T, Lefeber D, Vanderborght B, et al. A review of gait phase detection algorithms for lower limb prostheses. *Sensors*. 2020;20(14):1–19.
147. Ye J, Wu H, Wu L, Long J, Zhang Y, Chen G, et al. An Adaptive Method for Gait Event Detection of Gait Rehabilitation Robots. *Front Neurorobot*. 2020;14(38):1–11.
148. Schicketmueller A, Rose G, Hofmann M. Feasibility of a sensor-based gait event detection algorithm for triggering functional electrical stimulation during robot-assisted gait training. *Sensors*. 2019;19(21):4804.
149. Li C, He Y, Chen T, Chen X, Tian S. Real-Time Gait Event Detection for a Lower Extremity Exoskeleton Robot by Infrared Distance Sensors. *IEEE Sens J*. 2021;21(23):27116–23.
150. Ding S, Ouyang X, Liu T, Li Z, Yang H. Gait event detection of a lower extremity exoskeleton robot by an intelligent IMU. *IEEE Sens J*. 2018;18(23):9728–35.
151. Kalathe M, Agarwa S, Sampath V, Daniel J. Gait Event Detection System for the Control of Lower Limb Exoskeleton: Review and Future Requirements. *Int J Biomed Clin Eng*. 2021;10(2):14–28.
152. Arshad MZ, Jamsrandorj A, Kim J, Mun K. Gait Events Prediction Using Hybrid CNN-RNN-Based Deep Learning Models through a Single Waist-Worn Wearable Sensor. *Sensors*. 2022;22(8226):1–17.
153. Romijnders R, Warmerdam E, Hansen C, Schmidt G, Maetzler W. A Deep Learning Approach for Gait Event Detection from a Single Shank-Worn IMU: Validation in Healthy and Neurological Cohorts. *Sensors*. 2022;22(3859):1–15.
154. Rueterbories J, Spaich EG, Larsen B, Andersen OK. Methods for gait event detection and analysis in ambulatory systems. *Med Eng Phys [Internet]*. 2010;32(6):545–52. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.03.007>
155. Zhang B, Jiang S, Wei D, Marschollek M, Zhang W. State of the art in gait analysis using wearable sensors for healthcare applications. *Proc - 2012 IEEE/ACIS 11th Int Conf Comput Inf Sci ICIS 2012*. 2012;213–8.
156. Romijnders R, Warmerdam E, Hansen C, Welzel J, Schmidt G, Maetzler W. Validation of IMU-based gait event detection during curved walking and turning in older adults and Parkinson's Disease patients. *J Neuroeng Rehabil [Internet]*. 2021;18(1):1–10. Available from: <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00828-0>
157. Netuková S, Bejtíc M, Malá C, Horáková L, Kutílek P, Kauler J, et al. Lower Limb Exoskeleton Sensors: State-of-the-Art. *Sensors*. 2022;22(23):9091.
158. Hislop J, Isaksson M, McCormick J, Hensman C. Validation of 3-space wireless inertial measurement units using an industrial robot. *Sensors*. 2021;21(20):1–13.
159. Rodríguez-Fernández A, Lobo-Prat J, Font-Llagunes JM. Systematic review on wearable lower-limb exoskeletons for gait training in neuromuscular impairments. *J Neuroeng Rehabil [Internet]*. 2021;18(1):1–21. Available from: <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00815-5>
160. Bronner S, Agraharasamakulam S, Ojofeitimi S. Reliability and validity of electrogoniometry measurement of lower extremity movement. *J Med Eng Technol*. 2010;34(3):232–42.
161. Moriguchi C, Sato T, Gil Coury H. Ankle movements during normal gait evaluated

- by flexible electrogoniometer. *Rev Bras Fisioter.* 2007;11(3):205–11.
162. Huddleston J, Alaiti A, Goldvasser D, Scarborough D, Freiberg A, Rubash H, et al. Ambulatory measurement of knee motion and physical activity: Preliminary evaluation of a smart activity monitor. *J Neuroeng Rehabil.* 2006;3(21):1–10.
163. Rowe P, Myles C, Hillmann S, Hazlewood M. Validation of flexible electrogoniometry as a measure of joint kinematics. *Physiotherapy.* 2001;87(9):479–88.
164. Urwin SG, Kader DF, Caplan N, St. Clair Gibson A, Stewart S. Validation of an electrogoniometry system as a measure of knee kinematics during activities of daily living. *J Musculoskelet Res.* 2013;16(1):1–24.
165. Sun Y, Tang Y, Zheng J, Dong D, Chen X, Bai L. From sensing to control of lower limb exoskeleton: a systematic review. *Annu Rev Control [Internet].* 2022;53(August 2021):83–96. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.arcontrol.2022.04.003>
166. de Miguel-Fernández J, Lobo-Prat J, Prinsen E, Font-Llagunes JM, Marchal-Crespo L. Control strategies used in lower limb exoskeletons for gait rehabilitation after brain injury: a systematic review and analysis of clinical effectiveness. *J Neuroeng Rehabil [Internet].* 2023;20(1):1–28. Available from: <https://doi.org/10.1186/s12984-023-01144-5>
167. Negi S, Sharma S, Sharma N. FSR and IMU sensors-based human gait phase detection and its correlation with EMG signal for different terrain walk. *Sens Rev.* 2020;41(3):235–45.
168. Zahradka N, Verma K, Behboodi A, Bodt B, Wright H, Lee SCK. An evaluation of three kinematic methods for gait event detection compared to the kinetic-based ‘gold standard.’ *Sensors.* 2020;20(18):1–15.
169. O’Connor CM, Thorpe SK, O’Malley MJ, Vaughan CL. Automatic detection of gait events using kinematic data. *Gait Posture.* 2007;25(3):469–74.
170. Desailly E, Daniel Y, Sardain P, Lacouture P. Foot contact event detection using kinematic data in cerebral palsy children and normal adults gait. *Gait Posture.* 2009;29(1):76–80.
171. Dumphart B, Slijepcevic D, Unglaube F, Kranzl A, Zeppelzauer M, Baca A, et al. An automated deep learning-based gait event detection algorithm for various pathologies. In: 30th Annual Meeting of the European Society for Movement Analysis in Adults and Children (ESMAC). 2021. p. 97–8.
172. Tomc M, Matjačić Z. Real-Time Gait Event Detection with Adaptive Frequency Oscillators from a Single Head-Mounted IMU. *Sensors.* 2023;23(12):1–12.
173. Figueiredo J, Félix P, Costa L, Moreno JC, Santos CP. Gait Event Detection in Controlled and Real-life Situations: Repeated Measures from Healthy Subjects. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2018;26(10):1945–56.
174. Farrell TR, Weir RF. The optimal controller delay for myoelectric prostheses. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2007;15(1):111–8.
175. Pérez-Ibarra JC, Williams H, Siqueira AAG, Krebs HI. Real-Time Identification of Impaired Gait Phases Using a Single Foot-Mounted Inertial Sensor: Review and Feasibility Study. In: Proceedings of the IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics. 2018. p. 1157–62.

176. Zhou H, Ji N, Samuel OW, Cao Y, Zhao Z, Chen S, et al. Towards Real-Time Detection of Gait Events on and Peak Heuristics Algorithm. *Sensors*. 2016;16(10):1634.
177. Hanlon M, Anderson R. Real-time gait event detection using wearable sensors. *Gait Posture*. 2009;30(4):523–7.
178. Miyake T, Kobayashi Y, Fujie MG, Sugano S. Gait event detection based on inter-joint coordination using only angular information. *Adv Robot* [Internet]. 2020;34(18):1190–200. Available from: <https://doi.org/10.1080/01691864.2020.1803126>
179. Iijima H, Takahashi M. State of the Field of waist-mounted sensor algorithm for gait events detection: A scoping review. *Gait Posture* [Internet]. 2020;79:152–61. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.03.021>
180. Shaikh UQ, Shahzaib M, Shakil S, Bhatti FA, Aamir Saeed M. Robust and adaptive terrain classification and gait event detection system. *Heliyon* [Internet]. 2023;9(11):e21720. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2023.e21720>
181. Nüesch C, Roos E, Pagenstert G, Mündermann A. Measuring joint kinematics of treadmill walking and running: Comparison between an inertial sensor based system and a camera-based system. *J Biomech* [Internet]. 2017;57:32–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.03.015>
182. McGinley JL, Baker R, Wolfe R, Morris ME. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait Posture*. 2009;29(3):360–9.
183. Son K, Park J, Park S. Variability analysis of lower extremity joint kinematics during walking in healthy young adults. *Med Eng Phys*. 2009;31(7):784–92.
184. Winter DA. Kinematic and kinetic patterns in human gait: Variability and compensating effects. *Hum Mov Sci*. 1984;3(1–2):51–76.
185. Taniel S. Winner, Michael C. Rosenberg, Berman GJ, Kesar TM, Ting LH. Gait signature changes with walking speed are similar among able-bodied young adults despite persistent individual-specific differences. *Sci Rep* [Internet]. 2024;14:19730. Available from: <https://doi.org/10.1101/2024.05.01.591976>
186. Moreira L, Figueiredo J, Fonseca P, Vilas-Boas JP, Santos CP. Lower limb kinematic, kinetic, and EMG data from young healthy humans during walking at controlled speeds. *Sci Data*. 2021;8:103.
187. Kempinski K, Awad LN, Buchanan TS, Higginson JS, Knarr BA. Dynamic structure of lower limb joint angles during walking post-stroke. *J Biomech* [Internet]. 2018;68:1–5. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.12.019>
188. Balaban B, Tok F. Gait Disturbances in Patients With Stroke. *PM R* [Internet]. 2014;6(7):635–42. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.pmrj.2013.12.017>
189. Nie J, Jiang M, Botta A, Takeda Y. An adaptive gait event detection method based on stance point for walking assistive devices. *Sensors Actuators A Phys* [Internet]. 2023;364(October):114842. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.sna.2023.114842>
190. Pérez-Ibarra JC, Siqueira AAG, Krebs HI. Adaptive Gait Phase Segmentation Based on the Time-Varying Identification of the Ankle Dynamics: Technique and Simulation Results. In: *Proceedings of the IEEE RAS and EMBS International*

- Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics. 2020. p. 734–9.
191. Romero MAS. Valoración de la marcha humana. Universidad Nacional Autónoma de México; 2009.
 192. Kawalec JS. Mechanical testing of foot and ankle implants. In: *Mechanical Testing of Orthopaedic Implants*. Elsevier Ltd.; 2017. p. 231–53.
 193. Bari MA, Mir HN, Parrey JA, Ateeq A, Ajhar A, Muslem WH Al, et al. Exploring variations in gait patterns and joint motion characteristics in school-aged children across different walking speeds: a comprehensive motion analysis study. *J Med Life*. 2023;16(6):895–903.
 194. Kim HS, Chung SC, Choi MH, Gim SY, Kim WR, Tack GR, et al. Primary and secondary gait deviations of stroke survivors and their association with gait performance. *J Phys Ther Sci*. 2016;28(9):2634–40.
 195. Ota S, Ueda M, Aimoto K, Suzuki Y, Sigward SM. Acute influence of restricted ankle dorsiflexion angle on knee joint mechanics during gait. *Knee* [Internet]. 2014;21(3):669–75. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2014.01.006>
 196. Drefus LC, Hafer JF, Scher DM. Simulated Ankle Equinus Affects Knee Kinematics During Gait. *HSS J*. 2016;12(1):39–43.
 197. Huang CH, Aydemir B, Foucher KC. Sagittal plane ankle kinetics are associated with dynamic hip range of motion and gait efficiency in women with hip osteoarthritis. *J Orthop Res*. 2023;41(3):555–61.
 198. Lebedowska MK, Wentz TM, Dufour M. The influence of foot position on body dynamics. *J Biomech*. 2009;42(6):762–6.
 199. Van Der Salm A, Nene A V., Maxwell DJ, Veltink PH, Hermens HJ, Ijzerman MJ. Gait impairments in a group of patients with incomplete spinal cord injury and their relevance regarding therapeutic approaches using functional electrical stimulation. *Artif Organs*. 2005;29(1):8–14.
 200. Das R, Hooda N, Kumar N. A Novel Approach for Real-Time Gait Events Detection Using Developed Wireless Foot Sensor Module. *IEEE Sensors Lett*. 2019;3(6):1–4.
 201. Ghoussayni S, Stevens C, Durham S, Ewins D. Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals. *Gait Posture*. 2004;20(3):266–72.
 202. Catalfamo P, Ghoussayni S, Ewins D. Gait Event Detection on Level Ground and Incline Walking Using a Rate Gyroscope. *Sensors*. 2010;10:5683–702.
 203. Rácz K, Kiss RM. Marker displacement data filtering in gait analysis: A technical note. *Biomed Signal Process Control*. 2021;70:1–5.
 204. Allseits EK, Agrawal V, Prasad A, Bennett C, Kim KJ. Characterizing the Impact of Sampling Rate and Filter Design on the Morphology of Lower Limb Angular Velocities. *IEEE Sens J*. 2019;19(11):4115–22.
 205. Chornoboy ES. Initialization for Improved IIR Filter Performance. *IEEE Trans Signal Process*. 1992;40(3):543–50.
 206. Hámalek J, Vondra V, Kasal M. The Elimination of Baseline Distortions Induced by Audio Filters. *J Magn Reson*. 1994;110(2):194–7.
 207. Mogheer HS, Turulin II. Reduction approach of transient process overshoot in controlled tunable low pass digital filter. *Izv SFedU Eng Sci*. 2022;(3):202–10.

208. Dewald K, Bersier A, Gardella PJ, Jacoby D. IIR filter transient suppression by signal shifting. In: 2014 IEEE Biennial Congress of Argentina, ARGENCON 2014. 2014. p. 153–8.
209. Mahdiani S, Jeyhani V, Vehkaoja A. A review of transient suppression methods of IIR notch filters used for power-line interference rejection in ECG measurement. In: IFMBE Proceedings. 2016. p. 151–6.
210. Howarth SJ, Callaghan JP. The rule of 1 s for padding kinematic data prior to digital filtering: Influence of sampling and filter cutoff frequencies. *J Electromyogr Kinesiol* [Internet]. 2009;19(5):875–81. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.03.010>
211. Meng X, Yu H, Tham MP. Gait Phase Detection in Able-bodied Subjects and Dementia Patients. In: 35th Annual International Conference of the IEEE EMBS. 2013. p. 4907–10.
212. Boutaayamou M, Schwartz C, Stamatakis J, Denoël V, Maquet D, Forthomme B, et al. Development and validation of an accelerometer-based method for quantifying gait events. *Med Eng Phys*. 2015;37(2):226–32.
213. Storm FA, Buckley CJ, Mazzà C. Gait event detection in laboratory and real life settings: Accuracy of ankle and waist sensor based methods. *Gait Posture* [Internet]. 2016;50(March 2017):42–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.08.012>
214. Huang C, Fukushima K, Wang Z, Nihey F, Kajitani H, Nakahara K. Method for Estimating Temporal Gait Parameters concerning Bilateral Lower Limbs of Healthy Subjects Using a Single In-Shoe Motion Sensor through a Gait Event Detection Approach. *Sensors*. 2022;22(1):351.
215. Fadillioglu C, Stetter BJ, Kra FC, Sell S, Stein T. Automated gait event detection for a variety of locomotion tasks using a novel gyroscope-based algorithm. *Gait Posture*. 2020;81:102–8.
216. Carbonaro N, Lorussi F, Tognetti A. Assessment of a Smart Sensing Shoe for Gait Phase Detection in Level Walking. *Electronics*. 2016;5(4):78.
217. Teufl W, Lorenz M, Miezal M, Taetz B, Fröhlich M, Bleser G. Towards Inertial Sensor Based Mobile Gait Analysis: Event-Detection and Spatio-Temporal Parameters. *Sensors*. 2018;19(1):38.
218. Salis F, Bertuletti S, Bonci T, Croce U Della, Mazzà C, Cereatti A. A method for gait events detection based on low spatial resolution pressure insoles data. *J Biomech*. 2021;127:110687.
219. Warmerdam E, Romijnders R, Geritz J, Elshehabi M, Maetzler C, Otto JC, et al. Proposed mobility assessments with simultaneous full-body inertial measurement units and optical motion capture in healthy adults and neurological patients for future validation studies: Study protocol. *Sensors*. 2021;21(17):1–13.
220. Filtjens B, Nieuwboer A, D’cruz N, Spildooren J, Slaets P, Vanrumste B. A data-driven approach for detecting gait events during turning in people with Parkinson’s disease and freezing of gait. *Gait Posture* [Internet]. 2020;80:130–6. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.05.026>
221. Gouwanda D, Gopalai AA. A robust real-time gait event detection using wireless gyroscope and its application on normal and altered gaits. *Med Eng Phys*. 2015;37(2):219–25.

222. Pham MH, Elshehabi M, Haertner L, Del Din S, Srulijes K, Heger T, et al. Validation of a step detection algorithm during straight walking and turning in Patients with Parkinson's disease and older adults using an inertial measurement unit at the lower back. *Front Neurol*. 2017;8:1–9.
223. Khandelwal S, Wickström N. Evaluation of the performance of accelerometer-based gait event detection algorithms in different real-world scenarios using the MAREA gait database. *Gait Posture*. 2017;51:84–90.
224. Pérez-ibarra JC, Siqueira AAG, Krebs HI. Real-Time Identification of Gait Events in Impaired Subjects using a Single-IMU Foot-Mounted Device. *IEEE Sens J*. 2019;20(5):2616–24.
225. Zahradka N, Behboodi A, Wright H, Bodt B, Lee S. Evaluation of Gait Phase Detection Delay Compensation Strategies to Control a Gyroscope-Controlled Functional Electrical Stimulation System During Walking. *Sensors*. 2019;19(11):2471.
226. Flood MW, O'Callaghan BPF, Lowery MM. Gait Event Detection from Accelerometry Using the Teager-Kaiser Energy Operator. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2020;67(3):658–66.
227. Kim YK, Visscher RMS, Viehweger E, Singh NB, Taylor WR, Vogl F. A deep-learning approach for automatically detecting gait-events based on foot-marker kinematics in children with cerebral palsy-Which markers work best for which gait patterns? *PLoS One* [Internet]. 2022;17(10):e0275878. Available from: <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0275878>
228. Chiasson-Poirier L, Younesian H, Turcot K, Sylvestre J. Detecting Gait Events from Accelerations Using Reservoir Computing. *Sensors*. 2022;22(19):7180.
229. Slemenšek J, Fister I, Geršak J, Bratina B, van Midden VM, Pirtošek Z, et al. Human Gait Activity Recognition Machine Learning Methods. *Sensors*. 2023;23(2):745.
230. Jamsrandorj A, Jung D, Sravan K, Zeeshan M, Mun K, Kim J. Deep Learning Networks for View-independent Gait Events Detection. *SSRN Electron J*. 2022;1–15.
231. VICON. Lower body modeling with Plug-in Gait [Internet]. [cited 2024 Sep 5]. Available from: <https://help.vicon.com/space/Nexus216/11605140/Lower+body+modeling+with+Plug-in+Gait>
232. Feng Y, Max L. Accuracy and Precision of a Custom Camera-Based System for 2-D and 3-D Motion Tracking During Speech and Nonspeech Motor Tasks. *J Speech, Lang Hear Res*. 2014;57(2):426–38.
233. Naghibi SS, Maleki A, Fallah A, Ghassemi F, Zargaripour E. Electrogoniometer error compensation, for hand position measurement during planar reaching movements. *Biomed Signal Process Control* [Internet]. 2023;85:104795. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2023.104795>
234. Ronsse R, Lenzi T, Vitiello N, Koopman B, Van Asseldonk E, De Rossi SMM, et al. Oscillator-based assistance of cyclical movements: Model-based and model-free approaches. *Med Biol Eng Comput*. 2011;49(10):1173–85.
235. Liu DX, Wu X, Du W, Wang C, Xu T. Gait phase recognition for lower-limb exoskeleton with only joint angular sensors. *Sensors*. 2016;16(10):1–21.

236. Sato T de O, Coury HJCG, Hansson GÅ. Improving goniometer accuracy by compensating for individual transducer characteristics. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008;19(4):704–9.
237. Foltran FA, Silva LCCB, Sato TO, Coury HJCG. Wrist electrogoniometry: are current mathematical correction procedures effective in reducing crosstalk in functional assessment? *Rev Bras Fisioter.* 2013;17(1):32–40.
238. Karamian BA, Siegel N, Nourie B, Serruya MD, Heary RF, Harrop JS, et al. The role of electrical stimulation for rehabilitation and regeneration after spinal cord injury. *J Orthop Traumatol.* 2022;23(1):1–17.
239. Lee Y, Kim K. The influence of gait training combined with portable functional electrical stimulation on motor function, balance and gait ability in stroke patients. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2022;35(6):1171–8.
240. Shin HE, Kim M, Lee D, Jang JY, Soh Y, Yun DH, et al. Therapeutic effects of functional electrical stimulation on physical performance and muscle strength in post-stroke older adults: a review. *Ann Geriatr Med Res.* 2022;26(1):16–24.
241. Roman NA, Tuchel VI, Nicolau C, Grigorescu O-D, Necula R. Functional electrostimulation in patients affected by the most frequent central motor neuron disorders - a scoping review. *Appl Sci.* 2023;13(6):3732.
242. RaviChandran N, Aw K, McDaid A. Automatic calibration of electrode arrays for dexterous neuroprostheses: a review. *Biomed Phys Eng Express.* 2023;9(5):1–13.
243. García-Aguirre R, Torres-Treviño L, Quiroz-Compeán G, Rodríguez-Liñan A. Development of a muscle electrical stimulation parameter selection method with an intelligent system. *Eng Appl Artif Intell.* 2023;121(March):106167.
244. Popovic MR, Keller T. Modular transcutaneous functional electrical stimulation system. *Med Eng Phys.* 2005;27(1):81–92.
245. Zhang D, Guan TH, Widjaja F, Ang WT. Functional electrical stimulation in rehabilitation engineering: A survey. In: *i-CREATE 2007 - Proceedings of the 1st International Convention on Rehabilitation Engineering and Assistive Technology in Conjunction with 1st Tan Tock Seng Hospital Neurorehabilitation Meeting.* 2007. p. 221–6.
246. Chaikho L, Clark E, Raison M. Transcutaneous Functional Electrical Stimulation Controlled by a System of Sensors for the Lower Limbs: A Systematic Review. *Sensors.* 2022;22(24):9812.
247. Trout MA, Harrison AT, Brinton MR, George JA. A portable, programmable, multichannel stimulator with high compliance voltage for noninvasive neural stimulation of motor and sensory nerves in humans. *Sci Rep.* 2023;13(1):1–14.
248. Ward T, Grabham N, Freeman C, Wei Y, Hughes AM, Power C, et al. Multichannel biphasic muscle stimulation system for post stroke rehabilitation. *Electronics.* 2020;9(7):1–13.
249. Cerone GL, Giangrande A, Vieira T, Pisaturo D, Ionescu M, Gazzoni M, et al. Design of a programmable and modular neuromuscular electrical stimulator integrated into a wireless body sensor network. *IEEE Access.* 2021;9:163284–96.
250. Popović-Maneski L, Mateo S. MotiMove: Multi-purpose transcutaneous functional electrical stimulator. *Artif Organs.* 2022;46(10):1970–9.
251. Tarulli M, Huerta SC, Prodic A, Popovic MR, Lehn PW. Merged Flyback-SC-Based

- Output Stage for Versatile Portable Transcutaneous Electrical Stimulators. *IEEE J Emerg Sel Top Power Electron.* 2016;4(1):318–31.
252. Dunkelberger N, Schearer EM, O'Malley MK. A review of methods for achieving upper limb movement following spinal cord injury through hybrid muscle stimulation and robotic assistance. *Exp Neurol.* 2020;328(August 2019):113274.
253. Mercado-Gutierrez JA, Dominguez R, Hernandez-Popo I, Quinzaños-Fresnedo J, Vera-Hernandez A, Leija-Salas L, et al. A Flexible Pulse Generator Based on a Field Programmable Gate Array Architecture for Functional Electrical Stimulation. *Front Neurosci.* 2022;15(702781):1–17.
254. Kilgore KL, Smith B, Campean A, Hart RL, Lambrecht JM, Buckett JR, et al. Powering strategies for implanted multi-function neuroprostheses for spinal cord injury. *Healthc Technol Lett.* 2020;7(3):81–6.
255. Makowski N, Campean A, Lambrecht J, Buckett J, Coburn J, Hart R, et al. Design and Testing of Stimulation and Myoelectric Recording Modules in an Implanted Distributed Neuroprosthetic System. *IEEE Trans Biomed Circuits Syst.* 2021;15(2):281–93.
256. Andreu D, Sijobert B, Toussaint M, Fattal C, Azevedo-Coste C, Guiraud D. Wireless electrical stimulators and sensors network for closed loop control in rehabilitation. *Front Neurosci.* 2020;14(117):1–12.
257. Qu H, Xie Y, Liu X, He X, Hao M, Bao Y, et al. Development of network-based multichannel neuromuscular electrical stimulation system for stroke rehabilitation. *J Rehabil Res Dev.* 2016;53(2):263–78.
258. Loeb GE, Peck RA, Moore WH, Hood K. BION™ system for distributed neural prosthetic interfaces. *Med Eng Phys.* 2001;23(1):9–18.
259. Weber DJ, Stein RB, Chan KM, Loeb GE, Richmond FJ., Rolf R, et al. Functional electrical stimulation using microstimulators to correct foot drop: a case study. *Can J Physiol Pharmacol* [Internet]. 2004;82(8–9):784–92. Available from: <http://www.nrcresearchpress.com/doi/abs/10.1139/y04-078>
260. Jovičić NS, Saranovac L V., Popović DB. Wireless distributed functional electrical stimulation system. *J Neuroeng Rehabil.* 2012;9(1):1–10.
261. Qu H, Wang T, Hao M, Shi P, Zhang W, Wang G, et al. Development of a network FES system for stroke rehabilitation. In: *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS.* IEEE; 2011. p. 3119–22.
262. Cerone GL, Vieira TMM, Botter A, Gazzoni M. Design of a Wireless, Modular and Programmable Neuromuscular Electrical Stimulator. In: *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS.* IEEE; 2019. p. 3815–8.
263. Nohama P, Nunes Nogueira Neto G, Ranciaro M. Hybrid Neuroprosthesis for Lower Limbs. In: *Prosthesis.* 2019. p. 1–18.
264. Khantan M, Avery M, Aung PT, Zarin RM, Hammelef E, Shawki N, et al. The NuroSleeve, a user-centered 3D printed hybrid orthosis for individuals with upper extremity impairment. *J Neuroeng Rehabil.* 2023;20(1):1–19.
265. Chang SR, Kobetic R, Triolo RJ. Hybrid exoskeletons to restore gait in individuals with paralysis from spinal cord injury. In: *Wearable Robotics: Systems and*

- Applications. INC; 2020. p. 335–46.
266. Ward AR. Electrical Stimulation Using Kilohertz-Frequency Alternating Current. *Phys Ther.* 2009;89(2):181–90.
 267. Ohara H, Hasegawa S. DualEMS: Two-Channel Arbitrary Waveform Electrical Muscle Stimulation Device to Design Interference Stimulation. In: *Proceedings of the Augmented Humans International Conference.* 2022. p. 195–202.
 268. Koutsou AD, Moreno JC, Del Ama AJ, Rocon E, Pons JL. Advances in selective activation of muscles for non-invasive motor neuroprostheses. *J Neuroeng Rehabil.* 2016;13(56):1–12.
 269. Moineau B, Marquez-Chin C, Alizadeh-Meghbrazi M, Popovic MR. Garments for functional electrical stimulation: Design and proofs of concept. *J Rehabil Assist Technol Eng.* 2019;6:2055668319854340.
 270. Gutiérrez-Martínez J. Neuroprostheses: Significance in Gait Rehabilitation. In: *Advanced Technologies for the Rehabilitation of Gait and Balance Disorders, Biosystems & Biorobotics* 19. 2018. p. 427–46.
 271. Casco S, Fuster I, Galeano R, Moreno JC, Pons JL, Brunetti F. Towards an ankle neuroprosthesis for hybrid robotics: Concepts and current sources for functional electrical stimulation. In: *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics.* 2017. p. 1660–5.
 272. Koutsou A. Improved Functional Electrical Stimulation (FES) systems for optimized selectivity. 2021.
 273. Imatz-Ojanguren E, Sánchez-Márquez G, Asiain-Aristu JR, Cueto-Mendo J, Jaunarena-Goicoechea E, Zabaleta H, et al. A foot drop compensation device based on surface multi-field functional electrical stimulation—Usability study in a clinical environment. *J Rehabil Assist Technol Eng.* 2019;6:1–13.
 274. Crema A, Malešević N, Furfaro I, Raschellà F, Pedrocchi A, Micera S. A Wearable Multi-Site System for NMES-Based Hand Function Restoration. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2018;26(2):428–40.
 275. Shokur S, Mazzoni A, Schiavone G, Weber DJ, Micera S. A modular strategy for next-generation upper-limb sensory-motor neuroprostheses. *Med.* 2021;2(8):912–37.
 276. Kilgore KL, Anderson KD, Peckham PH. Neuroprosthesis for individuals with spinal cord injury. *Neurol Res.* 2023;45(10):893–905.
 277. Pedrocchi A, Ferrante S, Ambrosini E, Gandolla M, Casellato C, Schauer T, et al. MUNDUS project: MULTimodal Neuroprosthesis for daily Upper limb Support. *J Neuroeng Rehabil.* 2013;10(66):1–20.
 278. Doucet BM, Lam A, Griffin L. Neuromuscular Electrical Stimulation for Skeletal Muscle Function. *Yale J Biol Med.* 2012;85(2):201–15.
 279. Quandt F, Hummel FC. The influence of functional electrical stimulation on hand motor recovery in stroke patients: A review. *Exp Transl Stroke Med.* 2014;6(1):1–7.
 280. Kristensen MGH, Busk H, Wienecke T. Neuromuscular Electrical Stimulation Improves Activities of Daily Living Post Stroke: A Systematic Review and Meta-analysis. *Arch Rehabil Res Clin Transl.* 2022;4(1):100167.
 281. Fang CY, Lien ASY, Tsai JL, Yang HC, Chan HL, Chen RS, et al. The Effect and

- Dose-Response of Functional Electrical Stimulation Cycling Training on Spasticity in Individuals With Spinal Cord Injury: A Systematic Review With Meta-Analysis. *Front Physiol.* 2021;12(November):1–14.
282. Ltd B. Equipment for DAQ Research & Clinical Rehab | Biometrics Ltd [Internet]. [cited 2024 Jan 4]. Available from: <https://www.biometricsltd.com/index.htm>
 283. Souza DC de, Gaiotto M do C, Nogueira Neto GN, Castro MCF de, Nohama P. Power amplifier circuits for functional electrical stimulation systems. *Res Biomed Eng.* 2017;33(2):144–55.
 284. Loreiro M, Britez S, Casco S, Moreno JC, Pons JL, Brunetti F. Neuroprosthetic device for functional training, compensation or rehabilitation of lower limbs during gait. In: *International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering, NER.* 2019. p. 1183–6.
 285. Khan A, Li K, Wei N. Integrated design of functional electrical stimulator and transcutaneous electrical nerve stimulator on a single prototype. In: *2021 6th IEEE International Conference on Advanced Robotics and Mechatronics, ICARM 2021.* 2021. p. 453–8.
 286. LattePanda. LattePanda Alpa - an intel Core i5-8210Y x86 Single Board Computer [Internet]. [cited 2024 Jan 15]. Available from: <https://www.lattepanda.com/lattepanda-alpha>
 287. Aksöz E, Luder M, Laubacher M, Riener R, Binder-Macleod S, Hunt K. Stochastically modulated inter-pulse intervals to increase the efficiency of functional electrical stimulation cycling. *J Rehabil Assist Technol Eng.* 2018;5(April 11):1–6.
 288. Ruslee R, Miller J, Gollee H. Investigation of different stimulation patterns with doublet pulses to reduce muscle fatigue. *J Rehabil Assist Technol Eng.* 2019;6(March 22):1–10.
 289. Kesar TM, Perumal R, Reisman DS, Jancosko A, Rudolph KS, Higginson JS, et al. Functional electrical stimulation of ankle plantarflexor and dorsiflexor muscles: Effects on poststroke gait. *Stroke.* 2009;40(12):3821–7.
 290. Bogataj U, Gros N, Kljajic M, Acimovic-Janezic R. Enhanced rehabilitation of gait after stroke: A case report of a therapeutic approach using multichannel functional electrical stimulation. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 1997;5(2):221–32.
 291. Electronics M. XW1E-BV404M-R IDEC:Mouser [Internet]. [cited 2024 Jan 5]. Available from: <https://www.mouser.es/ProductDetail/199-XW1EBV404MR>
 292. De Miguel-Fernandez J, Rodríguez-Fernández A, Morey-Olivé P, Lobo-Prat J, Font-Llagunes JM. Biomechanical Effects of a Passive Hip Structure in a Knee Exoskeleton for People with Spinal Cord Injury: A Comparative Case Study. In: *Proceedings of the IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics.* 2020. p. 797–802.
 293. Wright MA, Herzog F, Mas-Vinyals A, Carnicero-Carmona A, Lobo-Prat J, Hensel C, et al. Multicentric investigation on the safety, feasibility and usability of the ABLE lower-limb robotic exoskeleton for individuals with spinal cord injury: a framework towards the standardisation of clinical evaluations. *J Neuroeng Rehabil.* 2023;20(45):1–18.
 294. Rodríguez-Fernández A, Lobo-Prat J, Tarragó R, Chaverri D, Iglesias X, Guirao-Cano L, et al. Comparing walking with knee-ankle-foot orthoses and a knee-

- powered exoskeleton after spinal cord injury: a randomized, crossover clinical trial. *Sci Rep*. 2022;12(1):1–16.
295. Lenhart RL, Francis CA, Lenz AL, Thelen DG. Empirical evaluation of gastrocnemius and soleus function during walking. *J Biomech*. 2014;47(12):2969–74.
 296. Lee YH, Yong SY, Kim SH, Kim JH, Shinn JM, Kim Y, et al. Functional electrical stimulation to ankle dorsiflexor and plantarflexor using single foot switch in patients with hemiplegia from hemorrhagic stroke. *Ann Rehabil Med*. 2014;38(3):310–6.
 297. Tenniglo MJB, Buurke JH, Prinsen EC, Kottink AIR, Nene A V., Rietman JS. Influence of functional electrical stimulation of the hamstrings on knee kinematics in stroke survivors walking with stiff knee gait. *J Rehabil Med*. 2018;50(8):719–24.
 298. Marchant S, Michael S, Milner L, Tang K-T. Effects of timing parameter changes on the gait of functional electrical stimulation users with drop foot. *J Rehabil Assist Technol Eng*. 2019;6:2055668319859142.
 299. Zahradka N, Behboodi A, Sansare A, Lee SCK. Evaluation of individualized functional electrical stimulation-induced acute changes during walking: A case series in children with cerebral palsy. *Sensors*. 2021;21(13):1–15.
 300. Aout T, Begon M, Jegou B, Peyrot N, Caderby T. Effects of Functional Electrical Stimulation on Gait Characteristics in Healthy Individuals: A Systematic Review. *Sensors*. 2023;23(8684):1–23.
 301. Chen G, Ma L, Song R, Li L, Wang X, Tong K. Speed-adaptive control of functional electrical stimulation for dropfoot correction. *J Neuroeng Rehabil*. 2018;15(1):1–11.
 302. Alibeji NA, Kirsch NA, Sharma N. A Muscle Synergy-Inspired Adaptive Control Scheme for a Hybrid Walking Neuroprosthesis. *Front Bioeng Biotechnol*. 2015;3(203):1–13.
 303. Alibeji N, Kirsch N, Sharma N. An adaptive low-dimensional control to compensate for actuator redundancy and FES-induced muscle fatigue in a hybrid neuroprosthesis. *Control Eng Pract*. 2017;59(July):204–19.
 304. Alibeji NA, Molazadeh V, Dicianno BE, Sharma N. A control scheme that uses dynamic postural synergies to coordinate a hybrid walking neuroprosthesis: Theory and experiments. *Front Neurosci*. 2018;12(159):1–15.
 305. Makowski NS, Fitzpatrick MN, Triolo RJ, Reyes RD, Quinn RD, Audu M. Biologically Inspired Optimal Terminal Iterative Learning Control for the Swing Phase of Gait in a Hybrid Neuroprosthesis: A Modeling Study. *Bioengineering*. 2022;9(2):1–18.
 306. Lewis CL, Sahrman SA. Effect of posture on hip angles and moments during gait. *Man Ther*. 2015;20(1):176–82.
 307. Zahradka N, Behboodi A, Wright H, Bodt B, Lee S. Evaluation of Gait Phase Detection Delay Compensation Strategies to Control a Gyroscope-Controlled Functional Electrical Stimulation System During Walking. *Sensors*. 2019;19(2471):1–13.
 308. Behboodi A, Zahradka N, Alesi J, Wright H, Lee SCK. Use of a Novel Functional Electrical Stimulation Gait Training System in 2 Adolescents with Cerebral Palsy: A Case Series Exploring Neurotherapeutic Changes. *Phys Ther*. 2019;99(6):739–47.

309. Seel T, Werner C, Raisch J, Schauer T. Iterative learning control of a drop foot neuroprosthesis — Generating physiological foot motion in paretic gait by automatic feedback control. *Control Eng Pract* [Internet]. 2016;48:87–97. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.conengprac.2015.11.007>
310. J-del-Ama A, Comino-Suarez N, Martinez-Martin J, Gil-Agudo Á, Moreno JC, Spaich EG. Pilot study on the combination of robotic gait training with stimulation of the withdrawal reflex in patients with spinal cord injury. In: XXIV Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society (IFESS). Artificial Organs; 2021. p. E103–5.
311. Brunetti F, Garay Á, Moreno JC, Pons JL. Enhancing functional electrical stimulation for emerging rehabilitation robotics in the framework of hyper project. In: IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. 2011. p. 1–13.
312. Miguel-Fernandez J de, Lobo-prat J, Prinsen E, Font-llagunes JM, Marchal-Crespo L. Control strategies used in lower limb exoskeletons for gait rehabilitation after brain injury : a systematic review and analysis of clinical effectiveness. *J Neuroeng Rehabil*. 2023;20(1):23.
313. Mounis SY, Azlan NZ. Assist-as-Needed Control Strategies for Upper Limb Rehabilitation Therapy: A Review. *J Mek*. 2019;42:57–74.
314. Fricke SS, Bayón C, Rocon E, van der Kooij H, van Asseldonk EHF. Performance-Based Adaptive Assistance Controller for Stroke Survivors. In: Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation III ICNR 2018 Biosystems & Biorobotics. 2019. p. 302–306.
315. Arquilla M, Pisotta I, Tamburella F, Tagliamonte NL, Masciullo M, Wu AR, et al. Walking Assistance of Subjects with Spinal Cord Injury with an Ankle Exoskeleton and Neuromuscular Controller. In: Wearable Robotics: Challenges and Trends WeRob 2018 Biosystems & Biorobotics. 2019. p. 304–308.
316. Müller P, Del Ama AJ, Moreno JC, Schauer T. Adaptive multichannel FES neuroprosthesis with learning control and automatic gait assessment. *J Neuroeng Rehabil*. 2020;17(1):1–20.
317. del Ama AJ, Gil-Agudo Á, Pons JL, Moreno JC. Hybrid FES-robot cooperative control of ambulatory gait rehabilitation exoskeleton. *J Neuroeng Rehabil*. 2014;11(27):1–15.
318. Baud R, Manzoori AR, Ijspeert A, Bouri M. Review of control strategies for lower-limb exoskeletons to assist gait. *J Neuroeng Rehabil* [Internet]. 2021;18(1):1–34. Available from: <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00906-3>
319. Zhang L, Guo S, Sun Q. Development and assist-as-needed control of an end-effector upper limb rehabilitation robot. *Appl Sci*. 2020;10(19):6684.
320. Tu X, Li M, Liu M, Si J, Huang H. A Data-Driven Reinforcement Learning Solution. In: IEEE International Conference on Robotics and Automation, ICRA 2021. 2021. p. 10610–6.
321. Bortole M. Robotic Exoskeleton With an Asist Assist-as-Needed Control Strategy for Gait Rehabilitation After Stroke. 2014.
322. Pehlivan AU, Losey DP, Omalley MK. Minimal Assist-as-Needed Controller for Upper Limb Robotic Rehabilitation. *IEEE Trans Robot*. 2016;32(1):113–24.
323. Mounis SYA, Azlan NZ, Sado F. Assist-as-needed robotic rehabilitation strategy

- based on z-spline estimated functional ability. *IEEE Access*. 2020;8:157557–71.
324. Maggioni S, Lünenburger L, Riener R, Curt A, Bolliger M, Melendez-Calderon A. Assessing walking ability using a robotic gait trainer: opportunities and limitations of assist-as-needed control in spinal cord injury. *J Neuroeng Rehabil* [Internet]. 2023;20(1):1–22. Available from: <https://doi.org/10.1186/s12984-023-01226-4>
 325. Mounis SYA, Azlan NZ, Sado F. Assist-as-needed control strategy for upper-limb rehabilitation based on subject's functional ability. *Meas Control*. 2019;52(9–10):1354–61.
 326. Cao J, Xie SQ, Das R, Zhu GL. Control strategies for effective robot assisted gait rehabilitation: The state of art and future prospects. *Med Eng Phys* [Internet]. 2014;36(12):1555–66. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.08.005>
 327. Escalona MJ, Bourbonnais D, Goyette M, Duclos C, Gagnon DH. Wearable exoskeleton control modes selected during overground walking affect muscle synergies in adults with a chronic incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord Ser Cases* [Internet]. 2020;6:26. Available from: <http://dx.doi.org/10.1038/s41394-020-0269-6>
 328. Meng W, Liu Q, Zhou Z, Ai Q, Sheng B, Xie SS. Recent development of mechanisms and control strategies for robot-assisted lower limb rehabilitation. *Mechatronics* [Internet]. 2015;31:132–45. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.mechatronics.2015.04.005>
 329. Luo L, Peng L, Wang C, Hou ZG. A Greedy Assist-as-Needed Controller for Upper Limb Rehabilitation. *IEEE Trans Neural Networks Learn Syst*. 2019;30(11):3433–43.
 330. Jradi R, Rifai H, Amirat Y, Mohammed S. Adaptive based Assist-as-needed control strategy for Ankle movement assistance. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. 2023. p. 12672–8.
 331. Pezeshki L, Sadeghian H, Keshmiri M, Chen X, Haddadin S. Cooperative Assist-as-Needed Control for Robotic Rehabilitation: A Two-Player Game Approach. *IEEE Robot Autom Lett*. 2023;8(5):2852–9.
 332. Zou C, Zeng C, Huang R, Peng Z, Zhang J, Cheng H. Online gait learning with Assist-As-Needed control strategy for post-stroke rehabilitation exoskeletons. *Robotica*. 2024;42(2):319–31.
 333. Asl HJ, Yamashita M, Narikiyo T, Kawanishi M. Field-Based Assist-as-Needed Control Schemes for Rehabilitation Robots. *IEEE/ASME Trans Mechatronics*. 2020;25(4):2100–11.
 334. Mounis SYA, Azlan NZ, Fatai S. Progress based assist-as-needed control strategy for upper-limb rehabilitation. In: *Proceedings - 2017 IEEE Conference on Systems, Process and Control, ICSPC 2017*. 2017. p. 65–70.
 335. Naghavi N, Akbarzadeh A, Tahamipour-Z. SM, Kardan I. Assist-As-Needed control of a hip exoskeleton based on a novel strength index. *Rob Auton Syst* [Internet]. 2020;134:103667. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.robot.2020.103667>
 336. Lopes J, Pinheiro C, Figueiredo J, Reis LP, Santos CP. Assist-as-needed Impedance Control Strategy for a Wearable Ankle Robotic Orthosis. In: *IEEE International Conference on Autonomous Robot Systems and Competitions (ICARSC)*. 2020. p. 10–5.

337. Li N, Yang Y, Li G, Yang T, Wang Y, Chen W, et al. Multi-Sensor Fusion-Based Mirror Adaptive Assist-as-Needed Control Strategy of a Soft Exoskeleton for Upper Limb Rehabilitation. *IEEE Trans Autom Sci Eng.* 2024;21(1):475–87.
338. Yihun Y, Adhikari V, Majidirad A, Desai J. Task-Based Knee Rehabilitation With Assist-as-Needed Control Strategy and Recovery Tracking System. *ASME J Med Diagnostics.* 2020;3(2):021110.
339. Cao Y, Chen X, Zhang M, Huang J. Adaptive Position Constrained Assist-as-Needed Control for Rehabilitation Robots. *IEEE Trans Ind Electron.* 2024;71(4):4059–68.
340. Chen G, Ye J, Liu Q, Duan L, Li W, Wu Z, et al. Adaptive control strategy for gait rehabilitation robot to assist-when-needed. In: 2018 IEEE International Conference on Real-Time Computing and Robotics, RCAR 2018. 2018. p. 538–43.
341. Lopes J, Pinheiro C, Figueiredo J, Reis LP, Santos CP. Assist-as-needed Impedance Control Strategy for a Wearable Ankle Robotic Orthosis. In: IEEE International Conference on Autonomous Robot Systems and Competitions (ICARSC). 2020. p. 10–5.
342. Asl HJ, Narikiyo T, Kawanishi M. An Assist-as-Needed Velocity Field Control Scheme for Rehabilitation Robots. In: IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems. 2018. p. 3322–7.
343. Whittle MW. Clinical gait analysis: A review. *Hum Mov Sci.* 1996;15(3):369–87.
344. Davis RB. Reflections on clinical gait analysis. *J Electromyogr Kinesiol.* 1997;7(4):251–7.
345. Webster JB, Darter BJ. Principles of Normal and Pathologic Gait. In: Atlas of Orthoses and Assistive Devices, Fifth Edition [Internet]. Fifth Edit. Elsevier Inc.; 2018. p. 49-62.e1. Available from: <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-48323-0.00004-4>
346. Ko B-W, Song W-K. Kinematic Comparison of Gait Rehabilitation with Exoskeleton and End-Effector Devices. In: Wearable Robotics: Challenges and Trends Biosystems & Biorobotics [Internet]. 2017. p. 213–7. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-46532-6>
347. Pinto-Fernandez D, Torricelli D, Sanchez-Villamanan MDC, Aller F, Mombaur K, Conti R, et al. Performance Evaluation of Lower Limb Exoskeletons: A Systematic Review. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2020;28(7):1573–83.
348. Campagnini S, Liuzzi P, Mannini A, Riener R, Carrozza MC. Effects of control strategies on gait in robot-assisted post-stroke lower limb rehabilitation: a systematic review. *J Neuroeng Rehabil* [Internet]. 2022;19(1):1–16. Available from: <https://doi.org/10.1186/s12984-022-01031-5>
349. Agrawal SK, Banala SK, Fattah A, Sangwan V, Krishnamoorthy V, Scholz JP, et al. Assessment of motion of a swing leg and gait rehabilitation with a gravity balancing exoskeleton. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2007;15(3):410–20.
350. Chowdhury A, Nishad SS, Meena YK, Dutta A, Prasad G. Hand-Exoskeleton Assisted Progressive Neurorehabilitation Using Impedance Adaptation Based Challenge Level Adjustment Method. *IEEE Trans Haptics.* 2019;12(2):128–40.
351. Gil-Castillo J, Barria P, Aguilar Cárdenas R, Baleta Abarza K, Andrade Gallardo A, Biskupovic Mancilla A, et al. A Robot-Assisted Therapy to Increase Muscle Strength in Hemiplegic Gait Rehabilitation. *Front Neurobot.* 2022;16:837494.

352. Zou C, Huang R, Cheng H, Qiu J. Learning gait models with varying walking speeds. *IEEE Robot Autom Lett*. 2021;6(1):183–90.
353. Marinou G, Sloot L, Mombaur K. Towards efficient lower-limb exoskeleton evaluation: defining biomechanical metrics to quantify assisted gait familiarization. In: 9th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob). 2022. p. 1–8.
354. Favennec A, Frère J, Mornieux G. Changes in Human Motor Behavior during the Familiarization with a Soft Back-Support Occupational Exoskeleton. *Appl Sci*. 2024;14(3):1160.
355. Helwig NE, Hong S, Hsiao-Wecksler ET, Polk JD. Methods to temporally align gait cycle data. *J Biomech* [Internet]. 2011;44(3):561–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.09.015>
356. Wang X, Kyrarini M, Ristić-Durrant D, Spranger M, Gräser A. Monitoring of gait performance using dynamic time warping on IMU-sensor data. In: 2016 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications, MeMeA 2016. 2016. p. 1–6.
357. Hermez L, Halimi A, Houmani N, Garcia-Salicetti S, Galarraga O, Vigneron V. Clinical Gait Analysis: Characterizing Normal Gait and Pathological Deviations Due to Neurological Diseases. *Sensors*. 2023;23(14):6566.
358. Hyun-Seob L. Application of dynamic time warping algorithm for pattern similarity of gait. *J Exerc Rehabil*. 2019;15(4):526–30.
359. Adhikary S, Ghosh A. Dynamic time warping approach for optimized locomotor impairment detection using biomedical signal processing. *Biomed Signal Process Control* [Internet]. 2022;72(Part B):103321. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2021.103321>
360. Engelhard MM, Dandu SR, Lach JC, Goldman MD, Patek SD. Toward detection and monitoring of gait pathology using inertial sensors under rotation, scale, and offset invariant dynamic time warping. In: *BodyNets International Conference on Body Area Networks*. 2015.
361. Boulgouris N V., Plataniotis KN, Hatzinakos D. Gait recognition using dynamic time warping. In: 2004 IEEE 6th Workshop on Multimedia Signal Processing. 2004. p. 263–6.
362. Świtoński A, Michalczyk A, Josiński H, Polański A. Dynamic Time Warping In Gait Classification of Motion Capture Data. *Int J Comput Inf Eng*. 2012;6(11):53–8.
363. Muscillo R, Conforto S, Schmid M, Caselli P, D'Alessio T. Classification of motor activities through derivative dynamic time warping applied on accelerometer data. In: *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*. 2007. p. 4930–3.
364. Hyun-Seob L. Normalization and possibility of classification analysis using the optimal warping paths of dynamic time warping in gait analysis. *J Exerc Rehabil*. 2023;19(1):85–91.
365. Switonski A, Josinski H, Wojciechowski K. Dynamic time warping in classification and selection of motion capture data. *Multidimens Syst Signal Process* [Internet]. 2019;30(3):1437–68. Available from: <https://doi.org/10.1007/s11045-018-0611-3>
366. Barth J, Oberndorfer C, Kugler P, Schuldhaus D, Winkler J, Klucken J, et al.

- Subsequence DTW as a method for robust step segmentation using gyroscope signals of daily life activities. In: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2013. p. 6744–7.
367. Ghersi I, Ferrando MH, Fliger CG, Castro Arenas CF, Edwards Molina DJ, Miralles MT. Gait-cycle segmentation method based on lower-trunk acceleration signals and dynamic time warping. *Med Eng Phys* [Internet]. 2020;82:70–7. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2020.06.001>
 368. Barth J, Oberndorfer C, Pasluosta C, Schüle S, Gassner H, Reinfelder S, et al. Stride segmentation during free walk movements using multi-dimensional subsequence dynamic time warping on inertial sensor data. *Sensors*. 2015;15(3):6419–40.
 369. Dot T, Quijoux F, Oudre L, Vienne-Jumeau A, Moreau A, Vidal PP, et al. Non-linear template-based approach for the study of locomotion. *Sensors*. 2020;20(7):1–23.
 370. Steinmetzer T, Bönninger I, Travieso-González CM. Accurate Symmetry Calculation with Normalized Dynamic Time Warping Gait Symmetry Ratio. *Uniciencia*. 2022;36(1):1–8.
 371. Blazkiewicz M, Lace KLV, Anna H. Gait Symmetry Analysis Based on Dynamic Time Warping. *Symmetry (Basel)*. 2021;13(5):836.
 372. Zhang B, Yan K, Jiang S, Wei D. Walking stability analysis by age based on dynamic time warping. In: IEEE 8th International Conference on Computer and Information Technology, CIT. 2008. p. 544–8.
 373. Dilmi MD, Barthès L, Mallet C, Chazottes A. Iterative multiscale dynamic time warping (IMs-DTW): a tool for rainfall time series comparison. *Int J Data Sci Anal* [Internet]. 2020;10(1):65–79. Available from: <https://doi.org/10.1007/s41060-019-00193-1>
 374. Strle B, Mozina M, Bratko I. Qualitative approximation to Dynamic Time Warping similarity between time series data. In: 23rd Annual Workshop on Qualitative Reasoning [Internet]. 2009. p. 1–7. Available from: <http://www.ailab.si/qw09/papers/Strle.pdf>
 375. Ratanamahatana CA, Keogh E. Everything you know about dynamic time warping is wrong. In: Third Workshop on Mining Temporal and Sequential Data [Internet]. 2004. p. 22–5. Available from: [http://spoken-number-recognition.googlecode.com/svn/trunk/docs/Dynamic time warping/DTW_myths.pdf](http://spoken-number-recognition.googlecode.com/svn/trunk/docs/Dynamic%20time%20warping/DTW_myths.pdf)
 376. Hidalgo SJR, Espín DFP, Romero CPB. Implementación de un sistema de reconocimiento de patrones de movimiento con las extremidades superiores del cuerpo humano. *Escuela politécnica nacional*; 2014.
 377. Zhang Z, Tavenard R, Bailly A, Tang X, Tang P, Corpetti T. Dynamic Time Warping under limited warping path length. *Inf Sci (Ny)*. 2017;393:91–107.
 378. Choi W, Cho J, Lee S, Jung Y. Fast Constrained Dynamic Time Warping for Similarity Measure of Time Series Data. *IEEE Access*. 2020;8:222841–58.
 379. Senin P. Dynamic Time Warping Algorithm Review [Internet]. 2008. Available from: <http://129.173.35.31/~pf/Linguistique/Treillis/ReviewDTW.pdf>
 380. Ratanamahatana CA, Keogh E. Making time-series classification more accurate using learned constraints. In: SIAM International Conference on Data Mining. 2004. p. 11–22.

381. Sakoe H, Chiba S. Dynamic Programming Algorithm Optimization for Spoken Word Recognition. *IEEE Trans Acoust* [Internet]. 1978;ASSP-26(1):1–7. Available from: <https://doi.org/10.1007/s11192-020-03345-4>
4%0Ahttp://waset.org/publications/14223/soil-resistivity-data-computations-single-and-two-layer-soil-resistivity-structure-and-its-implication-on-earthing-design%0Ahttp://www.jo-mo.com/fadoohelp/data/DotNet/Ethical
382. Müller M. Dynamic Time Warping. In: Springer, editor. *Information Retrieval for Music and Motion*. 1st ed. Bonn; 2007. p. 69–84.
383. Itakura F. Minimum Prediction Residual Principle Applied to Speech Recognition. *IEEE Trans Acoust*. 1975;23(1):67–72.
384. Silva DF, Batista GEAPA. Speeding up all-pairwise dynamic time warping matrix calculation. In: *Proceedings of the 2016 SIAM International Conference on Data Mining*. 2016. p. 837–45.
385. Silva DF, Batista GEAPA. Important Notice on PrunedDTW with a DTW Implementation in Linear Space. 2016. p. 1–2.
386. Herrmann M, Webb GI. Early Abandoning PrunedDTW and its application to similarity search. *arXiv e-prints* [Internet]. 2020;1–13. Available from: <http://arxiv.org/abs/2010.05371>
387. Al-Naymat G, Chawla S, Taheri J. SparseDTW: A novel approach to speed up dynamic time warping. *Australas Data Min*. 2012;101:117–27.
388. Salvador S, Chan P. Toward accurate dynamic time warping in linear time and space. *Intell Data Anal*. 2004;11(5):561–80.
389. Vaughan-Graham J, Brooks D, Rose L, Nejat G, Pons J, Patterson K. Exoskeleton use in post-stroke gait rehabilitation: A qualitative study of the perspectives of persons post-stroke and physiotherapists. *J Neuroeng Rehabil*. 2020;17(1):1–15.
390. Bortole M, Venkatakrishnan A, Zhu F, Moreno JC, Francisco GE, Pons JL, et al. The H2 robotic exoskeleton for gait rehabilitation after stroke: Early findings from a clinical study *Wearable robotics in clinical testing*. *J Neuroeng Rehabil*. 2015;12(1):1–14.
391. Torricelli D, Cortés C, Lete N, Bertelsen Á, Gonzalez-Vargas JE, Del-Ama AJ, et al. A subject-specific kinematic model to predict human motion in exoskeleton-assisted gait. *Front Neurorobot*. 2018;12:1–11.
392. Gil-Agudo A, del Ama-Espinosa AJ, Lozano-Berrio V, Fernández-López A, Megía García-Carpintero A, Benito-Penalva J, et al. Robot therapy with the H2 exoskeleton for gait rehabilitation in patients with incomplete spinal cord injury. A clinical experience. *Rehabilitacion* [Internet]. 2020;54(2):87–95. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.rh.2019.10.004>
393. Layne CS, Malaya CA, Ravindran AS, John I, Francisco GE, Contreras-Vidal JL. Distinct Kinematic and Neuromuscular Activation Strategies During Quiet Stance and in Response to Postural Perturbations in Healthy Individuals Fitted With and Without a Lower-Limb Exoskeleton. *Front Hum Neurosci*. 2022;16:1–12.
394. Inkol KA, McPhee J. Assessing Control of Fixed-Support Balance Recovery in Wearable Lower-Limb Exoskeletons Using Multibody Dynamic Modelling. In: *IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*. 2020. p. 54–60.

395. Inkol KA, McPhee J. Using Dynamic Simulations to Estimate the Feasible Stability Region of Feet-In-Place Balance Recovery for Lower-Limb Exoskeleton Users. In: IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics. IEEE; 2022. p. 1–6.
396. Fosch-Villaronga E, Drukarch H. Accounting for Diversity in Robot Design, Testbeds, and Safety Standardization. *Int J Soc Robot* [Internet]. 2023;15:1871–89. Available from: <https://doi.org/10.1007/s12369-023-00974-6>
397. Ferrero L, Quiles V, Ortiz M, Iáñez E, Gil-Agudo Á, Azorín JM. Brain-computer interface enhanced by virtual reality training for controlling a lower limb exoskeleton. *iScience*. 2023;26(5):1–29.
398. Ortiz M, de la Ossa L, Juan J, Iáñez E, Torricelli D, Tornero J, et al. An EEG database for the cognitive assessment of motor imagery during walking with a lower-limb exoskeleton. *Sci Data*. 2023;10(1):1–15.
399. Technaid S.L. Exoesqueleto Robótico Exo-H3 [Internet]. [cited 2024 Sep 5]. Available from: <https://www.technaid.com/es/productos/robotic-exoskeleton-exo-h3/>
400. Borg G. Borg's perceived exertion and pain scales. In: *Human Kinetics*. 1998. p. 111.
401. Brooke J. SUS: A “Quick and Dirty” Usability Scale. *Usability Eval Ind*. 2020;207–12.
402. Liu Y, Lu K, Yan S, Sun M, Lester DK, Zhang K. Gait phase varies over velocities. *Gait Posture* [Internet]. 2014;39(2):756–60. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.10.009>
403. Hebenstreit F, Leibold A, Krinner S, Welsch G, Lochmann M, Eskofier BM. Effect of walking speed on gait sub phase durations. *Hum Mov Sci* [Internet]. 2015;43:118–24. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2015.07.009>
404. Gonzalez-Vargas J, Shimoda S, Asin-Prieto G, Pons JL, Moreno JC. Joint stiffness modulation of compliant actuators for lower limb exoskeletons. In: *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*. 2017. p. 1287–92.
405. Rajasekaran V, Aranda J, Casals A. User intention driven adaptive gait assistance using a wearable exoskeleton. In: *Advances in Intelligent Systems and Computing*. 2016. p. 289–301.
406. Campbell SM, DiDuch CP, Sensinger JW. Autonomous Assistance-as-Needed Control of a Lower Limb Exoskeleton with Guaranteed Stability. *IEEE Access*. 2020;8:51168–78.
407. Zhang X, Yin G, Li H, Dong R, Hu H. An adaptive seamless assist-as-needed control scheme for lower extremity rehabilitation robots. *Proc Inst Mech Eng Part I J Syst Control Eng*. 2021;235(6):723–34.
408. Bayón C, Fricke S., van der Kooij H, van Asseldonk EHF. Automatic Versus Manual Tuning of Robot-Assisted Gait Training. In: *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation IV ICNR 2020 Biosystems & Biorobotics*. 2022. p. 9–14.
409. Fricke SS, Bayón C, Kooij H van der, Asseldonk EHF van. Automatic versus manual tuning of robot-assisted gait training in people with neurological disorders. *J Neuroeng Rehabil*. 2020;17(9):1–15.
410. Strutzenberger G, Leutgeb L, Claußen L, Schwameder H. Gait on slopes: Differences in temporo-spatial, kinematic and kinetic gait parameters between

- walking on a ramp and on a treadmill. *Gait Posture*. 2022;91(March 2021):73–8.
411. Abacus. Power Bank DCU 10.000 mAh Dual output - Abacus online [Internet]. [cited 2024 Jan 8]. Available from: <https://www.abacus.coop/es/power-bank-dcu-10.000-mah-dual-output/1379968.68.html>
412. Weber DJ, Stein RB, Chan KM, Loeb GE, Richmond FJR, Rolf R, et al. Functional electrical stimulation using microstimulators to correct foot drop: A case study. *Can J Physiol Pharmacol*. 2004;82(8–9):784–92.
413. Kilgore KL, Smith B, Campean A, Hart RL, Lambrecht JM, Buckett JR, et al. Powering strategies for implanted multi-function neuroprostheses for spinal cord injury. *Healthc Technol Lett*. 2020;7(3):81–6.

Anexos

Anexo A - Resultados pruebas de validación algoritmo de segmentación

Tabla A.1: Resultados de rendimiento del algoritmo automático de detección de eventos de la marcha por tipo de filtro.

Variable	Tipo de Filtro				MLG p-valor
	N	Butterworth Me (De)	N	Chebyshev Tipo I Me (De)	
RMS total	128	42,02 (1,59)	128	41,72 (1,53)	0,890
RMS Cadera	128	11,98 (0,67)	128	12,12 (0,67)	0,883
RMS Rodilla	128	12,14 (0,77)	128	11,64 (0,82)	0,656
RMS Tobillo	128	17,49 (1,01)	128	17,49 (0,97)	0,998
Error Temporal	124	0,032 (0,003)	120	0,020 (0,003)	0,005
Sensibilidad	128	85,62 (2,05)	128	85,84 (2,13)	0,939
Precisión	128	90,39 (1,82)	128	85,88 (2,19)	0,113
F1	128	86,96 (1,97)	128	85,42 (2,13)	0,595

Tabla A.2: Resultados de rendimiento del algoritmo automático de detección de eventos de la marcha por tipo de sistema.

Variable	Sistemas 1					Sistemas 2				
	N	BTS Me (De)	N	NP Me (De)	MLG p-valor	N	VICON Me (De)	N	NP Me (De)	MLG p-valor
RMS total	32	53,35 (2,95)	20	52,67 (3,78)	0,889	64	38,36 (1,48)	48	46,65 (2,08)	0,001
RMS Cadera	32	18,61 (1,48)	20	18,98 (1,92)	0,873	64	10,39 (0,80)	48	13,82 (0,89)	0,006
RMS Rodilla	32	13,62 (1,00)	20	12,91 (1,44)	0,679	64	10,28 (0,67)	48	12,23 (0,82)	0,064
RMS Tobillo	32	20,64 (2,12)	20	20,30 (2,40)	0,918	64	17,38 (1,31)	48	20,52 (1,64)	0,137
Error Temporal	31	0,027 (0,007)	20	0,036 (0,008)	0,412	63	0,023 (0,004)	46	0,013 (0,005)	0,125
Sensibilidad	32	82,55 (3,79)	20	73,34 (5,78)	0,182	64	93,84 (2,28)	48	85,21 (3,08)	0,026
Precisión	32	83,13 (4,41)	20	88,75 (5,23)	0,412	64	93,66 (2,16)	48	94,90 (2,49)	0,711
F1	32	82,41 (4,04)	20	78,91 (5,27)	0,598	64	93,54 (2,19)	48	88,43 (2,67)	0,144

Tabla A.3: Resultados de rendimiento del algoritmo automático de detección de eventos de la marcha por modo de operación.

Variable	Modo de operación				MLG p-valor
	N	<i>Offline</i> Me (De)	N	<i>Online</i> Me (De)	
RMS total	44	51,80 (2,45)	36	53,69 (2,86)	0,616
RMS Cadera	44	17,56 (1,41)	36	17,68 (1,40)	0,952
RMS Rodilla	44	12,59 (0,84)	36	14,84 (1,31)	0,148
RMS Tobillo	44	21,75 (1,76)	36	21,33 (1,92)	0,871
Error Temporal	43	0,021 (0,005)	35	0,044 (0,006)	0,004
Sensibilidad	44	81,76 (3,61)	36	78,40 (4,39)	0,555
Precisión	44	95,23 (2,49)	36	89,85 (3,67)	0,225
F1	44	86,25 (3,04)	36	82,61 (3,89)	0,462

Tabla A.4: Resultados de rendimiento del algoritmo automático de detección de eventos de la marcha por perfil del individuo. Abreviaturas: ictus (Ic).

Variable	Perfil de Individuo						MLG p-valor	MLG p-valor		
	N	Sa Me (De)	N	LMi Me (De)	N	Ic Me (De)		Sa vs LMi	Sa vs Ic	LMi vs Ic
RMS total	112	25,89 (0,78)	112	55,23 (2,20)	32	51,03 (3,36)	<0,001	<0,001	<0,001	0,885
RMS Cadera	112	6,96 (0,47)	112	15,70 (0,81)	32	17,11 (1,83)	<0,001	<0,001	<0,001	1,000
RMS Rodilla	112	6,64 (0,34)	112	16,75 (1,21)	32	13,23 (1,04)	<0,001	<0,001	<0,001	0,081
RMS Tobillo	112	12,13 (0,63)	112	22,19 (1,34)	32	19,83 (2,16)	<0,001	<0,001	0,002	1,000
Error Temporal	112	0,031 (0,002)	101	0,020 (0,004)	31	0,027 (0,007)	0,047	0,040	1,000	1,000
Sensibilidad	112	97,39 (1,05)	101	75,88 (2,94)	31	79,39 (4,05)	<0,001	<0,001	<0,001	1,000
Precisión	112	99,51 (0,72)	101	78,19 (2,98)	31	83,13 (4,41)	<0,001	<0,001	0,001	1,000
F1	112	97,77 (0,98)	101	76,50 (2,86)	31	79,63 (4,25)	<0,001	<0,001	<0,001	1,000

Tabla A.5: Resultados de rendimiento del algoritmo automático de detección de eventos de la marcha por cada evento de la marcha.

Variable	Eventos								MLG p-valor	MLG p-valor					
	N	C Me (De)	N	IP Me (De)	N	D Me (De)	N	MFR Me (De)		C vs IP	C vs D	C vs MFR	IP vs D	IP vs MFR	D vs MFR
RMS total	64	44,81 (2,32)	64	36,21 (1,98)	64	46,78 (1,82)	64	39,68 (2,40)	0,002	0,029	1,000	0,749	0,001	1,000	0,111
RMS Cadera	64	7,07 (1,01)	64	18,90 (0,51)	64	10,35 (0,62)	64	11,89 (0,85)	<0,001	<0,001	0,034	0,002	<0,001	<0,001	0,862
RMS Rodilla	64	16,10 (0,87)	64	9,21 (1,72)	64	14,42 (0,78)	64	7,82 (0,57)	<0,001	0,0020	0,899	<0,001	0,034	1,000	<0,001
RMS Tobillo	64	21,50 (1,34)	64	7,02 (0,72)	64	21,90 (0,88)	64	19,55 (1,56)	<0,001	<0,001	1,000	1,000	<0,001	<0,001	1,000
Error Temporal	56	0,023 (0,006)	62	0,062 (0,002)	63	0,018 (0,004)	63	0,000 (0,001)	<0,001	<0,001	1,000	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Sensibilidad	64	72,69 (3,68)	64	89,05 (2,37)	64	86,68 (2,86)	64	94,50 (2,56)	<0,001	0,001	0,016	<0,001	1,000	0,712	0,249
Precisión	64	73,94 (3,78)	64	93,87 (2,42)	64	86,99 (2,80)	64	97,74 (1,94)	<0,001	<0,001	0,033	<0,001	0,379	1,000	0,010
F1	64	72,93 (3,63)	64	90,86 (2,31)	64	85,93 (2,84)	64	95,05 (2,38)	<0,001	<0,001	0,029	<0,001	1,000	1,000	0,083

Anexo B - Especificaciones técnicas de nuestro sistema modular NP

B.1. Sensores

Se ha integrado un sistema externo de terceros de la empresa Biometrics Ltd (Newport, Reino Unido) desplegado en un sistema operativo Windows de 64 bits. Este sistema permite el uso de una amplia variedad de sensores cableados o inalámbricos con baterías integradas, como interruptores de contacto, sensores de fuerza, sensores de presión, acelerómetros, electrogoniómetros, sensores de EMG y torsiómetros, entre otros (Figura 3.1 sección A) (282). Estos sensores tienen dimensiones reducidas, pesan entre 5 y 30 g, y las versiones inalámbricas tienen una autonomía de hasta 12 h e indicadores de aviso de batería baja. El sistema también ofrece un *trigger* de 80 g que puede utilizarse como disparador manual o para sincronizar sistemas. Esto último resulta muy útil cuando se utilizan sistemas de registro externos en la realización de pruebas experimentales, como un sistema de fotogrametría (VICON, BTS...). Además, desde una GUI dedicada, la red de sensores se puede configurar de forma flexible y se pueden registrar los datos de hasta 24 canales. Los datos proporcionados por la red de sensores pueden utilizarse indirectamente sin necesidad del software proporcionado por Biometrics Ltd, ya que la propia empresa proporciona bibliotecas de vínculos dinámicos (DLL) con funciones que lo facilitan. De este modo, se puede acceder a los datos relacionados con las mediciones, la configuración de los sensores y los errores que puedan producirse durante su uso. La integración de sensores no se limita a este sistema de terceros, sino que pueden integrarse fácilmente otros sensores mediante conexión por cable o inalámbrica gracias a las características de la UC seleccionada que se detallan más adelante en esta sección (Figura 3.1 sección A).

B.2. Nodos de EE

Las unidades o nodos de EE constan de una batería externa, una etapa de potencia, una etapa de control, 4 canales de EE aislados galvánicamente y un módulo de comunicación (Figura 3.1 sección B). El nodo dispone de una conexión USB A para la conexión de una batería externa intercambiable (Figura 3.1 sección B). Para este prototipo se ha seleccionado una batería de 10000 mAh (Power Bank DCU 10000 mAh Dual output (411)) con indicadores LED de carga restante y protección inteligente contra sobrecarga, cortocircuito y sobrecalentamiento. Además, al ser intercambiables, se favorece el uso continuado, por lo que se ha dispuesto de baterías de repuesto. La etapa de potencia recibe alimentación de la batería externa y se encarga de generar y suministrar la corriente necesaria a la etapa de control (Figura 3.1 sección B). La etapa de control integra un microcontrolador ATmega128L y es donde se ha implementado el firmware para ajustar y

gestionar los diferentes parámetros de la EE suministrada por cada uno de los canales de estimulación (Figura 3.1 sección B). La estimulación con una corriente controlada, estable y precisa se consigue mediante un circuito Howland (311). El módulo de comunicación es responsable de la comunicación bidireccional entre los nodos periféricos y la UC (Figura 3.1 sección B). La conexión puede ser por cable o inalámbrica (*Wireless Personal Area Network* basada en el estándar IEEE 802.15.1 o Bluetooth) y permite transmitir el estado del sistema y recibir comandos de ajuste y configuración. Además, cada nodo de estimulación tiene cuatro canales de estimulación y un interruptor de encendido/apagado (Figura 3.1 sección B). También disponen de varios LED que muestran el estado del dispositivo (encendido/apagado, estimulando/no estimulando) (Figura 3.1 sección B y Anexo D: Figura D.1 sección A). En cuanto a sus características de rendimiento, cumplen los requisitos de rendimiento encontrados en la literatura (283–285) y las principales características se pueden encontrar en la Tabla C.1 del Anexo C. El nodo se encapsuló mediante impresión 3D para poder sustituir fácilmente la batería e incluso acceder a la electrónica (Figura D.1 sección A del Anexo D). Además, se diseñó una estructura de fijación de hebilla de liberación rápida de tipo hembra con el objetivo de poder crear rápidamente piezas de fijación 3D con estructura de hebilla de liberación rápida de tipo macho que permitieran montar el sistema NP modular en cualquier superficie (Figura D.1 sección B del Anexo D).

B.3. Unidad de control

Para la UC se seleccionó una LattePanda Alpha 864 (286), que es una placa de desarrollo ligera (120 g) utilizada a menudo en proyectos de creación de prototipos y desarrollo de sistemas embebidos (Figura 3.1 sección A). Esta versátil placa de desarrollo puede adaptarse a diferentes aplicaciones y cuenta con un procesador Intel Core m3 que proporciona suficiente potencia de procesamiento para realizar cálculos complejos y ejecutar algoritmos de control. Es compatible con sistemas operativos como Windows 10 y Linux, lo que facilita el desarrollo y ejecución de software de control, así como el desarrollo de una GUI que simplifica la interacción y configuración por parte del usuario. Ofrece diversas opciones de conectividad (puertos USB, USB C, HDMI, Bluetooth, Wi-Fi, Ethernet...) e interfaces de comunicación (GPIO, UART, I2C, ...) que facilitan la conexión con otros componentes del sistema e incluso con sistemas de terceros como dispositivos robóticos (Figura 3.1 sección A). Además, tiene un factor de forma compacto y, aunque puede alimentarse mediante una conexión a la red eléctrica, es posible hacerlo mediante una batería externa, lo que facilita su portabilidad e integración en sistemas vestibles. También cuenta con una comunidad activa y un soporte técnico que puede favorecer el desarrollo y el mantenimiento. La LattePanda Alpha 864 se encapsuló mediante impresión 3D para poder sustituir fácilmente la batería e incluso acceder a la electrónica (Figura D.2 del Anexo D). Este encapsulado se dotó de una estructura que permitiría posteriormente

ensamblarlo a un dispositivo robótico sujeto con una pieza en "T" ([Figura D.2](#) del Anexo D). La batería externa elegida fue la "Coolbox P/N: COO-PB20K-PD45 Type-C power bank".

B.4. Interfaz gráfica de usuario

A nivel de software, el sistema está dotado con una GUI intuitiva ([Anexo E](#)) desarrollada en Python por ser un lenguaje interpretado que facilita el rápido desarrollo de prototipos compatibles con diversas plataformas (Windows, Linux, macOS). Además, es un lenguaje ampliamente utilizado en investigación científica y aplicaciones médicas que cuenta con una gran comunidad, recursos y una amplia variedad de librerías gráficas que agilizan el desarrollo de interfaces visuales atractivas y funcionales. Además, es fácil implementar nuevas funcionalidades en el software, si se considera necesario.

B.5. NP modular aplicada a la marcha

Para el contexto descrito, se configuró una red de sensores formada por un conjunto de hasta 6 electrogoniómetros inalámbricos de doble eje (Biometrics Ltd, Newport, Reino Unido (282)) para medir el movimiento angular de cada una de las articulaciones de las extremidades inferiores durante la marcha. Se seleccionaron electrogoniómetros de tipo W110 para los tobillos y de tipo W150 para caderas y rodillas ([Figura 3.1](#) sección A). Estos sensores son capaces de medir ángulos de hasta 180°, con una resolución de 0,1°, en dos ejes ortogonales, envían la información en tiempo real a 100 Hz y trabajan a una distancia de hasta 30 m del receptor USB (282). Además, la información angular es un tipo de datos muy utilizado en el desarrollo de algoritmos de control en lazo cerrado, por lo que se determinó que podría ser de gran utilidad en este contexto.

Se eligió un pulsador de emergencia certificado con sistema de desbloqueo rotacional (XW1E-BV404M-R (291) de IDEC) capaz de controlar hasta 4 líneas diferentes ([Figura 3.1](#) sección A). Este botón de emergencia se encapsuló mediante impresión 3D y se dotó de una estructura de hebilla de liberación rápida de tipo hembra como la de los nodos de EE para poder utilizar las mismas piezas de fijación de tipo macho y facilitar el desarrollo de nuevas piezas de fijación 3D en caso necesario ([Figura D.1](#) sección B y C del Anexo D).

Anexo C - Comparación de especificaciones técnicas

Tabla C.1: Especificaciones técnicas de los sistemas NP modulares. Esta tabla muestra las especificaciones técnicas de nuestro sistema y de los sistemas reportados en la literatura.

	Loeb et al. & Weber et al. (258,412)	Popovich et al. (244)	Qu et al. (257,261)	Jovitic et al. (260)	Andreu et al. (256)	Cerone et al. (249)	Kilgore et al. (413), Makowski et al. (255)	NP modular de esta Tesis
Sensores	EMG, inerciales	EMG, Sistema de EMG y Sistema de detección de eventos de la marcha (giroscopio y 3 sensores de presión)	EMG	Sensores inerciales y de presión	EMG, inerciales, sensores de presión, goniómetros	EMG, goniómetros	EMG, inerciales, temperatura	Interruptores de contacto, sensores de fuerza, acelerómetros, electrogoniómetro s, EMG, torsiómetros, <i>trigger</i> y otros
Canales por Estimulador	1	4	2	2	2	1	4	4
Fase de Pulso	Monofásico s	Monofásicos y Bifásicos simétricos	Bifásicos simétricos	-	Bifásicos	Monofásicos y Bifásicos	Bifásicos simétricos	Monofásicos, o Bifásicos simétricos o Bifásicos asimétricos
Amplitud de Pulso (Resolución) [mA]	0 a 3 (0.19) 3 a 30 (1.69)	0 a 125 (1)	0 a 50 (0.10)	0 a 70 (0.07)	0 a 100 (0.10)	0.1 a 100 (0.10)	0 a 20 (0.10)	0 a 90 (0.35)

Ancho de Pulso (Resolución) [us]	4 a 512 (1.98)	0 a 16000 (500)	0 a 500 (1)	10 a 1000 (3.75)	50 a desconocido (1)	0.01 a 100 (0.01)	1 a 255 (1)	250 a 500 (2.4)
Frecuencia (Resolución) [Hz]	16 a 50 (-)	1 a 100 (1)	8 a 1000 (1)	-	1 a 1000 (-)	0.1 a 200 (0.1)	1 a 50 (<3Hz)	20 a 100 (1)
Tren de Pulsos	Trapezoidal	Personalizada manualmente o con una señal de entrada	Personalizada manualmente	Trapezoidal	Trapezoidal	Personalizada manualmente o con una señal de entrada	-	Trapezoidal y Personalizada manualmente
Autonomía de la Batería [h]	-	8	-	-	4 a 11	13	-	33
Peso del Estimulador con Batería [g]	< 1	420	-	45	98	350	-	480
Dimensiones del Estimulador [cm³]	0,05	356	-	53	132	352	≈ 4	1127
Electrodos	Implantados	Transcutáneos	Implantados y Transcutáneos	Transcutáneos	Transcutáneos	Transcutáneos	Implantados	Transcutáneos
Conexión entre Componentes	Inalámbrica	Cableada	Cableada	Cableada e Inalámbrica	Inalámbrica	Inalámbrica	Cableada	Cableada / Cableada e Inalámbrica / Inalámbrica

Anexo D - Piezas y accesorios 3D

Esta sección se muestran todas las figuras relacionadas con el encapsulado 3D de la UC y los nodos de EE que forman el sistema NP modular. También se muestran las piezas para colocar/retirar el sistema NP modular y el conjunto híbrido en combinación con el EV (prototipo de EV accionado en las rodillas desarrollado por ABLE Human Motion (123,292,293)).

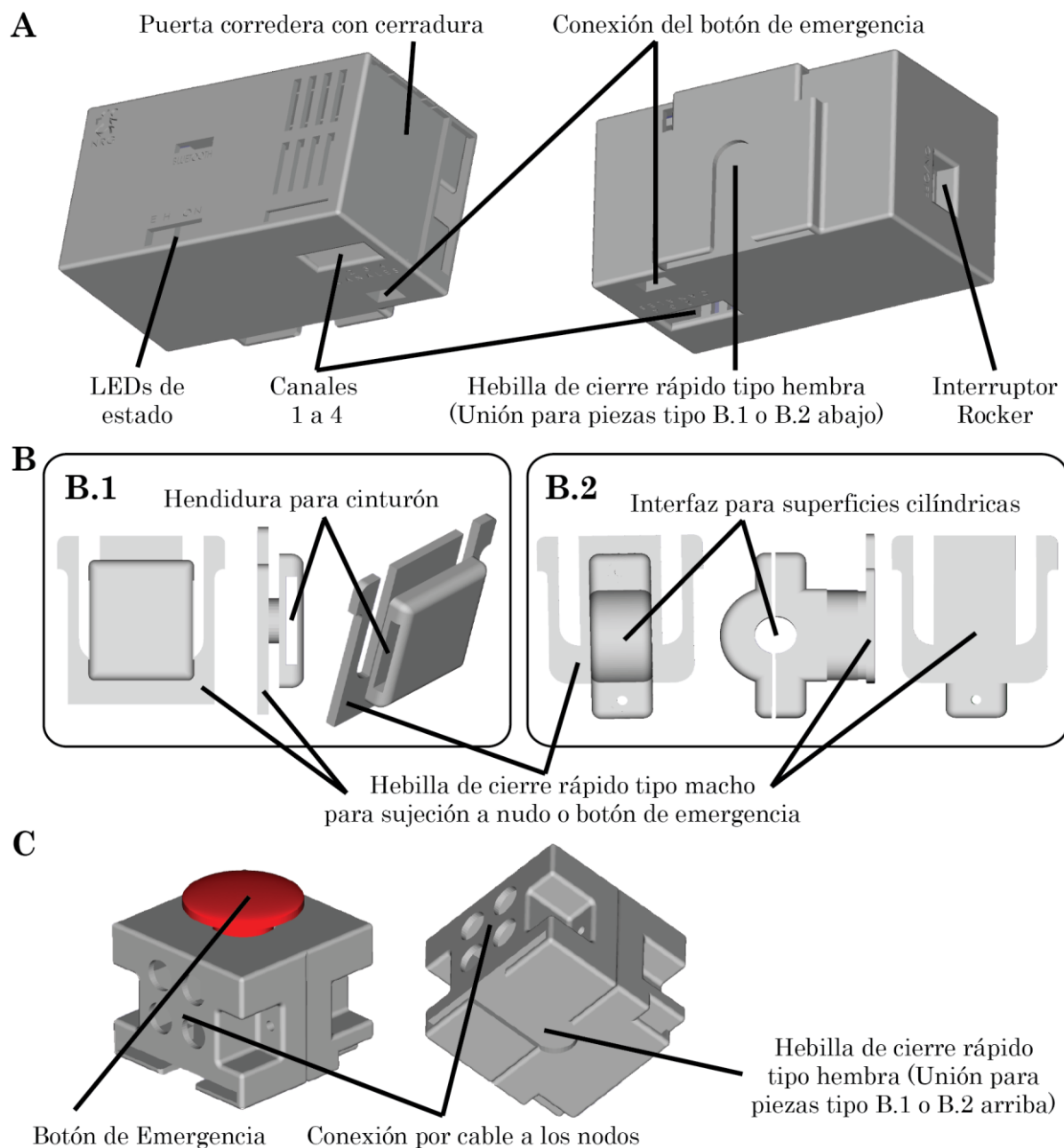


Figura D.1: Piezas 3D para los nodos, sujeciones y botón de emergencia. Se muestra: (A) Nodo de estimulación, (B) sujeciones y (C) botón de emergencia. La sección B muestra las sujeciones utilizadas para fijar el nodo de EE o el botón de emergencia a un cinturón (B.1) o a una superficie cilíndrica como la del EV (B.2).

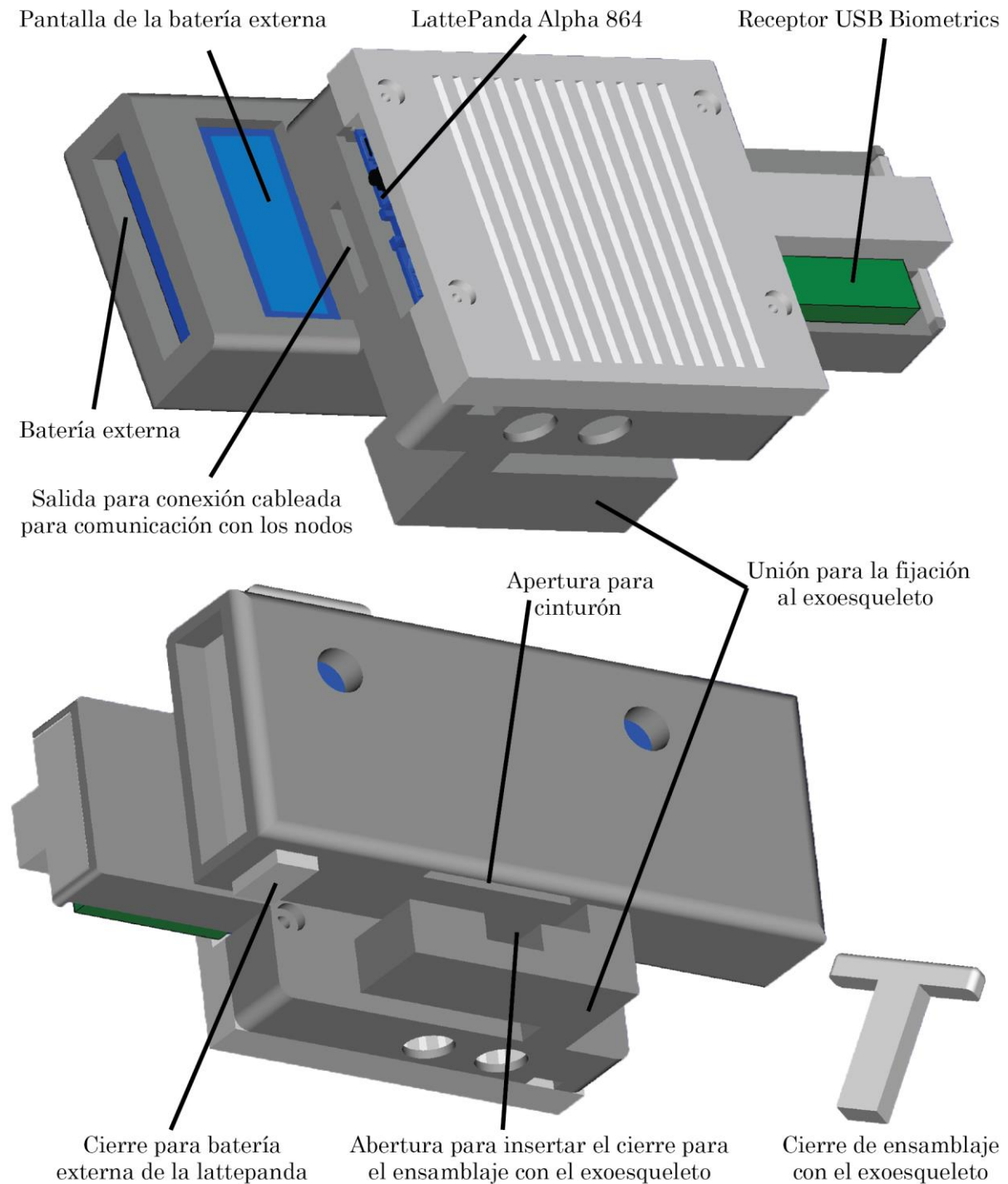


Figura D.2: Piezas 3D para la unidad de control. Se muestran los detalles del encapsulado 3D y los diferentes elementos de la UC, así como la pieza utilizada para fijarla a la parte central trasera del EV (Figura D.8 del Anexo D).

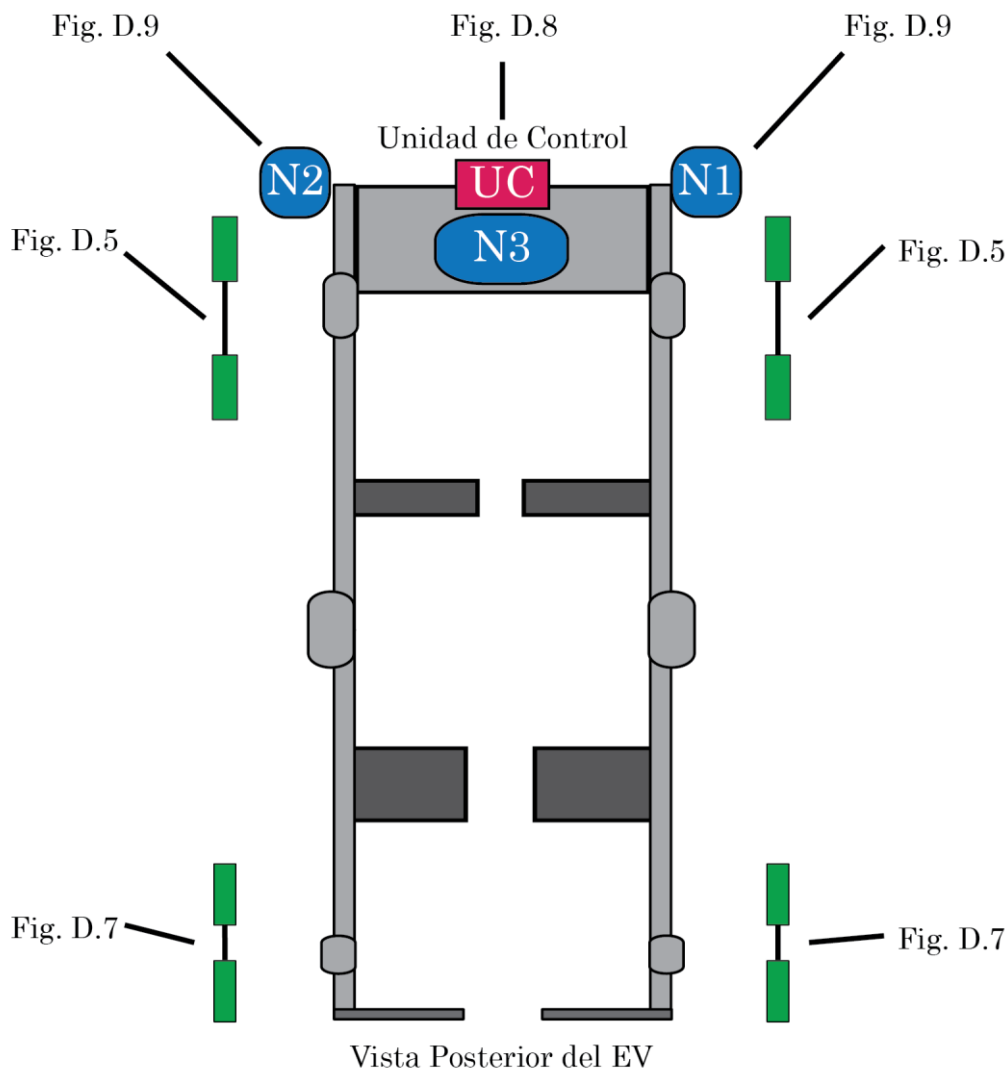


Figura D.3: Ensamblaje híbrido. Esta configuración sólo requiere de electrogoniómetros situados en la cadera y el tobillo, ya que en las rodillas la propia EV nos proporciona el ángulo articular en tiempo real. Para colocar los electrogoniómetros de forma precisa y estandarizada, sin entorpecer la colocación del EV ni perjudicar su rendimiento, se utilizan piezas especiales en 3D ajustadas al EV. Los nodos de EE y la UC están situados donde se indica en la figura. Se han resaltado los puntos clave de interés y las figuras asociadas, donde se pueden encontrar detalles adicionales sobre el proceso de colocación. La colocación del botón de emergencia es esencial que sea accesible para facilitar un acceso rápido al mismo en caso de necesidad. Se determinó que debía colocarse en el cinturón como en el sistema NP modular cuando se usa de forma independiente, en la parte delantera, por lo que no aparece en el diagrama.

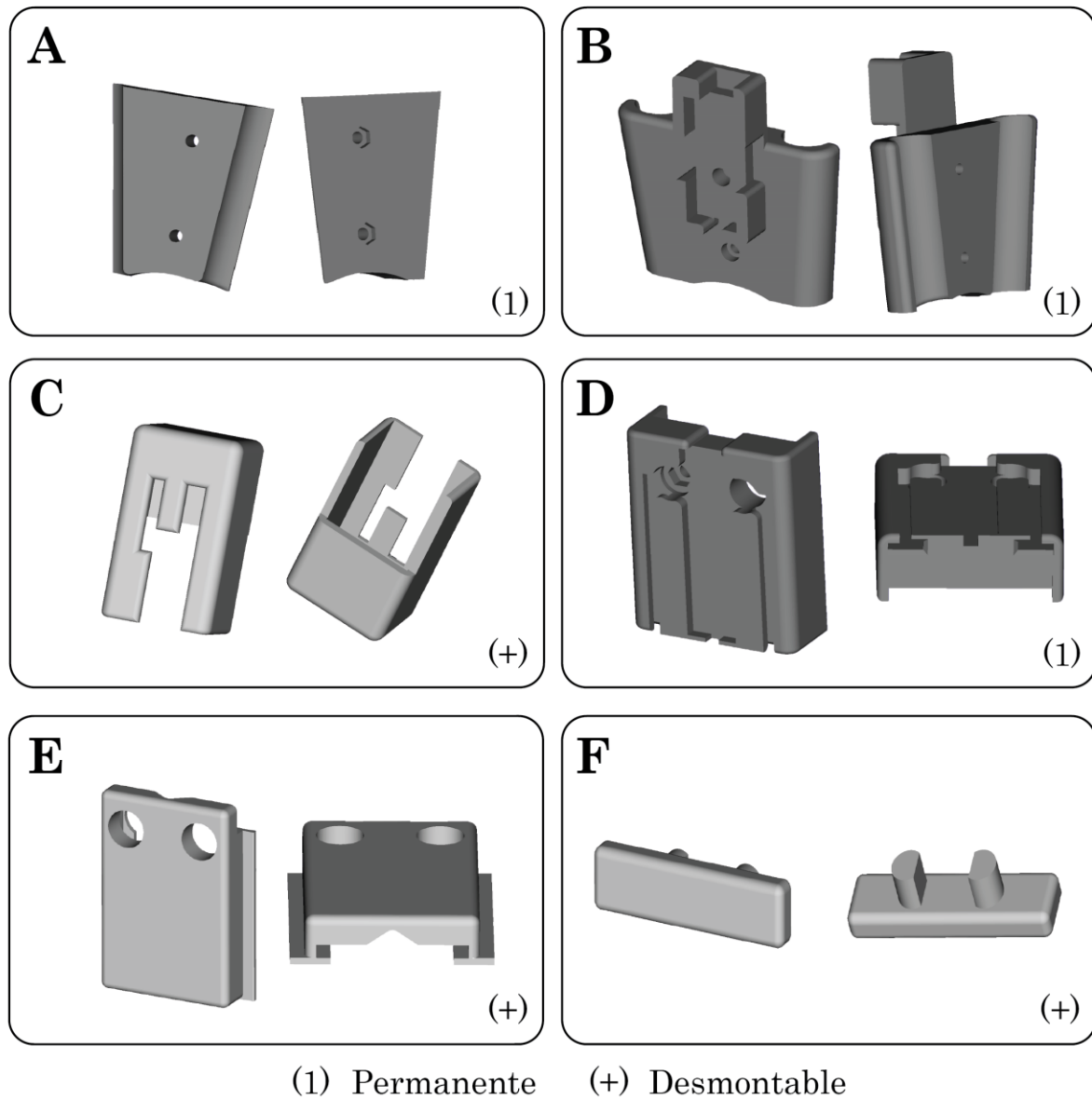


Figura D.4: Piezas 3D para el ensamblaje del electrogoniómetro de cadera al EV. Estas piezas se utilizan para ensamblar el electrogoniómetro de cadera al EV, proceso que se detalla en la [Figura D.5](#). En ella se detallan las piezas que sólo deben montarse una vez y las que deben retirarse durante el proceso de colocación/retirada. Las piezas A y B se utilizan como abrazaderas que se fijan por encima del centro de rotación del EV de la cadera y permiten fijar la parte superior del electrogoniómetro, que se asegura con la pieza C. La pieza D se coloca por debajo del centro de rotación de la cadera del EV y permite fijar la parte inferior del electrogoniómetro. La pieza E se desliza a lo largo de los raíles de la pieza D para fijar el electrogoniómetro y la pieza F se utiliza para bloquear la estructura formada por las piezas E y D.

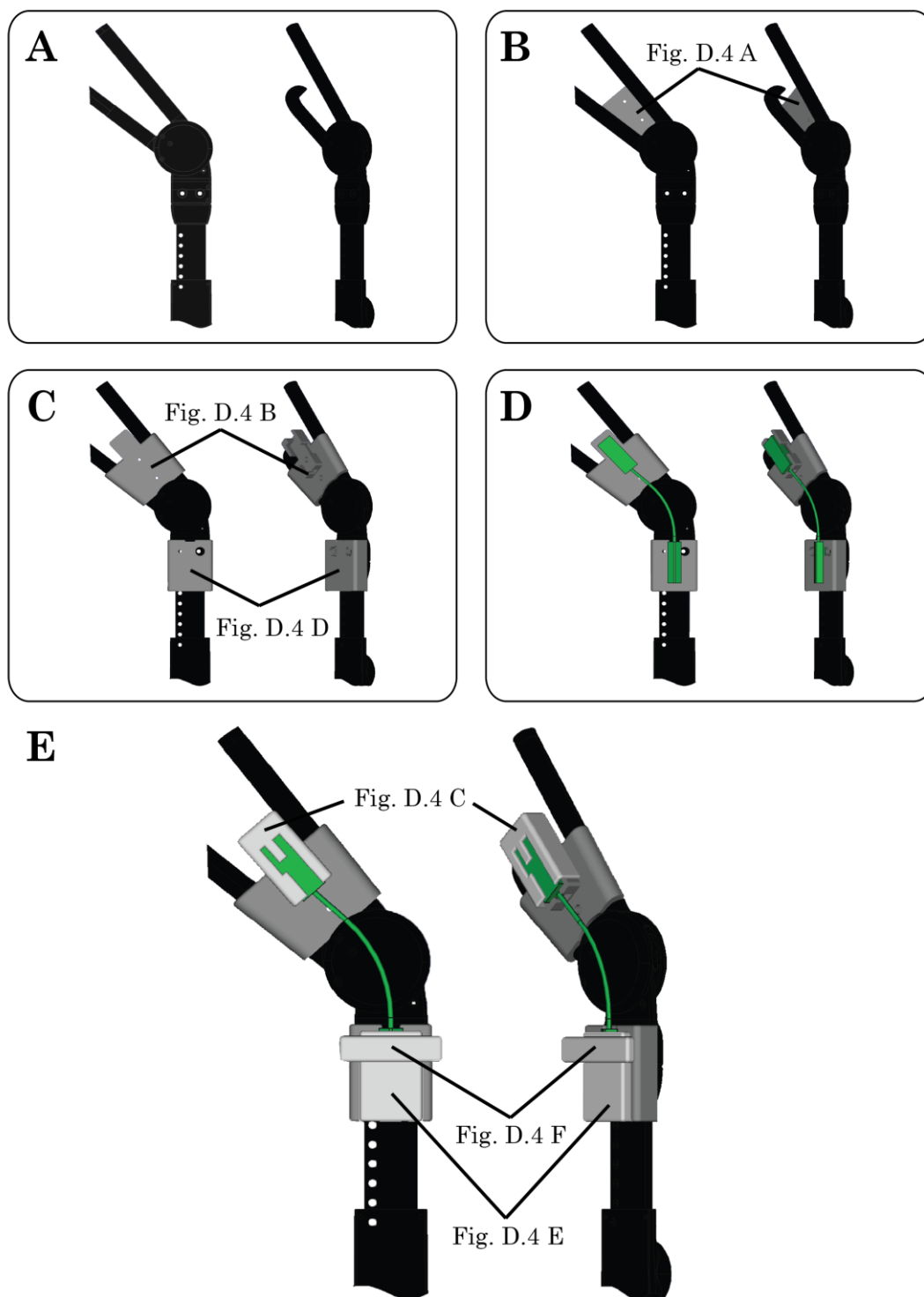


Figura D.5: Montaje del electrogoniómetro de cadera en el EV. El proceso de montaje se detalla paso a paso, siendo el primer paso A y el último paso E. Las piezas utilizadas se han detallado previamente en la [Figura D.4](#). La sección A muestra únicamente la cadera del EV. La sección B añade la pieza de la [Figura D.4 A](#). La sección C añade las piezas de las [Figura D.4 B](#) y D. Los pasos anteriores sólo deben realizarse la primera vez que se monta el híbrido. El resto de los pasos deberán repetirse durante el proceso de colocación/retirada. La sección D añade el electrogoniómetro (en verde) incrustado en las piezas de las [Figura D.4 B](#) y D. La sección E muestra el electrogoniómetro fijado con las piezas de las [Figura D.4 C](#), E y F.

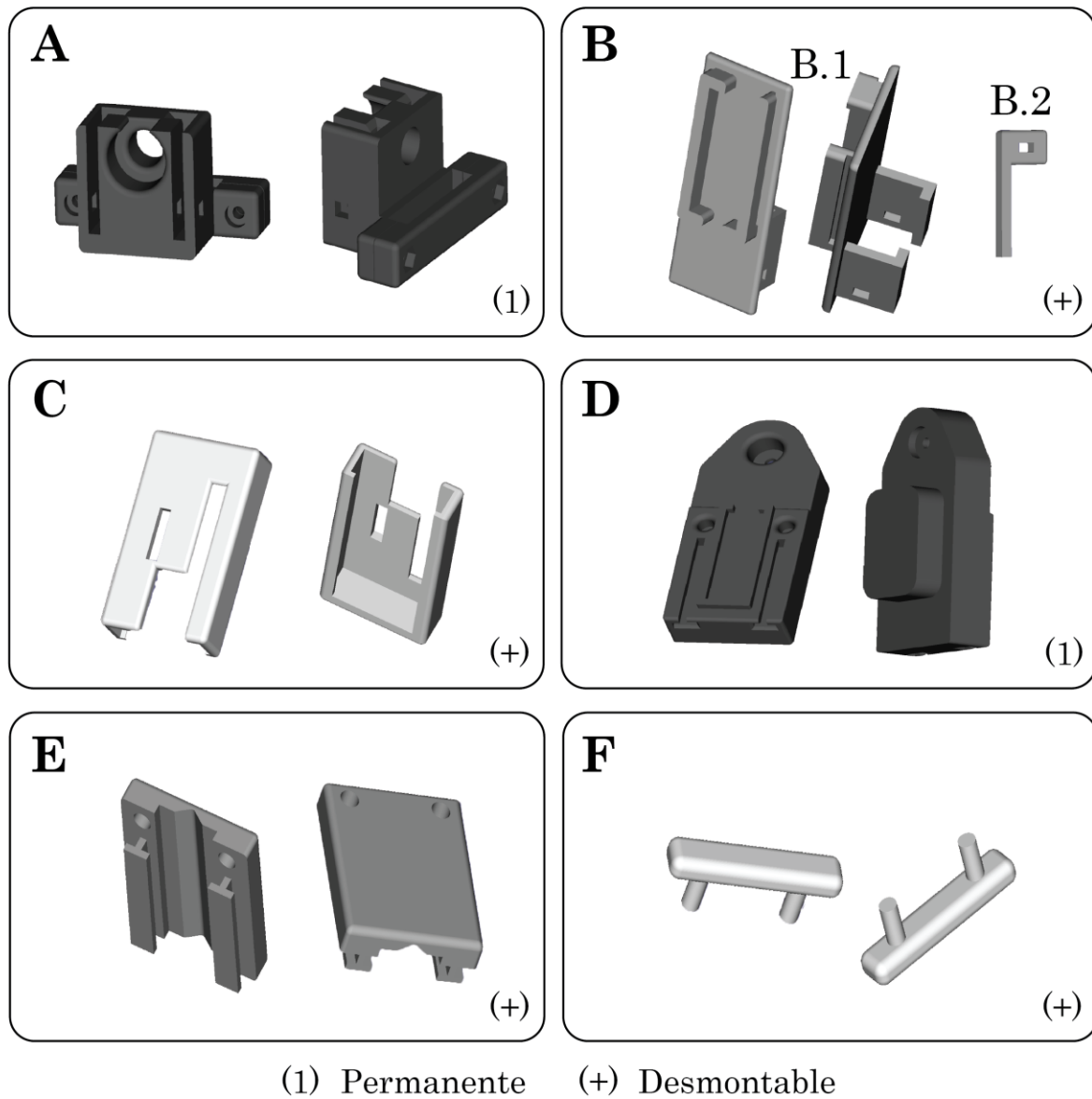


Figura D.6: Piezas 3D de ensamblaje del electrogoniómetro de tobillo al EV. Estas piezas se utilizan para ensamblar el electrogoniómetro de tobillo del EV, proceso que se detalla en la [Figura D.7](#). En ella se detallan las piezas que sólo deben ensamblarse una vez y las que deben retirarse durante el proceso de colocación/retirada. La parte A se utiliza como abrazaderas que se fijan por encima del centro de rotación del tobillo. La parte B.1 se desliza a lo largo de los raíles de la parte A y la B.2 se utiliza para bloquearla. En B.1 se fija la parte superior del electrogoniómetro, que se fija con la pieza C. La pieza D se coloca por debajo del centro de rotación del tobillo y permite fijar la parte inferior del electrogoniómetro. La pieza E se desliza por los raíles de la pieza D para fijar el electrogoniómetro y la pieza F se utiliza para bloquear la estructura formada por las piezas E y D.

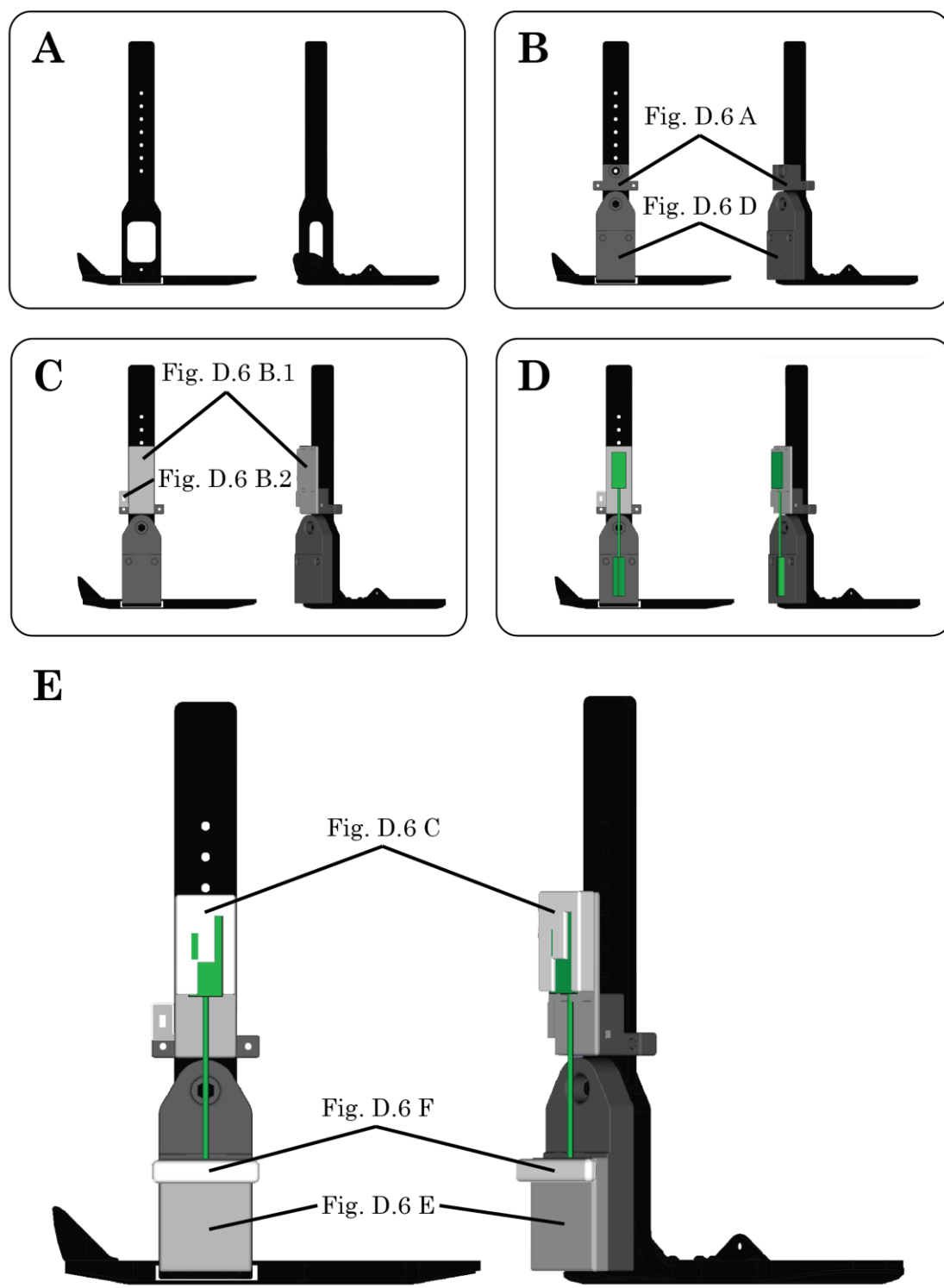
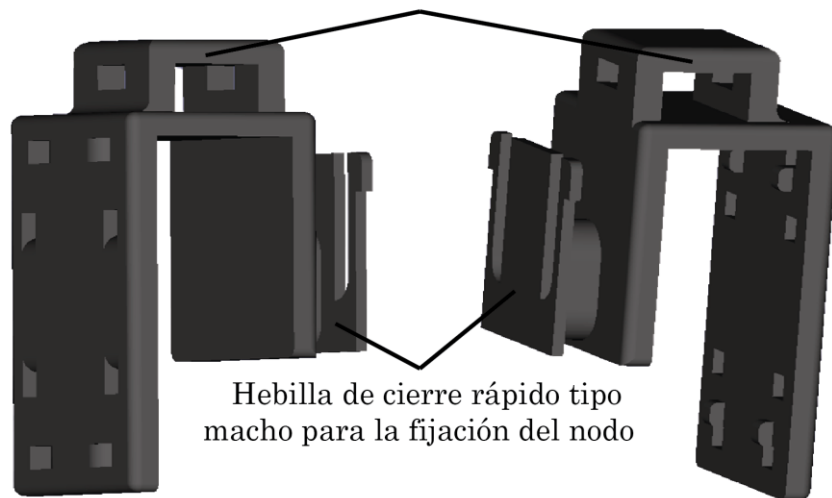
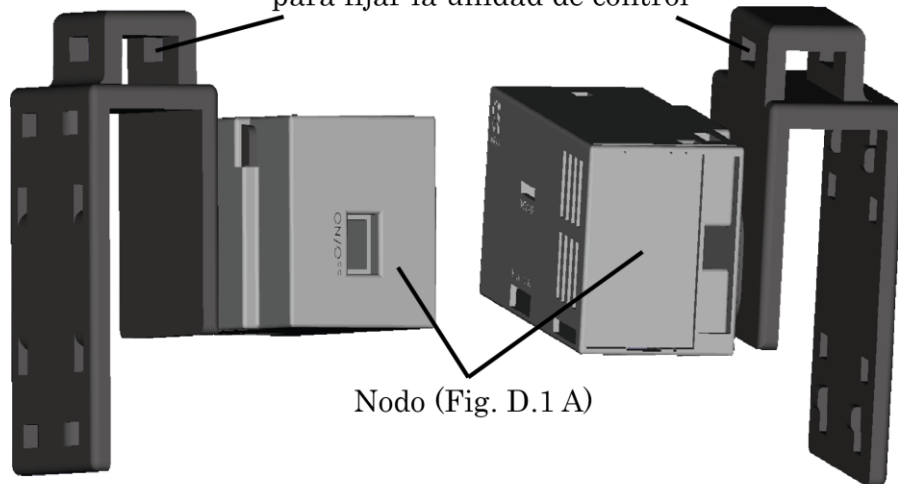


Figura D.7: Montaje del electrogoniómetro de tobillo al EV. El proceso de montaje se detalla paso a paso, siendo el primer paso el A y el último el E. Las piezas utilizadas se han detallado previamente en la [Figura D.6](#). La sección A muestra sólo el tobillo del EV. La sección B añade las piezas de las [Figura D.6 A](#) y [D](#). Los pasos anteriores sólo deben realizarse la primera vez que se monta el híbrido. El resto de los pasos deberán repetirse durante el proceso de colocación/retirada. La sección C añade las piezas [Figura D.6 B.1](#) y [B.2](#). La sección D añade el electrogoniómetro (en verde) fijado a las piezas de las [Figura D.6 B.1](#) y [D](#). La sección E muestra el electrogoniómetro fijado con las piezas de las [Figura D.6 C](#), [E](#) y [F](#).

A Estructura de fijación de la unidad de control al exoesqueleto



B Abertura para la inserción del cierre de seguridad para fijar la unidad de control



C Unidad de Control (Fig. D.2)

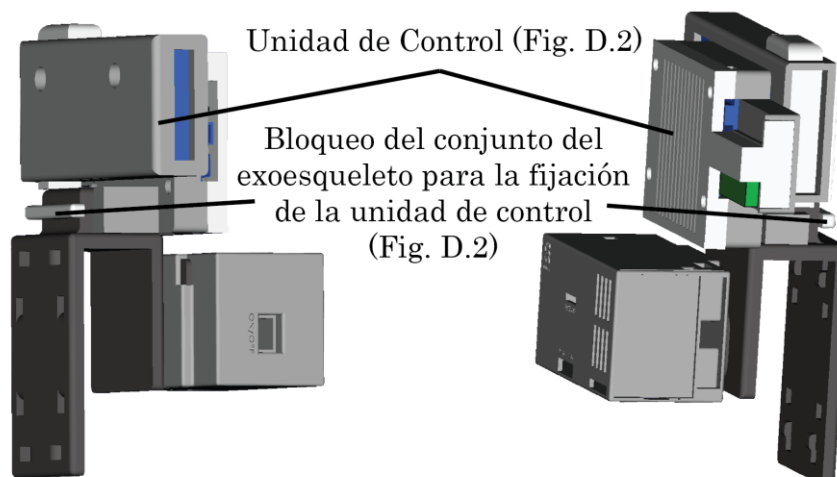


Figura D.8: Fijación central de un nodo y la unidad de control al EV. Esta figura muestra la pieza de fijación central que puede permanecer en el EV una vez instalada. Además, la figura muestra la colocación de un nodo de EE (Figura D.1 A) a través de un enganche de tipo macho similar al de la Figura D.1 B y la UC (Figura D.2). Esta última se fija con el cierre de montaje del EV (Figura D.2).

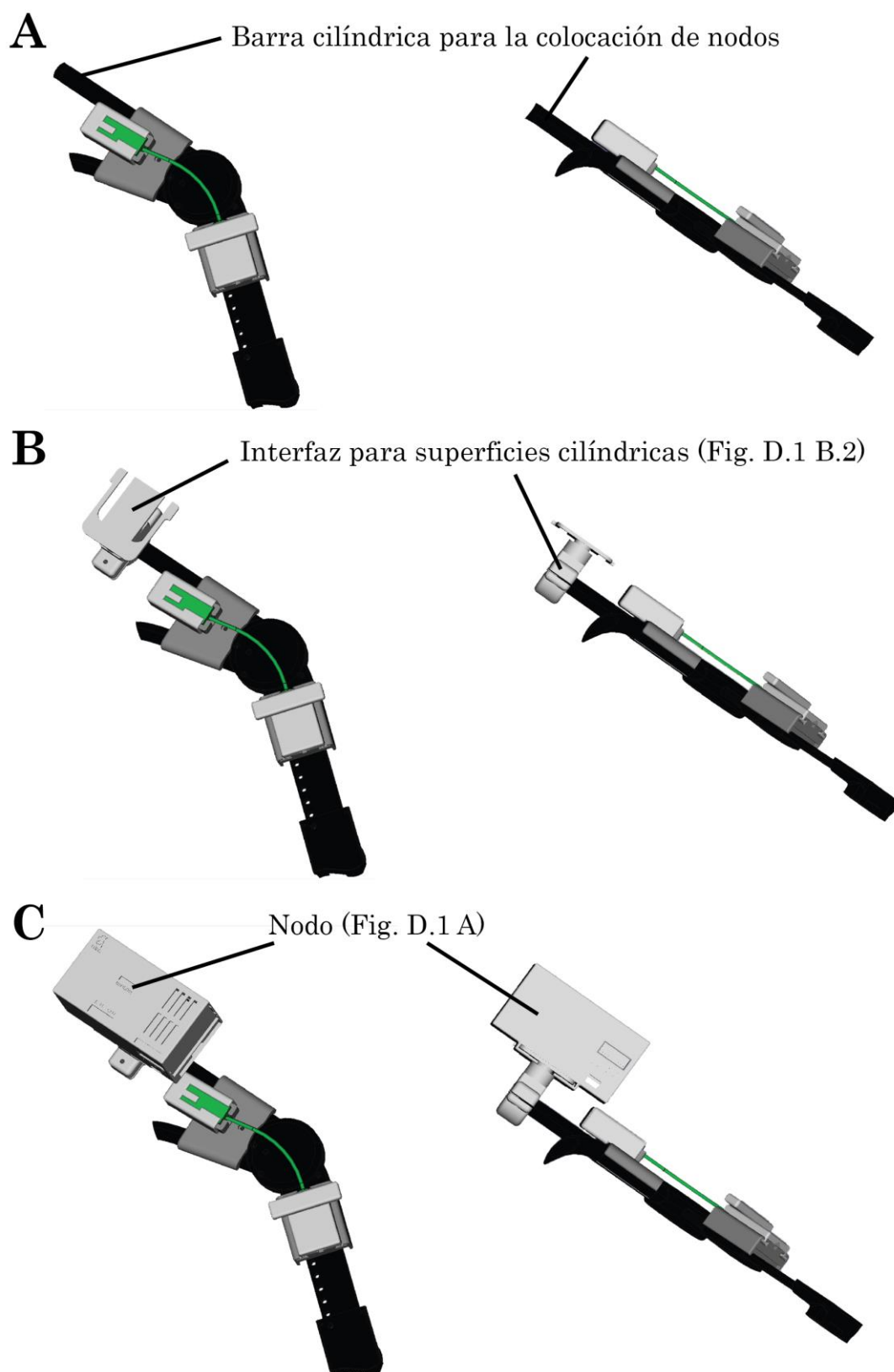


Figura D.9: Fijación lateral de un nodo al EV. Esta figura muestra la fijación de un nodo de EE (Figura D.1 A) al lateral del EV utilizando la pieza de la Figura D.1 B.2. La interfaz para superficies cilíndricas puede permanecer en su sitio una vez instalada, ya que no influye en el funcionamiento normal del EV.

Anexo E - Interfaces gráficas de usuario (GUIs)

En este Anexo se muestran algunas imágenes de las GUIs.

En la sección E.1, se muestran imágenes de la GUI dirigida a investigación con un enfoque más ingenieril y en la que se pueden variar una gran cantidad de parámetros. Esa GUI se caracteriza por una estructura de paneles y un panel central con varias pestañas.

En la sección E.2, se muestran imágenes de la GUI dirigida a la práctica clínica que se desarrolló en estrecha colaboración con el equipo clínico, donde se simplificaron las vistas y cantidad de parámetros con el objetivo de facilitar el uso de la misma y que la interacción fuese más intuitiva. Esa GUI se caracteriza por una estructura de ventanas y pestañas donde la navegación se ha estructurado en una serie de pasos ordenados a realizar para el correcto y seguro uso del sistema.

E.1. GUI con enfoque de investigación

The screenshot displays a complex GUI for configuring a research system. It is organized into several main sections:

- Selección de nodo (Node Selection):** Includes tabs for 'Nodo A', 'Nodo B', 'Nodo C', and 'Nodo D'. Below these are 'Parámetros de canal' (Channel Parameters) for up to 4 channels, with fields for amplitude, time, and repetitions. 'Parámetros generales' (General Parameters) include frequency settings. 'Modo de funcionamiento' (Operating Mode) allows switching between continuous and pulsed stimulation. 'Lazo de control' (Control Loop) offers options like open/closed loop and simple/hybrid control.
- Red de nodos (Node Network):** Features tabs for 'Rango de movimiento' (Movement Range), 'Rango de corriente' (Current Range), 'Gráficos' (Graphs), and 'Información' (Information). It shows a network diagram with nodes A, B, C, and D, and a table for configuring movement ranges (RS, RB, min, max) for various muscles like 'Flexor de cadera' and 'Gluteus maximus' on both left and right legs.
- Configuración de nodo (Node Configuration):** Contains buttons for 'Configurar nodo', 'Guardar parámetros en memoria', 'Leer configuración de nodo', 'Guardar configuración', and 'Cargar configuración'.
- Control de estimulación (Stimulation Control):** Includes 'Habilitar' and 'Iniciar' buttons, and input fields for 'Corriente' (Current) and 'Ancho de pulso' (Pulse Width).
- Calibración de corriente (Current Calibration):** Features dropdowns for 'Goniómetro' (Goniometer) and 'Músculo' (Muscle), along with 'Control manual' and 'Barrido automático' (Automatic Sweeping) controls.
- Mensajes informativos (Informational Messages):** A large text area at the bottom for displaying system messages, with 'Borrar mensajes' and 'Guardar mensajes' buttons.

Figura E.1.1: Menú principal de la GUI de investigación. Columna izquierda: configuración de los parámetros de EE básicos de los canales de cada nodo, el modo de funcionamiento (continuo o puntual, como se detalla en la [Sección 3.3.2](#)) y el tipo de lazo de control (presentados en las Secciones [3.3.3.1](#) y [3.3.3.2](#)). Parte central: configuración de la red de nodos y selección del modo de conexión. Panel inferior: control de errores y funcionamiento del sistema NP modular. Columna derecha: gestión, lectura, guardado y cargado de configuraciones de la red de nodos y calibración manual o automática (ciclos de barrido) de la amplitud y ancho de pulso.

Selección de nodo

Nodo A

Nodo B

Nodo C

Nodo D

Parámetros de canal

Número de canales: 1

Canal 1

Canal 2

Canal 3

Canal 4

Amplitud positiva (ap): 0 mA
Amplitud negativa (an): 0 mA
Tiempo positivo (tp): 250 μ s
Tiempo negativo (tn): 250 μ s
Repeticiones (re): 0
Inversión de pulso (in):
Turno del canal: 1

Parámetros generales

Frecuencia inter grupo (tg): 20 Hz
Frecuencia intra grupo (ti): 20 Hz

Modo de funcionamiento

Modo de estimulación: Continua
Tipo de pulsos: Asimétricos

Lazo de control

Lazo abierto

Lazo cerrado

Control simple

Control híbrido

Estim. normal

Estim. cruzada

Iniciar lazo de control

Guardar resultados

Red de nodos

Rango de movimiento

Rango de corriente

Gráficos

Información

Pasivo

Pasivo marcha

Asistencia

Pierna izquierda

Pierna derecha

Pierna izquierda

Pierna derecha

Pierna izquierda

Pierna derecha

Hip

Knee

Ankle

Flexión [°]

Extensión [°]

Flexión [°]

Extensión [°]

Dorsiflexión [°]

Plantarflexión [°]

Guardar

Cargar

Configuración de nodo

Configurar nodo

Guardar parámetros en memoria

Leer configuración de nodo

Guardar configuración

Cargar configuración

Control de estimulación

Habilitar

Iniciar

Corriente: 0.35 mA
Ancho de pulso: 5 μ s

Calibración de corriente

Goniómetro: Cadera izquierda
Músculo: Flexor de cadera

Control manual: Iniciar
Barrido automático: Iniciar

Corriente:
Ciclos:

Guardar datos

Cargar datos

Mensajes informativos

Borrar mensajes

Guardar mensajes

Figura E.1.2: Pestaña de registros de ROM articular de la GUI de investigación. Las columnas laterales y panel inferior se mantienen, pero cambia la parte central superior. En esta pestaña se puede registrar los ROM articulares que se han detallado en la [Sección 3.3.2](#).

207

Selección de nodo

Nodo A

Nodo B

Nodo C

Nodo D

Parámetros de canal

Número de canales:

1

Canal 1

Canal 2

Canal 3

Canal 4

Amplitud positiva (ap):

0

mA

Amplitud negativa (an):

0

mA

Tiempo positivo (tp):

250

µs

Tiempo negativo (tn):

250

µs

Repeticiones (re):

0

Inversión de pulso (in):

Turno del canal:

1

Parámetros generales

Frecuencia inter grupo (tg):

20

Hz

Frecuencia intra grupo (ti):

20

Hz

Modo de funcionamiento

Modo de estimulación:

Continua

Tipo de pulsos:

Asimétricos

Lazo de control

◆ Lazo abierto

◆ Lazo cerrado

◆ Control simple

◆ Control híbrido

◆ Estim. normal

◆ Estim. cruzada

Iniciar lazo de control

Guardar resultados

Red de nodos

Rango de movimiento

Rango de corriente

Gráficos

Información

Pierna izquierda

Pierna derecha

Umbral motor [mA]

Umbral confort [mA]

Umbral motor [mA]

Umbral confort [mA]

Hip

Flexión

-

-

-

-

Extensión

-

-

-

-

Knee

Flexión

-

-

-

-

Extensión

-

-

-

-

Ankle

Dorsiflexión

-

-

-

-

Plantarflexión

-

-

-

-

Guardar

Cargar

Configuración de nodo

Configurar nodo

Guardar parámetros en memoria

Leer configuración de nodo

Guardar configuración

Cargar configuración

Control de estimulación

Habilitar

Iniciar

Corriente:

-

+

0.35 mA

Ancho de pulso:

-

+

5 µs

Calibración de corriente

Goniómetro:

Cadera izquierda

Músculo:

Flexor de cadera

Control manual:

Iniciar

Barrido automático:

Iniciar

Corriente:

Ciclos:

Guardar datos

Cargar datos

Mensajes informativos

Borrar mensajes

Guardar mensajes

Figura E.1.3: Pestaña de registros de rango de corrientes de la GUI de investigación. Las columnas laterales y panel inferior se mantienen, pero cambia la parte central superior. En este panel central se pueden visualizar las corrientes asociadas al umbral de movimiento motor y umbral confort (Sección 3.3.2) asociados a los diferentes grupos musculares que se hayan configurado y a los movimientos asociados a los mismos.

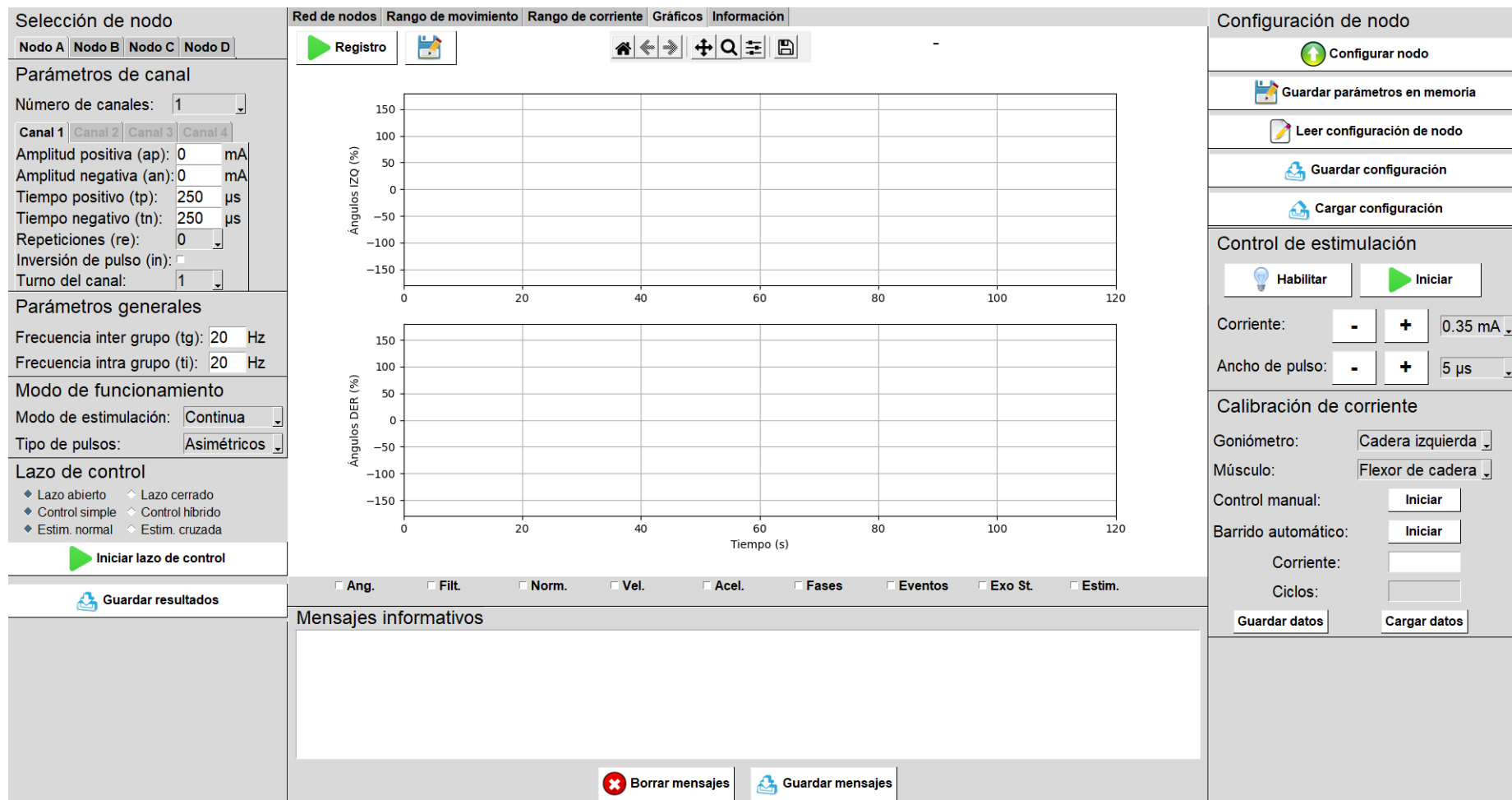


Figura E.1.4: Pestaña de visualización de registros con y sin asistencia de la GUI de investigación. Las columnas laterales y panel inferior se mantienen, pero cambia la parte central superior. En este panel central se pueden visualizar los datos de las sesiones que se hayan registrado.

Selección de nodo

Nodo A

Nodo B

Nodo C

Nodo D

Parámetros de canal

Número de canales: 1

Canal 1

Canal 2

Canal 3

Canal 4

Amplitud positiva (ap): 0 mA
Amplitud negativa (an): 0 mA
Tiempo positivo (tp): 250 μ s
Tiempo negativo (tn): 250 μ s
Repeticiones (re): 0
Inversión de pulso (in): ☐
Turno del canal: 1

Parámetros generales

Frecuencia inter grupo (tg): 20 Hz
Frecuencia intra grupo (ti): 20 Hz

Modo de funcionamiento

Modo de estimulación: Continua
Tipo de pulsos: Asimétricos

Lazo de control

Lazo abierto

Lazo cerrado

Control simple

Control híbrido

Estim. normal

Estim. cruzada

Iniciar lazo de control

Guardar resultados

Red de nodos

Rango de movimiento

Rango de corriente

Gráficos

Información

Corriente (C)

Canal 1 (C1)

Tiempo (t)

Canal 2 (C2)

Rampa Subida (RS)

Canal 3 (C3)

Rampa Bajada (RB)

Canal 4 (C4)

Tiempo Rampa Subida (tRS)

* re = 1

Tiempo Rampa Bajada (tRB)

Mensajes informativos

Borrar mensajes

Guardar mensajes

Configuración de nodo

Configurar nodo

Guardar parámetros en memoria

Leer configuración de nodo

Guardar configuración

Cargar configuración

Control de estimulación

Habilitar

Iniciar

Corriente: - + 0.35 mA
Ancho de pulso: - + 5 μ s

Calibración de corriente

Goniómetro: Cadera izquierda
Músculo: Flexor de cadera

Control manual: Iniciar
Barrido automático: Iniciar

Corriente:
Ciclos:

Guardar datos

Cargar datos

Figura E.1.5: Pestaña de información para usuarios no expertos de la GUI de investigación. Las columnas laterales y panel inferior se mantienen, pero cambia la parte central superior. En este panel central se puede ver una imagen con la información de los parámetros de estimulación que se pueden controlar en la interfaz para una mayor comprensión de usuarios no expertos en el uso del sistema.

210

E.2. GUI con enfoque clínico



Figura E.2.1: Menú principal de la GUI clínica. Se divide en 3 secciones principales. La sección de “Registro del ciclo de marcha” dirigida a registrar los movimientos articulares con electrogoniómetros, la sección de “Estimulación eléctrica” dirigida al empleo del sistema NP modular de forma individual, y la sección “Estimulación eléctrica + exoesqueleto” dirigida al uso del sistema NP modular combinado con el EV que se detalla en la [Sección 3.3.3.2](#). Estas dos últimas secciones únicamente se diferencian en el lazo de control empleado, pero las pestañas que se encontrarán en estos apartados son las mismas.

Menú principal		Calibración de movimiento		Registro	
Guardar calibración		Calibración sin nombre		Cargar calibración	
Pasivo			Pasivo marcha		
▶ Iniciar		Izquierda	Derecha	▶ Iniciar	
Cadera	Flexión	-	-	Cadera	Flexión
	Extensión	-	-		Extensión
Rodilla	Flexión	-	-	Rodilla	Flexión
	Extensión	-	-		Extensión
Tobillo	Flexión	-	-	Tobillo	Flexión
	Extensión	-	-		Extensión

Figura E.2.2: Menú de registro del ROM sin asistencia de la GUI clínica. En la pestaña de calibración de movimiento se pueden registrar los ROM relacionados con el “Pasivo” y “Pasivo marcha” que se detallan en el [Anexo E.1](#). Se pueden guardar los registros o cargarlos rápidamente.

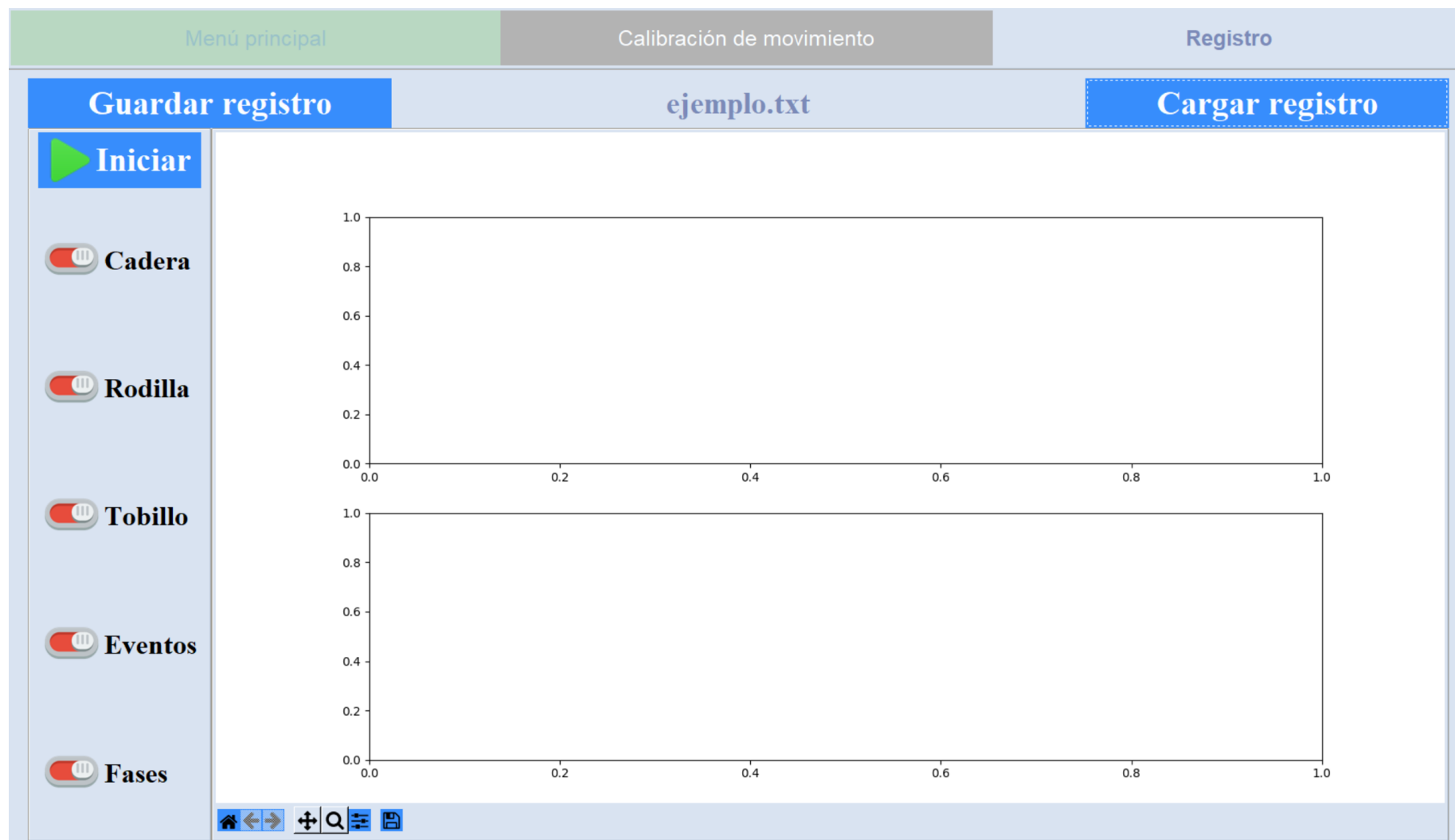


Figura E.2.3: Menú de registro y visualización de la GUI clínica. En la pestaña “Registro” se pueden visualizar los datos del registro, guardar el registro o cargar los datos de un registro previamente guardado.

Menú principal
Red de nodos
Calibración de movimiento
Calibración de corriente
Asistencia

Parámetros FES

Nodo A
Nodo B
Nodo C
Nodo D

Número de canales
1

Canal 1
Canal 2
Canal 3
Canal 4

Amplitud positiva (ap): 20 mA
Amplitud negativa (an): 20 mA
Tiempo positivo (tp): 250 μ s
Tiempo negativo (tn): 250 μ s
Repeticiones (re): 0
Inversión de pulso (in): ☐
Turno del canal: 1

Frecuencia inter grupo (tg): 40 Hz
Frecuencia intra grupo (ti): 40 Hz

Red de nodos

	Pierna izquierda				Pierna derecha			
		RS [ms]	RB [ms]		RS [ms]	RB [ms]		
Flexor de cadera	Nodo A - canal 1	☒ 50	☒ 50	-	☐ -	☐ -		
Gluteus maximus	Nodo A - canal 2	☐ -	☐ -	-	☐ -	☐ -		
Isquiotibiales	Nodo A - canal 3	☒ 50	☐ -	-	☐ -	☐ -		
Cuádriceps	Nodo A - canal 4	☐ -	☒ 50	-	☐ -	☐ -		
Tibial anterior	Nodo B - canal 1	☒ 50	☒ 50	-	☐ -	☐ -		
Gastrocnemios	Nodo B - canal 2	☒ 50	☐ -	-	☐ -	☐ -		

✖ Borrar red
💾 Guardar red
📁 Cargar red

Figura E.2.4: Menú de configuración de la red de nodos de la GUI clínica. Esta pestaña es común a la “Estimulación eléctrica” o “Estimulación eléctrica + exoesqueleto”. En la pestaña “Red de nodos” se puede configurar la red de nodos y parámetros de estimulación por canal. Se puede guardar una configuración de red de nodos o cargarla si tenemos una configuración previamente guardada.

Menú principal	Red de nodos	Calibración de movimiento	Calibración de corriente	Asistencia																																																		
Guardar calibración		test.txt cargado correctamente		Cargar calibración																																																		
Pasivo		Pasivo marcha																																																				
▶ Iniciar <table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th></th> <th>Izquierda</th> <th>Derecha</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td rowspan="2">Cadera</td> <td>Flexión</td> <td>-20.7</td> <td>11.1</td> </tr> <tr> <td>Extensión</td> <td>-20.9</td> <td>11.0</td> </tr> <tr> <td rowspan="2">Rodilla</td> <td>Flexión</td> <td>-15.3</td> <td>-16.7</td> </tr> <tr> <td>Extensión</td> <td>-15.4</td> <td>-16.8</td> </tr> <tr> <td rowspan="2">Tobillo</td> <td>Flexión</td> <td>16.1</td> <td>-6.9</td> </tr> <tr> <td>Extensión</td> <td>16.0</td> <td>-7.2</td> </tr> </tbody> </table>				Izquierda	Derecha	Cadera	Flexión	-20.7	11.1	Extensión	-20.9	11.0	Rodilla	Flexión	-15.3	-16.7	Extensión	-15.4	-16.8	Tobillo	Flexión	16.1	-6.9	Extensión	16.0	-7.2	▶ Iniciar <table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th></th> <th>Izquierda</th> <th>Derecha</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td rowspan="2">Cadera</td> <td>Flexión</td> <td>-20.7</td> <td>11.2</td> </tr> <tr> <td>Extensión</td> <td>-20.9</td> <td>11.0</td> </tr> <tr> <td rowspan="2">Rodilla</td> <td>Flexión</td> <td>-15.2</td> <td>-16.7</td> </tr> <tr> <td>Extensión</td> <td>-15.4</td> <td>-16.9</td> </tr> <tr> <td rowspan="2">Tobillo</td> <td>Flexión</td> <td>16.1</td> <td>-6.8</td> </tr> <tr> <td>Extensión</td> <td>15.9</td> <td>-7.2</td> </tr> </tbody> </table>					Izquierda	Derecha	Cadera	Flexión	-20.7	11.2	Extensión	-20.9	11.0	Rodilla	Flexión	-15.2	-16.7	Extensión	-15.4	-16.9	Tobillo	Flexión	16.1	-6.8	Extensión	15.9	-7.2
		Izquierda	Derecha																																																			
Cadera	Flexión	-20.7	11.1																																																			
	Extensión	-20.9	11.0																																																			
Rodilla	Flexión	-15.3	-16.7																																																			
	Extensión	-15.4	-16.8																																																			
Tobillo	Flexión	16.1	-6.9																																																			
	Extensión	16.0	-7.2																																																			
		Izquierda	Derecha																																																			
Cadera	Flexión	-20.7	11.2																																																			
	Extensión	-20.9	11.0																																																			
Rodilla	Flexión	-15.2	-16.7																																																			
	Extensión	-15.4	-16.9																																																			
Tobillo	Flexión	16.1	-6.8																																																			
	Extensión	15.9	-7.2																																																			

Figura E.2.5: Menú de registro de ROM de la GUI clínica con datos. Esta pestaña es común a la “Estimulación eléctrica” o “Estimulación eléctrica + exoesqueleto”. En la pestaña de calibración de movimiento se pueden registrar los ROM relacionados con el “Pasivo” y “Pasivo marcha” que se detallan en el [Anexo E.1](#). Se pueden guardar los registros o cargarlos rápidamente.

Menú principal
Red de nodos
Calibración de movimiento
Calibración de corriente
Calibración asistencia
Asistencia

Guardar calibración
Calibración sin nombre
Cargar calibración

Umbral comfort

	Izquierda	Derecha
Flexor de cadera	32.0 mA	-
Gluteus maximus	40.0 mA	-
Isquiotibiales	-	-
Cuádriceps	-	-
Tibial anterior	40.0 mA	-
Gastrocnemios	38.0 mA	-

Intervalo 0.35 mA - 0 mA +

Corriente inicial: 0 mA

Umbral motor

	Izquierda		Derecha	
Flexor de cadera	16.0 mA		-	
Gluteus maximus	20.0 mA		-	
Isquiotibiales	-		-	
Cuádriceps	-		-	
Tibial anterior	20.0 mA		-	
Gastrocnemios	20.0 mA		-	

Número de ciclos: 0

Corriente inicial: 0 mA 0.35 mA 0.1 s

Figura E.2.6: Menú de configuración de la EE de la GUI clínica. Esta pestaña es común a la “Estimulación eléctrica” o “Estimulación eléctrica + exoesqueleto”. En esta pestaña se pueden configurar y visualizar las corrientes asociadas al umbral de movimiento motor y umbral confort asociados a los diferentes grupos musculares que se hayan configurado y a los movimientos asociados a los mismos. Estos datos se pueden guardar y cargar de archivos previamente registrados.

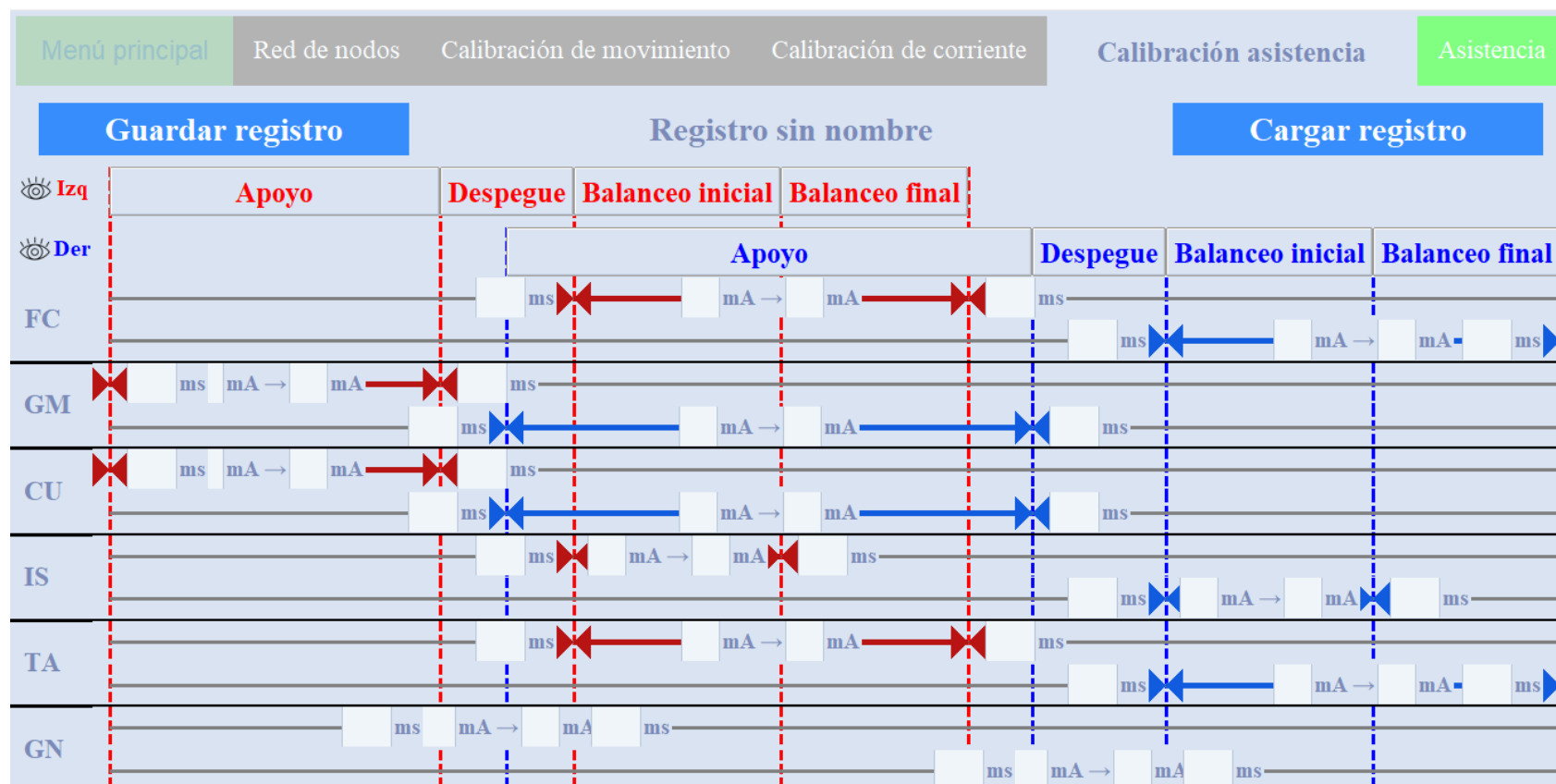


Figura E.2.7: Menú de configuración del lazo abierto flexible de la GUI clínica. Esta pestaña es común a la “Estimulación eléctrica” o “Estimulación eléctrica + exoesqueleto”. Esta pestaña es la de calibración de la asistencia. En ella se puede configurar la temporalidad de la asistencia mediante un sistema flexible de barras deslizantes. Únicamente aparecerán las barras de los grupos musculares configurados previamente. Se pueden seleccionar eventos de la marcha del miembro ipsilateral o contralateral, así como la duración de las rampas de subida y/o bajada y los mínimos y máximos de corriente, que estarán asegurados con la calibración de la pestaña previa para que no superar los umbrales confort. Los símbolos de los ojos permiten simplificar la visualización habilitando o deshabilitando la visualización de las líneas verticales asociadas a los eventos de la marcha del color correspondiente. Las configuraciones del lazo abierto flexible de asistencia se pueden guardar o cargar rápidamente de archivos previamente registrados. Aunque en la imagen aparece “Apoyo”, “Despegue”, “Balanceo Inicial” y “Balanceo Final”, estas son las subfases So, Pr, OI y OF detalladas a lo largo de la tesis doctoral. También se muestra la musculatura implicada: flexor de cadera que es FC, GM, cuádriceps que es CU, Is, TA y gastrocnemio que es GN.

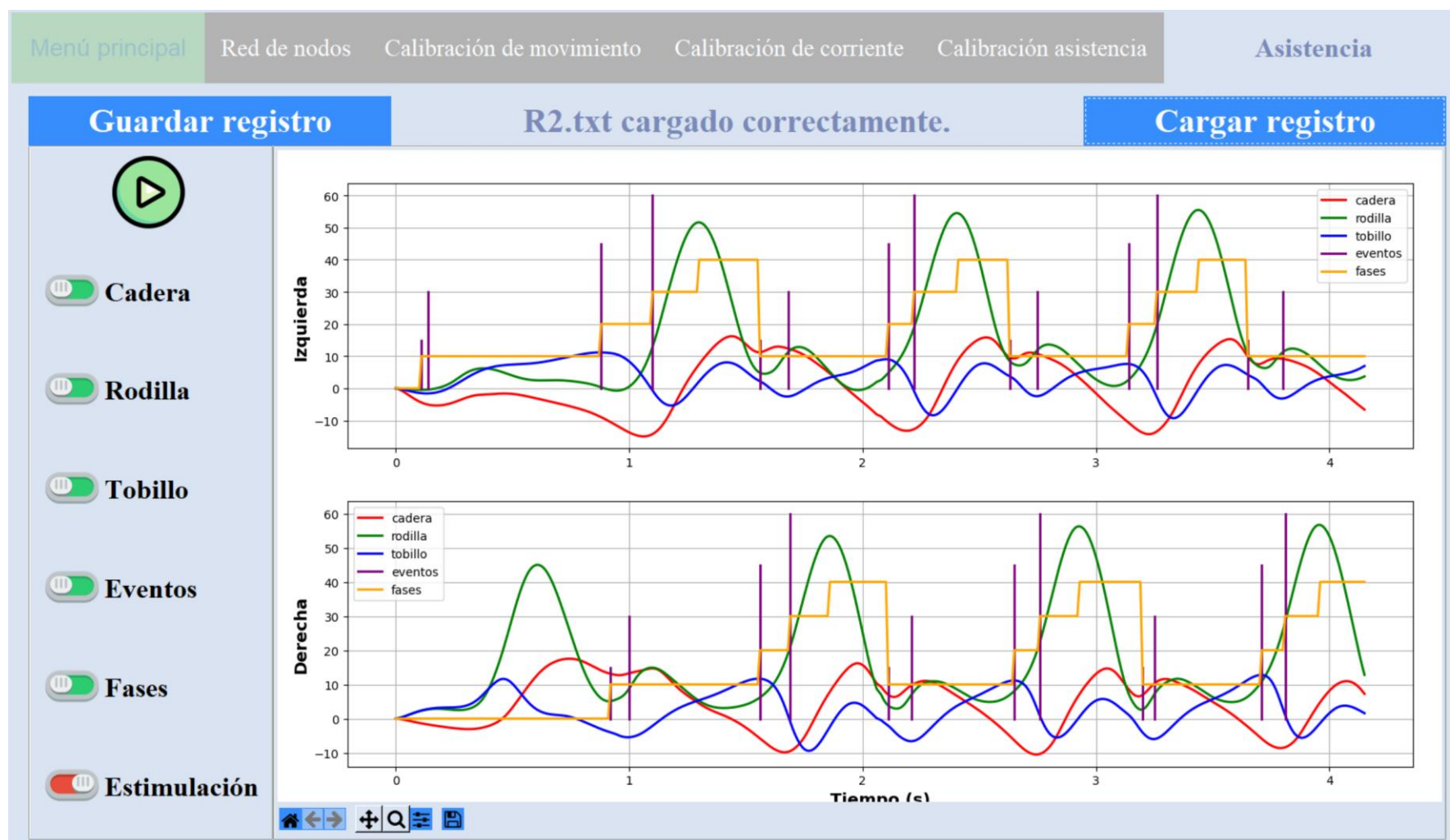


Figura E.2.8: Menú de registro y visualización de la GUI clínica con un ejemplo de registro sin asistencia. Esta pestaña es común a la “Estimulación eléctrica” o “Estimulación eléctrica + exoesqueleto”. En la pestaña de asistencia se puede realizar una prueba con la configuración predefinida en las pestañas previas. Además, se pueden visualizar los datos del registro, guardarlos y cargar registros guardados previamente. En esta imagen se observa los datos relativos a una prueba de registro de la marcha en que no se prestó asistencia.

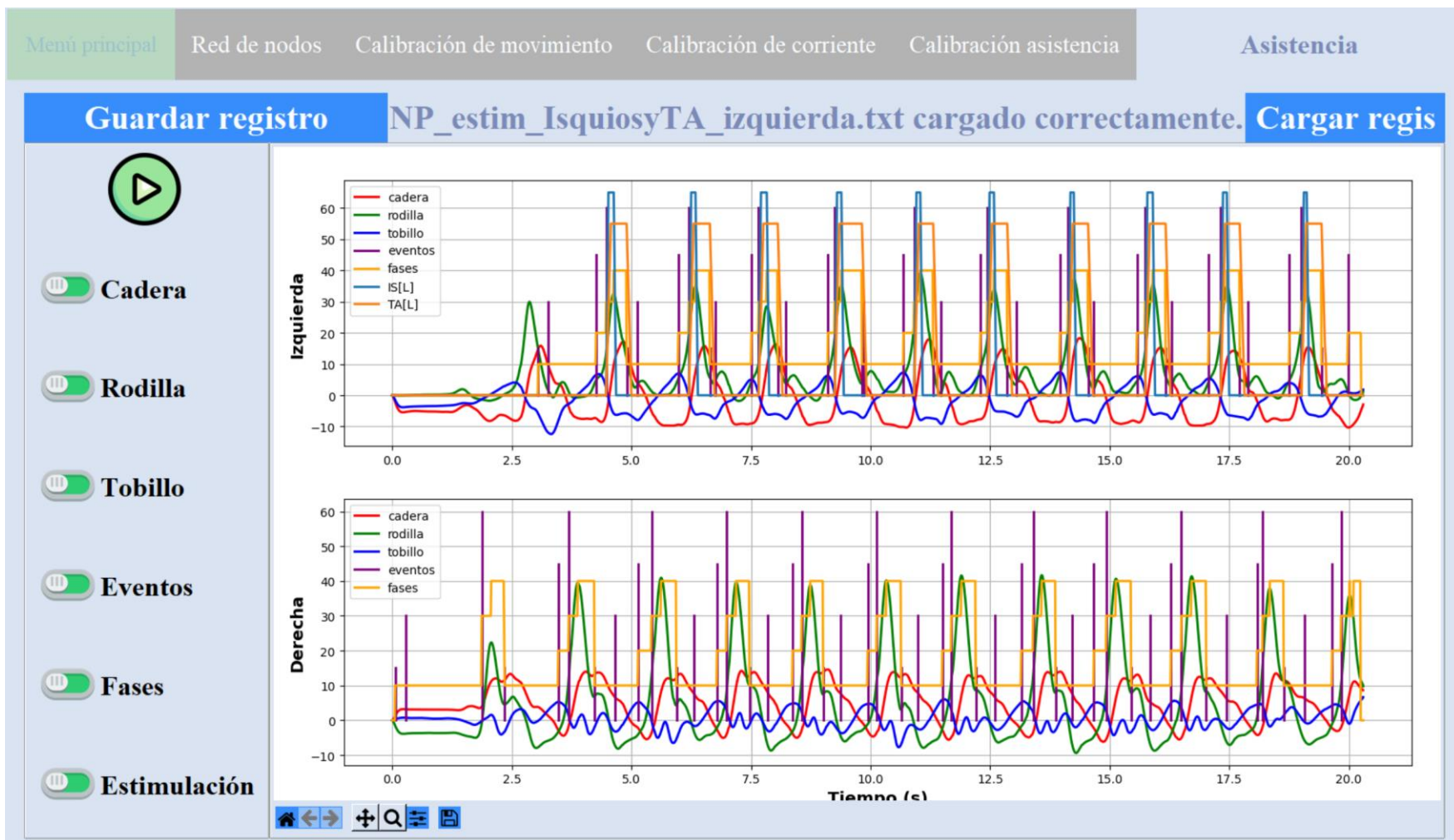


Figura E.2.9: Menú de registro y visualización de la GUI clínica con un ejemplo de registro con asistencia. Esta pestaña es común a la “Estimulación eléctrica” o “Estimulación eléctrica + exoesqueleto”. En la pestaña de asistencia se puede realizar una prueba con la configuración predefinida en las pestañas previas. Además, se pueden visualizar los datos del registro, guardarlos y cargar registros guardados previamente. En esta imagen se observa los datos relativos a una prueba de registro de la marcha en que se prestó asistencia en los isquiotibiales y tibial anterior de la pierna izquierda.

Anexo F - Resultados del impacto en la cinemática de las pruebas con la NP modular

En este anexo se muestran los resultados relativos a las pruebas de validación del sistema NP modular desarrollado en el Capítulo 3, así como las figuras correspondientes a la cinemática articular segmentada en GCs y la asistencia asociada a cada una de las articulaciones del miembro inferior.

Tabla F.1: Resultados del impacto en la cinemática de la asistencia con la NP modular, EV e híbrido. Esta tabla muestra las medias (Me) y las desviaciones estándar (De) de las variables de estudio: flexión dorsal máxima del tobillo en el contacto (To1), ángulo de flexión plantar en el despegue del pie (To2), flexión dorsal máxima durante la mitad de la oscilación (To3) y flexión máxima de la rodilla durante la oscilación (Ro1). Se muestra el número (N) de GCs registrados por individuo y lado, los resultados del ANOVA de medidas repetidas (junto al tamaño del efecto y la potencia estadística) o de la prueba de Friedman (en cursiva), según se cumpliera o no la condición de normalidad. Abreviaturas: condición 1 (C1), condición 2 (C2), condición 3 (C3), condición 4 (C4).

Individuos	Variables [°]	Condiciones de Estimulación Me (De)			ANOVA de medidas repetidas / <i>Test de Friedman</i>				
		Sin Estimulación (C1)	NP TA GS Is Estándar (C2)	NP TA Is Estándar (C3)	gl	F / Chi	p	η ²	ß-1
LMi 1									
	Lado								
	Izquierdo								
	(N = 21)								
	To1	-8.20 (0.94)	-9.29 (1.95)	-6.51 (1.20)	2	22.57	0.00		
	To2	0.13 (1.07)	-0.03 (0.93)	1.57 (1.06)	2	20.67	0.00		
	To3	-5.81 (0.63)	-7.18 (1.36)	-5.60 (0.73)	2	17.85	0.00	0.47	1.00
	Ro1	37.43 (2.31)	33.54 (1.64)	37.96 (2.32)	2	20.67	0.00		
LMi 2									
	Lado								
	Izquierdo								
	(N = 29)								
	To1	3.43 (1.94)	-2.22 (2.90)	0.01 (3.70)	2	27.52	0.00		
	To2	-1.72 (2.07)	-4.98 (2.08)	-6.49 (2.06)	2	33.17	0.00		
	To3	5.91 (2.05)	-0.04 (1.83)	2.65 (2.46)	2	44.90	0.00		
	To1	-1.80 (3.85)	-2.23 (3.75)	1.30 (3.35)	2	6.66	0.03	0.22	0.90
	To2	0.27 (2.97)	-1.48 (3.08)	-2.39 (2.80)	2	5.15	0.01	0.18	0.80
	To3	8.95 (2.52)	4.43 (2.93)	5.61 (4.02)	1.41	14.90	0.00	0.39	0.99

Ictus 1		Sin Estimulación (C1)	NP TA GS Is Cruzado (C2)	NP TA GS Is Estándar (C3)	WH TA GS Is Estándar (C4)					
Lado Izquierdo (N = 29)	To1	-18.07 (3.37)	6.57 (1.29)	4.16 (6.29)	-13.06 (2.42)	3	122.18	0.00	0.92	1.00
	To2	-11.44 (4.51)	1.29 (2.48)	1.91 (2.78)	-6.81 (4.28)	3	39.48	0.00	0.80	1.00
	To3	-11.99 (1.68)	9.14 (1.02)	9.72 (1.81)	-7.08 (5.41)	3	8.13	0.04		
	Ro1	39.92 (5.09)	41.36 (4.35)	44.61 (4.34)	43.86 (0.19)	3	3.20	0.04	0.24	0.68
Ictus 2		Sin Estimulación (C1)	EV (C2)	HV TA GS Is Estándar (C3)						
Lado Izquierdo (N = 29)	To1	-10.18 (1.57)	-12.14 (2.48)	-8.03 (6.64)		2	4.33	0.12		
	To2	-15.57 (2.53)	-7.53 (3.99)	-7.09 (2.99)		2	12.00	0.00		
	To3	-9.84 (1.55)	-4.79 (1.96)	0.76 (1.17)		2	84.76	0.00	0.94	1.00
	Ro1	32.89 (0.85)	51.35 (0.60)	51.77 (0.28)		2	1857.87	0.00	0.99	1.00

Tabla F.2: Comparación por pares del impacto en la cinemática en LMi de la asistencia con la NP modular, EV e híbrido. Los resultados de la comparación por pares entre las condiciones de los individuos con LMi 1 y LMi 2 se muestran para cada una de las variables y lados medidos. En el ANOVA de medidas repetidas, se proporcionan la significación y el intervalo de confianza; en el caso de la prueba de Friedman, sólo se proporciona la significación. Los resultados estadísticamente significativos se resaltan en negrita.

Individuos	Variables [°]	Comparaciones por pares	Izquierda	Derecha
			p-valor [IC 95% Límite Inferior, Límite Superior]	p-valor [IC 95% Límite Inferior, Límite Superior]
LMi 1	To1	C1 vs C2	0.050	
		C1 vs C3	<0,001	
		C2 vs C3	<0,001	
	To2	C1 vs C2	0.357	
		C1 vs C3	0.001	
		C2 vs C3	<0,001	
	To3	C1 vs C2	0.001 [0.59 2.15]	
		C1 vs C3	1.000 [-0.78 0.35]	
		C2 vs C3	<0,001 [-2.45 -0.72]	
	Ro1	C1 vs C2	<0,001	
		C1 vs C3	0.961	
		C2 vs C3	<0,001	
LMi 2	To1	C1 vs C2	<0,001	1.000 [-2.18 3.04]
		C1 vs C3	<0,001	0.035 [-6.03 -0.17]
		C2 vs C3	0.004	0.006 [-6.17 -0.90]
	To2	C1 vs C2	<0,001	0.150 [-0.44 3.94]
		C1 vs C3	<0,001	0.003 [0.82 4.50]
		C2 vs C3	0.016	1.000 [-1.55 3.36]
	To3	C1 vs C2	<0,001	<0,001 [3.09 5.97]
		C1 vs C3	<0,001	0.003 [1.08 5.61]
		C2 vs C3	<0,001	0.840 [-3.94 1.58]

Tabla F.3: Comparación por pares del impacto en la cinemática en ictus de la asistencia con la NP modular, EV e híbrido. Se muestran los resultados de la comparación por pares entre las condiciones de los individuos con Ictus 1 y con Ictus 2 para cada una de las variables y el lado izquierdo medido. En el ANOVA de medidas repetidas, se proporcionan la significación y el intervalo de confianza; en el caso de la prueba de Friedman, sólo se proporciona la significación. Los resultados estadísticamente significativos se resaltan en negrita.

Individuos	Variables [°]	Comparaciones por pares	Izquierda	Individuos	Variables [°]	Comparaciones por pares	Izquierda
			p-valor [IC 95% Límite Inferior, Límite Superior]				p-valor [IC 95% Límite Inferior, Límite Superior]
Ictus 1	To1	C1 vs C2	<0,001 [-28.18 -21.09]	Ictus 2	To1	C1 vs C2	0.249
		C1 vs C3	<0,001 [-28.69 -15.77]			C1 vs C3	0.345
		C1 vs C4	0.011 [-8.91 -1.10]			C2 vs C3	0.075
		C2 vs C3	1.000 [-3.95 8.77]		To2	C1 vs C2	0.028
		C2 vs C4	<0,001 [16.73 22.54]			C1 vs C3	0.028
		C3 vs C4	<0,001 [10.82 23.63]			C2 vs C3	0.917
	To2	C1 vs C2	<0,001 [-17.16 -8.32]		To3	C1 vs C2	0.008 [-8.30 -1.80]
		C1 vs C3	<0,001 [18.10 -8.62]			C1 vs C3	<0,001 [-13.38 -7.81]
		C1 vs C4	0.090 [-9.82 0.55]			C2 vs C3	0.002 [-8.11 -3.00]
		C2 vs C3	1.000 [-4.42 3.19]		Ro1	C1 vs C2	<0,001 [-20.05 -16.88]
		C2 vs C4	0.002 [3.12 13.09]			C1 vs C3	<0,001 [-20.12 -17.63]
		C3 vs C4	0.002 [3.34 14.10]			C2 vs C3	0.372 [-1.20 0.38]
	To3	C1 vs C2	<0,001				
		C1 vs C3	0.003				
		C1 vs C4	<0,001				
		C2 vs C3	0.075				
		C2 vs C4	<0,001				
		C3 vs C4	0.003				
	Ro1	C1 vs C2	1.000 [-7.70 4.83]				
		C1 vs C3	0.390 [-12.10 2.72]				
		C1 vs C4	0.156 [-8.90 1.01]				
		C2 vs C3	0.635 [-9.26 2.74]				
		C2 vs C4	0.483 [-6.75 1.72]				
		C3 vs C4	1.000 [-3.61 5.10]				

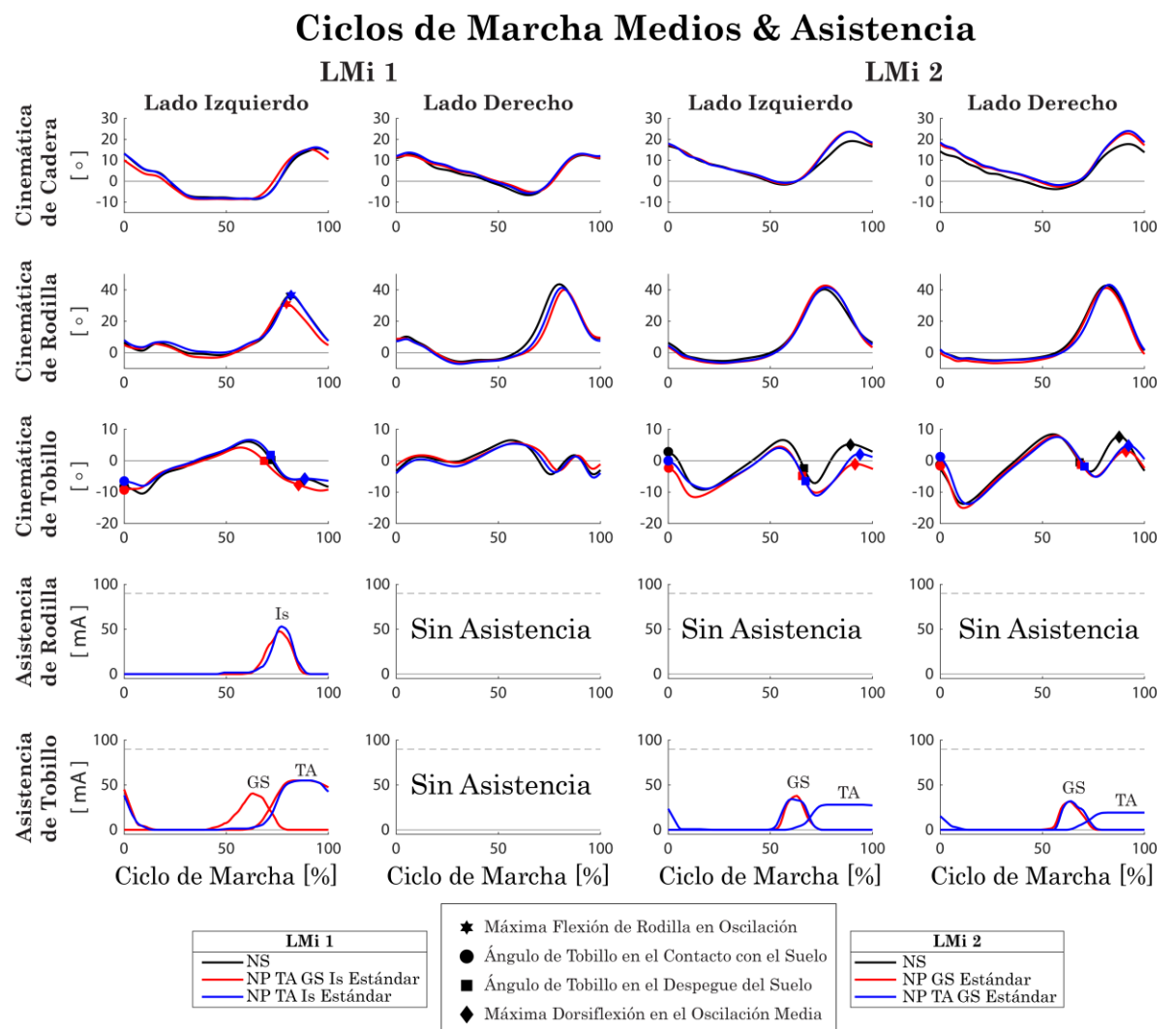


Figura F.1: GCs medios y asistencia en usuarios con LMi. Esta figura muestra los GCs medios de los individuos LM 1 y LM 2. Se muestran los GCs medios para cada una de las configuraciones y las variables que se midieron: flexión dorsal máxima del tobillo en el contacto (To1), ángulo de flexión plantar en el despegue del pie (To2), flexión dorsal máxima durante la mitad de la oscilación (To3) y flexión máxima de la rodilla durante la oscilación (Ro1). También se muestra la asistencia media recibida por cada individuo en cada grupo muscular según la configuración establecida: Is, GS y TA.

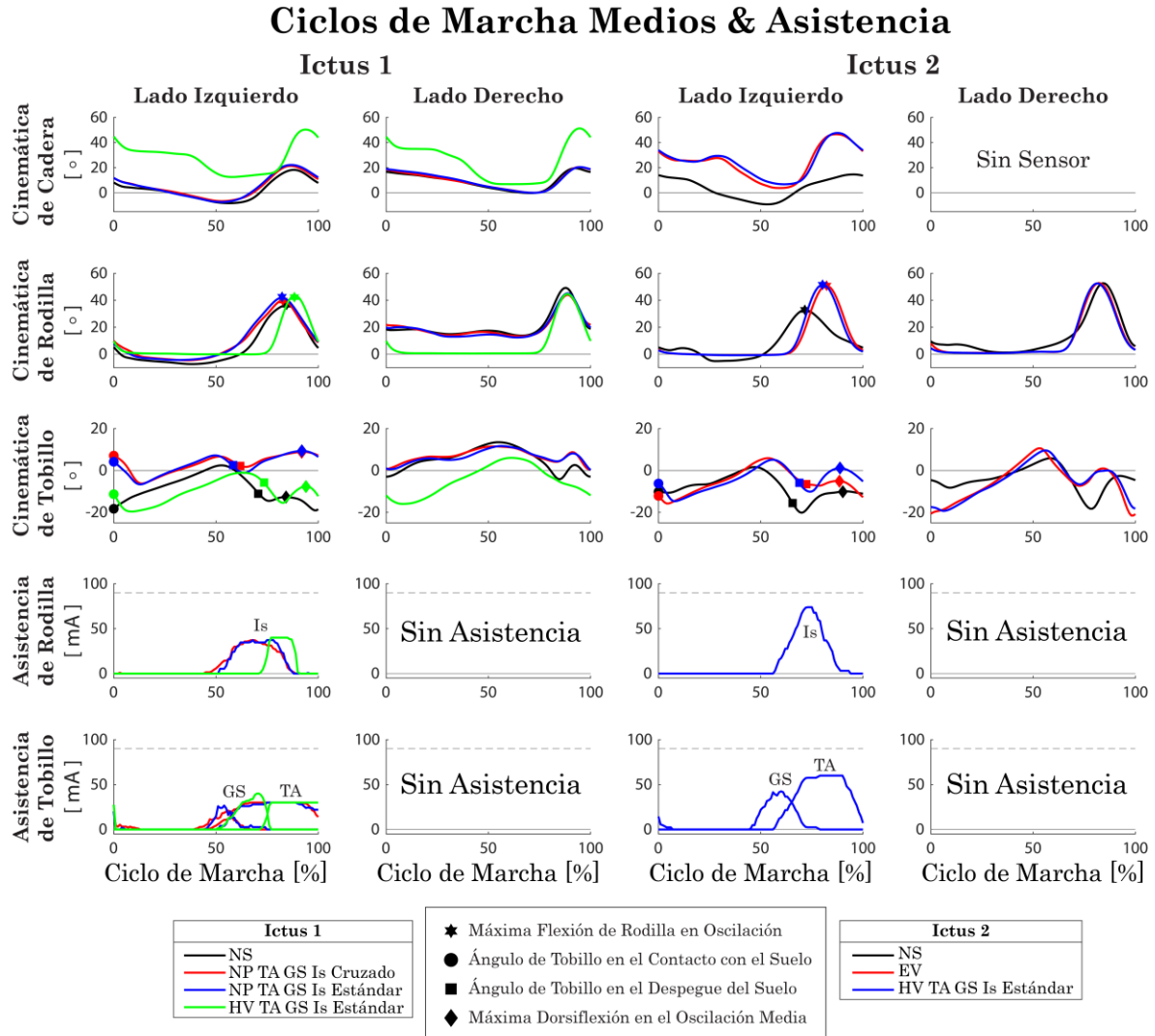


Figura F.2: GCs medios y asistencia en usuarios con ictus. Esta figura muestra los GCs medios de los individuos Ictus 1 e Ictus 2. Se muestran los GCs medios para cada una de las configuraciones y las variables que se midieron: flexión dorsal máxima del tobillo en el contacto (To1), ángulo de flexión plantar en el despegue del pie (To2), flexión dorsal máxima durante la mitad de la oscilación (To3) y flexión máxima de la rodilla durante la oscilación (Ro1). También se muestra la asistencia media recibida por cada individuo en cada grupo muscular según la configuración establecida: Is, GS y TA. No se muestran datos cinemáticos de la cadera derecha para el caso del Ictus 2 debido a una avería de los sensores, por lo que no se pudo registrar dicha articulación. El aumento de la flexión global mostrado a nivel de la cadera en ambos individuos se observa en las configuraciones que incluyen el uso del EV y se debe a la postura inclinada hacia delante de los individuos al realizar la actividad de marcha.

Anexo G - Resultados del impacto en la cinemática de la asistencia personalizada con EV

Tabla G.1: Resultados de impacto en la cinemática asociados a las pruebas de validación de la estrategia de asistencia personalizada con el EV. Abreviaturas: no asistencia (No Asist).

Grupo	Modo de Marcha	N	dDTW [°] Me (De)			RMS [°] Me (De)		
			Ca	Ro	To	Ca	Ro	To
Sanos	No Asist	60	5,93 (6,62)	6,99 (3,14)	4,56 (2,74)	9,05 (7,84)	5,14 (3,27)	3,89 (2,44)
	E	60	1,30 (0,57)	1,45 (0,92)	0,66 (0,25)	1,79 (1,46)	2,21 (1,49)	0,93 (0,72)
	Per	60	1,37 (0,90)	1,33 (0,83)	0,67 (0,35)	1,33 (1,06)	2,54 (3,12)	0,99 (0,74)
	p-valor	No Asist vs E	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
		No Asist vs Per	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
		E vs Per	0,422	0,642	0,632	0,018	0,387	0,776
LMi Op	No Asist	24	9,43 (3,24)	14,66 (1,75)	3,99 (1,86)	8,41 (3,00)	8,54 (2,13)	4,92 (4,05)
	E	24	1,21 (0,80)	1,72 (0,66)	0,50 (0,14)	1,30 (0,66)	6,04 (2,77)	1,05 (0,79)
	Per	24	1,28 (1,11)	2,59 (0,69)	1,09 (0,63)	1,54 (0,73)	8,13 (3,92)	1,47 (0,60)
	p-valor	No Asist vs E	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,001	<0,001
		No Asist vs Per	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,797	0,001
		E vs Per	0,920	<0,001	<0,001	0,097	0,017	0,069
LMi SOp	No Asist	36	7,28 (2,33)	12,94 (10,08)	6,86 (4,22)	7,24 (3,92)	9,20 (7,39)	7,02 (5,40)
	E	36	0,60 (0,25)	1,03 (0,58)	0,56 (0,25)	1,00 (0,76)	4,66 (3,15)	1,34 (0,92)
	Per	36	0,56 (0,19)	1,80 (1,15)	0,86 (0,47)	0,97 (0,76)	6,17 (3,59)	1,50 (0,84)
	p-valor	No Asist vs E	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,003	<0,001
		No Asist vs Per	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,078	<0,001
		E vs Per	0,666	<0,001	<0,001	0,694	0,004	0,400

Tabla G.2: Resultados del impacto espaciotemporal en relación a las pruebas de validación de la estrategia de asistencia personalizada con el EV.

Grupo	Modo de Marcha	N	Duración GC [s] Me (De)	Apoyo [%GC] Me (De)	Oscilación [%GC] Me (De)
Sanos	Ref	60	2,97 (0,13)	59,50 (0,50)	40,50 (0,50)
	No Asist	60	1,05 (0,03)	61,20 (2,21)	38,80 (2,21)
	E	60	2,98 (0,14)	61,38 (1,59)	38,62 (1,59)
	Per	60	2,98 (0,14)	62,38 (3,09)	37,62 (3,09)
	Ref vs No Asist		<0,001	<0,001	<0,001
	Ref vs E		0,041	<0,001	<0,001
	Ref vs Per		0,306	<0,001	<0,001
	No Asist vs E		<0,001	0,458	0,458
	No Asist vs Per		<0,001	0,006	0,006
	E vs Per		0,608	0,039	0,039
LMi Op	Ref	24	3,94 (0,55)	59,50 (0,51)	40,50 (0,51)
	No Asist	24	2,26 (0,10)	75,04 (2,87)	24,96 (2,87)
	E	24	3,93 (0,54)	63,04 (2,49)	36,96 (2,49)
	Per	24	3,93 (0,56)	64,96 (3,46)	35,04 (3,46)
	Ref vs No Asist		<0,001	<0,001	<0,001
	Ref vs E		0,419	<0,001	<0,001
	Ref vs Per		0,586	<0,001	<0,001
	No Asist vs E		<0,001	<0,001	<0,001
	No Asist vs Per		<0,001	<0,001	<0,001
	E vs Per		0,761	0,067	0,067
LMi SOP	Ref	36	4,48 (0,00)	59,50 (0,51)	40,50 (0,51)
	No Asist	36	2,45 (0,86)	74,86 (6,25)	25,14 (6,25)
	E	36	4,52 (0,09)	63,19 (2,42)	36,81 (2,42)
	Per	36	4,46 (0,10)	65,33 (3,31)	34,67 (3,31)
	Ref vs No Asist		<0,001	<0,001	<0,001
	Ref vs E		0,019	<0,001	<0,001
	Ref vs Per		0,294	<0,001	<0,001
	No Asist vs E		<0,001	<0,001	<0,001
	No Asist vs Per		<0,001	<0,001	<0,001
	E vs Per		0,039	0,004	0,004

Tabla G.3: Resultados relativos a la cantidad de asistencia asociados a las pruebas de validación de la estrategia de asistencia personalizada con el EV.

Grupo	Modo de Marcha	Área Bajo Perfil De Asistencia GC [%Asistencia*%GC]			
		N	GC Ca Me (De)	GC Ro Me (De)	GC To Me (De)
Sanos	E	100	7400,00 (492,37)	7400,00 (492,37)	7400,00 (492,37)
	Per	100	6720,08 (732,46)	4751,73 (1132,75)	4118,49 (729,87)
	p-valor		<0,001	<0,001	<0,001
LMi Op	E	116	7000,00 (0,00)	7000,00 (0,00)	7000,00 (0,00)
	Per	116	5754,65 (1282,91)	5000,10 (1048,40)	4260,40 (1055,38)
	p-valor		<0,001	<0,001	<0,001
LMi SOP	E	174	7333,33 (472,77)	7333,33 (472,77)	7333,33 (472,77)
	Per	174	5225,71 (861,43)	3633,51 (921,65)	3476,58 (1214,11)
	p-valor		<0,001	<0,001	<0,001

Tabla G.4: Resultados relativos a las fuerzas soportadas por el EV asociados a las pruebas de validación de la estrategia de asistencia personalizada con el EV.

Grupo	Modo de Marcha	Par Medido Por Los Sensores [Nm*%GC]			
		N	Ca Me (De)	Ro Me (De)	To Me (De)
Sanos	E	100	1303,46 (502,98)	1082,56 (188,59)	533,40 (147,64)
	Per	100	1131,95 (292,69)	977,93 (162,32)	560,77 (172,15)
	p-valor		<0,001	<0,001	0,055
LMi Op	E	116	2083,89 (451,42)	1570,00 (254,61)	802,07 (94,12)
	Per	116	1868,20 (434,62)	1406,63 (229,82)	775,05 (107,36)
	p-valor		<0,001	<0,001	0,036
LMi SOP	E	174	2085,18 (567,90)	1411,23 (351,47)	948,23 (296,36)
	Per	174	1484,27 (464,62)	1145,24 (328,84)	965,69 (287,01)
	p-valor		<0,001	<0,001	0,117

Tabla G.5: Resultados relativos a la potencia eléctrica y corriente eléctrica consumida por el EV asociados a las pruebas de validación de la estrategia de asistencia personalizada con el EV.

Grupo	Modo de Marcha	Potencia eléctrica [W]		Consumo eléctrico [A]		
		N	Global Me (De)	Ca Me (De)	Ro Me (De)	To Me (De)
Sanos	E	100	7149,48 (1042,74)	577,80 (289,37)	754,27 (170,13)	577,46 (147,49)
	Per	100	6960,37 (1131,51)	632,71 (266,80)	545,19 (129,75)	501,63 (155,13)
	p-valor		0,126	0,071	<0,001	<0,001
LMi Op	E	116	7472,76 (2191,66)	672,69 (369,59)	793,78 (155,82)	537,04 (221,74)
	Per	116	7262,34 (2683,61)	648,80 (483,67)	558,83 (241,26)	499,37 (285,79)
	p-valor		0,003	0,029	<0,001	0,003
LMi SOp	E	174	4370,03 (510,09)	276,04 (115,34)	511,18 (113,75)	257,16 (86,35)
	Per	174	3735,01 (562,16)	190,07 (87,89)	263,02 (96,67)	197,75 (88,57)
	p-valor		<0,001	<0,001	<0,001	<0,001

Tabla G.6: Resultados relativos al esfuerzo requerido por el usuario y la percepción del mismo ante los modos de control asociados a las pruebas de validación de la estrategia de asistencia personalizada con el EV.

Grupo	Modo de Marcha	N	Escala de Borg Me (De)	Cuestionario SUS Me (De)
Sanos	E	5	1,00 (0,94)	59,00 (8,02)
	Per	5	-0,20 (0,45)	65,00 (4,33)
	p-valor		0,066	0,223
LMi Op	E	2	1,00 (1,41)	65,00 (7,07)
	Per	2	-0,50 (0,71)	63,75 (12,37)
	p-valor		0,18	0,655
LMi SOp	E	3	0,67 (0,58)	71,67 (14,22)
	Per	3	1,00 (1,73)	79,17 (9,46)
	p-valor		1	0,122