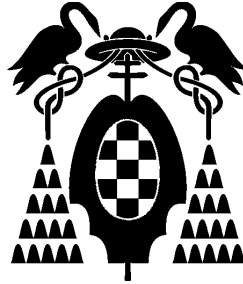


UNIVERSIDAD DE ALCALÁ
ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR
DEPARTAMENTO DE ELECTRÓNICA



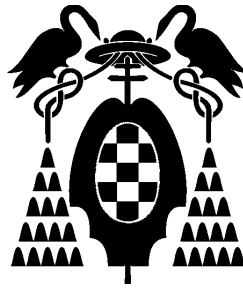
INTERFAZ MULTIMODAL PARA MODELADO, ESTUDIO Y
ASISTENCIA A LA MARCHA HUMANA MEDIANTE
ANDADORES ROBÓTICOS

TESIS DOCTORAL

Anselmo Frizera Neto

2010

UNIVERSIDAD DE ALCALÁ
ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR
DEPARTAMENTO DE ELECTRÓNICA



INTERFAZ MULTIMODAL PARA MODELADO, ESTUDIO Y
ASISTENCIA A LA MARCHA HUMANA MEDIANTE
ANDADORES ROBÓTICOS

TESIS DOCTORAL

Autor:

Anselmo Frizera Neto

Directores:

Dr. Ramón Ceres Ruiz

Dr. José Luis Pons Rovira

Tutor:

Dr. Manuel Mazo Quintas

2010

“Aprendi que a disciplina sem sonhos produz servos que fazem tudo automaticamente. E os sonhos sem disciplina produzem pessoas frustradas que não transformam os sonhos em realidade”

A. Cury

*A mis padres, Eliana y Anselmo
a mi hermano, Breno
y a mi Franciani*

Resumen

En esta tesis doctoral se presenta la concepción, implementación y validación de una interfaz multimodal para el modelado, estudio y asistencia a la marcha humana. Esta interfaz se ha integrado en un andador para conseguir un soporte activo, adaptado, seguro y de fácil manejo para ciertas personas con movilidad muy reducida, que de otro modo quedarían relegados a la silla de ruedas con los problemas fisiológicos que su uso conlleva.

Inicialmente, se realiza una revisión del estado del arte de los dispositivos de ayuda a la movilidad y, en especial, un estudio crítico de los andadores. Entre estos dispositivos, se encuentra una clase de elementos conocidos como andadores avanzados o *Smart Walkers*, tema de interés en la actualidad de numerosos grupos de investigación en Estados Unidos, Europa y Japón. En este estudio, se realiza, además, una clasificación funcional de los andadores avanzados y un análisis detallado de los sistemas más significativos de la literatura en este campo. A partir de este análisis crítico inicial y de las carencias encontradas se propone y se presenta el andador SIMBIOSIS, desarrollo central del trabajo realizado en esta tesis doctoral y dentro del proyecto CYCIT (DPI-2005-07417) con el mismo acrónimo.

Con el fin de cubrir las carencias mencionadas, se aborda en profundidad el estudio y la caracterización de la marcha asistida por andadores y la interacción usuario-andador con el fin no solo de conocer mejor el proceso en sí, sino también de utilizar esta información para la obtención de técnicas de procesamiento de señales y de desarrollo de estrategias de control y conducción del andador de forma más natural y segura para el usuario. Con este enfoque, se trata de potenciar el uso de los andadores como herramienta eficiente de compensación funcional y de rehabilitación de la marcha humana.

En este contexto se centran las principales aportaciones científicas de este trabajo: la caracterización de la marcha humana con el andador desarrollado, la descripción y el modelado de la interacción entre los dos agentes y su relación con el entorno, la obtención de una metodología de procesamiento de señales y de control centrada en el usuario y su interacción con el andador y, finalmente,

la validación funcional del sistema desarrollado con usuarios.

El sistema y los métodos desarrollados han sido efectivamente validados de manera experimental con pacientes lesionados medulares con distintos grados de afección y capacidades de locomoción. Los resultados, obtenidos tanto objetivos como subjetivos, se ha considerado satisfactorios en un alto grado y se presentan en la memoria, constatando el potencial del andador desarrollado no solo como elemento de compensación funcional para ciertos sujetos con afecciones de marcha, sino también como elemento rehabilitador para personas con diferentes disfunciones en sus miembros inferiores. Por todo ello, el resultado más significativo del trabajo de esta tesis doctoral ha sido la obtención de una herramienta segura y fiable de asistencia a personas con movilidad muy reducida.

Abstract

In this PhD thesis, the conception, implementation and validation of a multi-modal interface for the modeling, study and assistance of human gait is presented. Such an interface is integrated in a rollator walker to achieve an active, adapted and safe support for individuals with reduced mobility, that are usually relegated to the use of wheelchairs and the physiological issues related with their use.

Initially, a review of the state-of-the-art of the mobility assistive devices is presented, specially focused on walkers. Among such devices, a class of advanced walkers - the Smart Walkers - is found and it is the focus of many research groups in the United States, Europe and Japan. In this study, a functional classification of the advanced walkers and a detailed analysis of the most significant devices in the literature is performed. From such analysis and considering the identified shortcomings of the Smart Walkers, the SIMBIOSIS Project (CYCIT, ref. number DPI-2005-07417) is proposed and presented. The SIMBIOSIS project is the framework of development of this PhD thesis.

With the objective of fulfilling the shortcomings presented, the characterization of walker assisted (human) gait is presented along with the study of certain parameters of the user-walker interaction. The purpose of studies is not only to better understand the gait/interaction process, but also to use this information to obtain signal-processing techniques and control strategies to command the walker in a natural and user-safe manner. Within this focus, the idea is to empower the use of advanced walkers as an efficient functional compensation tool and also for the rehabilitation of pathological human gait.

In this context, the main scientific contributions of this thesis are:

1. The characterization of human gait with the developed walker,
2. the description and modeling of the interaction between both agents and their relationship with the environment,
3. the obtaining of a new methodology for the signal processing and control centered in the user and his/her interaction with the walker and,

4. the functional validation of the developed system with the users.

The developed system and methods have been effectively verified and validated experimentally with spinal cord injury patients with different degrees of mobility capabilities. The results, obtained both from objective and subjective points-of-view, are considered very satisfactory and are presented in this document, proving the potential of the developed device as a functional compensation tool for people with gait related disabilities and as a rehabilitation system for people with different lower-limbs dysfunction levels. In this regard, the most significant result obtained from the work developed under this PhD thesis was the construction of a safe and reliable assistive tool for people with reduced mobility.

Agradecimientos

Me gustaría agradecer a mis directores de tesis, Ramón Ceres y José Luis Pons, no sólo por la gran oportunidad de realizar este trabajo bajo su dirección, sino también por su amistad, por compartir su conocimiento y experiencia, por apoyarme y por animarme durante estos años de trabajo.

A mi tutor, Manuel Mazo Quintas, por proporcionar los medios necesarios para la realización del trabajo en la Universidad de Alcalá, por dedicarme su tiempo y atención siempre que fue necesario.

A todos mis compañeros del Grupo de Bioingeniería, sin los cuales la realización de esta tesis sería imposible. En especial, a los amigos Eduardo, Juanito, Rafa, Edyta, Diego, Juan Camilo, Andrés y Leopoldo que colaboraran de manera directa en los trabajos realizados en esta tesis.

Asimismo, me gustaría extender mi agradecimiento a todos los miembros del Instituto de Automática Industrial del CSIC, por su aportación y dedicación en estos casi cinco años que llevo trabajando en el CSIC. A todos los compañeros del Taller de Electrónica y de Mecánica por su dedicación y buen trabajo. Del mismo modo, me gustaría expresar mi reconocimiento por la ayuda obtenida del Programa DPI del Plan Nacional que ha financiado el Proyecto SIMBIOSIS.

A los colegas del Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo. En especial al Dr. Ángel Gil, Antonio, Soraya y Ana por su colaboración en la realización de los experimentos con pacientes. A los profesores Alicia Casals y Antonio Martínez, a los colegas Toni y Xisco por su amabilidad en recibirme en su grupo en la Universidad Politécnica de Cataluña.

A Dios, por la vida que me ha concedido y por guiarme en ella.

A mi familia por todas las oportunidades que me han ofrecido en la vida, por su cariño, apoyo y infinita paciencia en los momentos más difíciles.

A Franciani. Sin su apoyo incondicional, su sonrisa y sus oraciones, estos años de trabajo en España no tendrían el mismo significado.

Índice general

Resumen	I
Abstract	III
Agradecimientos	V
Índice general	VII
Índice de figuras	XI
Índice de tablas	XIX
Introducción	1
Objetivos de la tesis y organización del trabajo	3
1 Movilidad humana y estrategias de apoyo	7
1.1. Introducción	7
1.2. Trastornos de la marcha y disfunciones	7
1.2.1. Personas mayores	7
1.2.2. Trastornos, patologías asociadas y clasificación	8
1.3. Dispositivos de ayuda a la movilidad	10
1.3.1. Dispositivos alternativos	10
1.3.2. Dispositivos aumentativos	15
1.4. Andadores como dispositivos de ayuda a la movilidad	24
1.5. Andadores inteligentes	26
1.5.1. Ayudas físicas	27
1.5.2. Ayudas sensoriales	29
1.5.3. Ayudas cognitivas	29
1.5.4. Monitorización de la salud del usuario	29
1.6. Andadores inteligentes en la literatura	30

1.6.1.	PAM-AID, VA-PAMAID y GUIDO	31
1.6.2.	PAMM Smart Walker	34
1.6.3.	MARC Smart Walker	37
1.6.4.	Otros andadores inteligentes	40
1.7.	Conclusiones	46
2	Análisis de la marcha humana asistida. Plataforma de caracterización	49
2.1.	Introducción	49
2.2.	El ciclo de marcha	51
2.2.1.	Fase de apoyo y subfases	52
2.2.2.	Fase de oscilación y subfases	53
2.3.	Estudio y modelado biomecánico de la marcha humana	53
2.3.1.	Cinemática	54
2.3.2.	Antropometría	56
2.3.3.	Cinética	56
2.3.4.	Parámetros de la marcha normal	59
2.4.	Caracterización de la marcha humana asistida	59
2.4.1.	Beneficios biomecánicos y neuromotores del uso de dispositivos de ayuda a la movilidad	60
2.4.2.	Demandas y efectos adversos del uso de dispositivos de ayuda a la movilidad	62
2.4.3.	Estudios anteriores y caracterización de la marcha humana asistida por andadores	63
2.4.4.	Conclusiones preliminares y parámetros a estudiar	66
2.5.	Proyecto SIMBIOSIS. Plataforma para caracterización y asistencia a la marcha	68
2.5.1.	Antecedentes y objetivos del proyecto	68
2.5.2.	Consideraciones sobre el andador seleccionado y las modificaciones mecánicas	70
2.5.3.	Elaboración de una arquitectura modular de adquisición y procesamiento de datos	71
2.6.	Conclusiones	74
3	Caracterización biomecánica de la marcha con el andador SIMBIOSIS	77
3.1.	Introducción	77
3.2.	Protocolo y sistema de adquisición y análisis de movimiento	78
3.2.1.	Diseño y preparación de los experimentos	78
3.2.2.	Adquisición, preparación de datos y análisis de los experimentos	80

3.2.3.	Consideraciones sobre los experimentos de marcha con andador	81
3.3.	Cinemática de miembros inferiores	82
3.3.1.	Parámetros espacio-temporales de la marcha humana	83
3.3.2.	Cinemática articular	93
3.4.	Estudio de las fuerzas de reacción verticales en la marcha asistida	99
3.5.	Conclusiones	103
4	Caracterización de la IHM en marcha con el andador SIMBIOSIS	105
4.1.	Introducción	105
4.2.	Modelado de la interacción hombre-máquina en el tren superior	106
4.2.1.	Concepción y propuesta del subsistema de medición de fuerzas en el tren superior	106
4.2.2.	Estudio preliminar: Validación de la interfaz básica	109
4.2.3.	Estimación y cuantificación de parámetros de la marcha	114
4.2.4.	Eventos transitorios relacionados con intenciones de guiado	124
4.3.	Estudio y caracterización de la evolución de los pies en marcha asistida	147
4.3.1.	Subsistema de estimación de la posición relativa de los pies del usuario	150
4.3.2.	Caracterización de la marcha mediante la metodología propuesta	154
4.3.3.	Experimentos de validación	157
4.3.4.	Resultados y discusión	158
4.4.	Conclusiones	163
5	Estrategia de control y validación clínica del andador SIMBIOSIS	165
5.1.	Introducción	165
5.2.	Fusión sensorial y estrategia de control	165
5.2.1.	Utilización de sistema ultrasónico para mejora de la estimación de la cadencia	166
5.2.2.	Módulo de actuación y control de motores	166
5.2.3.	Diseño del controlador para el guiado asistido	168
5.2.4.	Lazos externos para el control seguro del andador	174
5.2.5.	Ajustes y validación previa del controlador	174
5.3.	Experimentos con usuarios. Validación en el HNPT	176
5.3.1.	La lesión medular. Definiciones y escalas	176
5.3.2.	Pacientes	179
5.3.3.	Experimentos para la validación de la estrategia propuesta	183
5.3.4.	Valoración subjetiva del dispositivo	196

5.4. Conclusiones	200
Conclusiones, aportaciones, y trabajos futuros	203
Conclusiones	203
Aportaciones de la tesis doctoral	205
Publicaciones elaboradas sobre el trabajo de esta tesis	208
Trabajos futuros	212
Bibliografía	215
Apéndices	229
A Criterios, selección y caracterización de sensores de fuerza y amplificadores	231
A.1. Criterios para la selección de sensores	231
A.1.1. Sensores de fuerza biaxiales	232
A.1.2. Sensores de fuerza uniaxiales	233
A.2. Calibración y caracterización de los sensores fuerza	233
A.2.1. Sensores biaxiales	233
A.2.2. Sensores uniaxiales	235
A.3. Hojas de características de los sensores de fuerza	238

Índice de figuras

1.1. Sillas de ruedas convencionales con tracción manual.	11
1.2. Sillas de ruedas con tracción eléctrica.	11
1.3. Silla de ruedas controlada por la actividad eléctrica cerebral.	12
1.4. Sillas de ruedas avanzadas	13
1.5. Proyecto SIAMO de la Universidad de Alcalá, España.	14
1.6. Proyecto Palmiber del Grupo de Bioingeniería del IAI - CSIC, España.	15
1.7. Proyecto Lazarim del Grupo de Bioingeniería del IAI - CSIC, España.	16
1.8. Ejemplo de prótesis y ortesis de miembro inferior.	17
1.9. BLEEX del Kazerooni's Lab. de la Univ. of California, Berkeley.	17
1.10. Exoesqueleto de asistencia de enfermeras, Inst. de Tecn. de Kanagawa.	18
1.11. Robots autoportados desarrollados por el GBIO del IAI (CSIC).	19
1.12. MIT <i>Ankle-Foot Orthosis</i>	19
1.13. Versión comercial del Lokomat (izqda.) y la ortesis LOPES (dcha.).	20
1.14. Tipos de bastones convencionales.	21
1.15. Bastones y muletas convencionales.	23
1.16. El dispositivo <i>SmartCane</i>	23
1.17. Dispositivo de ayuda al guiado de personas con discapacidad visual	24
1.18. Tres tipos de andadores convencionales	25
1.19. (a) Andador estándar; (b) Andador con ruedas delanteras; (c) Andador tipo <i>Rollator</i> ; (d) Estructura Recíproca.	27
1.20. Andador inteligente <i>Mobil</i>	30
1.21. Algunas de las versiones del andador PAM-AID.	31
1.22. (a) Guiado normal y (b) guiado con la función <i>turn-on-spot</i>	32
1.23. Vista frontal y lateral del andador VA-PAMAID.	33
1.24. GUIDO <i>Smart Walker</i>	33
1.25. PAMM <i>Smart Walker</i>	34
1.26. Modelo dinámico utilizado para el controlador de impedancia.	35
1.27. MARC Smart Walker.	37
1.28. Actuación para controlar el guiado del dispositivo.	37

1.29. Diagrama de la arquitectura de control del MARC <i>Smart Walker</i> . . .	39
1.30. Andador inteligente <i>RT Walker</i>	40
1.31. Estrategia de control basada en la generación de fuerzas y pares virtuales utilizada en el <i>RT Walker</i>	41
1.32. Plataforma experimental, evolución del <i>RT Walker</i>	41
1.33. MONIMAD.	42
1.34. El andador avanzado NURSEBOT.	42
1.35. Andador avanzado <i>iWalker</i> (Proyecto SHARE-it).	43
1.36. CARE-O-BOT I (izq.) y CARE-O-BOT II (dcha.)	44
1.37. Sistema propuesto por D. Chugo para ayuda a la bipedestación y al caminar.	45
1.38. Los dispositivos WHERE I y II desarrollados en el <i>Department of Electrical Engineering and Computer Science, Korea Advanced Institute of Science and Technology</i>	45
2.1. Planos y ejes anatómicos para el estudio del movimiento del cuerpo humano.	51
2.2. Fases y subfases de la marcha humana.	54
2.3. Localización de marcadores y definición de segmentos para el calculo de ángulos de articulaciones.	56
2.4. Segmentos de la extremidad inferiores y sus correspondientes geométricos: a. Muslo; b. Pantorrilla ; c. Pie.	57
2.5. Modelo de pierna basado en <i>Link Segment Model</i>	57
2.6. Combinando informaciones antropométricas y medidas para la caracterización cinemática articular.	58
2.7. Diagrama de cuerpo libre del segmento.	58
2.8. Ángulos y momentos en las articulaciones de la rodilla y tobillo a tres velocidades de marcha.	60
2.9. Secuencia de pasos de la marcha con bastón y andador y la base de apoyo en cada momento.	61
2.10. Forma típica de las fuerzas de reacción en el suelo durante la marcha normal.	64
2.11. Valores obtenidos por Ishikura en los experimentos de marcha con andador a distintos niveles de flexión de cadera.	65
2.12. Andador Pseudorobótico de Alta Seguridad (ASAS).	69
2.13. Diseño de la arquitectura y entorno de experimentación desarrollado. .	73
2.14. Arquitectura electrónica desarrollada.	73
3.1. Detalle de las mediciones realizadas con cada sujeto en la preparación de los experimentos.	79
3.2. Posicionamiento de los marcadores en los experimentos.	80
3.3. Proceso de calibración del sistema de análisis de movimiento.	80

3.4. Posicionamiento de los marcadores en los experimentos.	81
3.5. Parámetros espaciales de la marcha.	84
3.6. Cadencia vs. velocidad media de marcha normalizada según la altura del sujeto.	87
3.7. Longitud de zancada vs. velocidad media de marcha ambas normalizadas según la altura del sujeto.	88
3.8. Curvas obtenidas por Kirtley: (a) cadencia vs. velocidad media de marcha y (b) Longitud de zancada vs. velocidad media de marcha.	89
3.9. Longitud de zancada normalizada vs. cadencia de marcha.	90
3.10. Duración de la fase de apoyo (en segundos y en percentual al ciclo de marcha) vs. cadencia de marcha.	91
3.11. Duración de la fase de oscilación (en segundos y en percentual al ciclo de marcha) vs. cadencia de marcha.	92
3.12. Parámetros cinemáticos a analizar en la articulación del tobillo.	94
3.13. Parámetros cinemáticos a analizar en la articulación de la rodilla.	96
3.14. Parámetros cinemáticos a analizar en la articulación de la cadera.	97
3.15. Modelo biomecánico utilizado en los cálculos de la fuerza de reacción en el suelo en la marcha con andador.	99
3.16. Comparación entre el valor obtenido con el modelo matemático y las fuerzas medidas en el experimento con usuarios.	100
3.17. Forma típica de las fuerzas de reacción en el suelo durante la marcha normal.	100
3.18. Fuerzas de reacción en el suelo durante la marcha normal y asistida.	102
3.19. Desplazamiento del centro de masas de los tres sujetos en los experimentos.	102
4.1. Andador SIMBIOSIS.	107
4.2. Disminución de la carga sobre los miembros inferiores.	108
4.3. Conjunto dinamométrico lateral del andador SIMBIOSIS.	108
4.4. Relación de las fuerzas de apoyo y la marcha del usuario.	109
4.5. (a) Diagrama indicando la posición de los reflectores instalados en un apoyo de antebrazo del andador. (b) Espacio de trabajo y estructura del andador captada por el sistema de fotogrametría IR.	110
4.6. Informe generado en los experimentos preliminares en un giro a la derecha.	110
4.7. Relación de las fuerzas de apoyo y la marcha del usuario.	111
4.8. Evolución del centro de gravedad durante la marcha humana normal (Adaptación de figura presentada originalmente por Winter).	112
4.9. Evolución de las fuerzas de apoyo y de la componente lateral del centro de gravedad durante la marcha asistida.	113

- 4.10. Preprocesado empleado anteriormente al algoritmo de estimación de HS y TO . La componente vertical de ambos sensores (izquierdo - F_{Zi}) y derecho - (F_{Zd}) son sumadas obteniéndose la señal F_T . Esta señal resultante pasa, entonces, por un algoritmo de estimación de eventos basado en la detección de máximos y mínimos. 115
- 4.11. (a) Fuerzas de reacción en el suelo (GRF) normalizadas según el peso del usuario, donde GRF_d y GRF_i se corresponden a las fuerzas de reacción del pie derecho e izquierdo respectivamente. Los instantes de contacto del talón (HS_d y HS_i) y despegue de puntera (TO_d y TO_i) están señalados. (b) Razón entre las fuerzas en los apoyos y el peso del sujeto (F_{Zd} y F_{Zi}). F_T representa la fuerza total en el eje z. Puntos locales de máximos (Max) y mínimos (min) de la curva F_T han sido señalados. Las líneas discontinuas representan la corrección aplicada entre el punto de máximo y el contacto real del talón. 116
- 4.12. + Usuario 1, o Usuario 2, (a) Correlación de la detección de TO utilizando GRF y F_T . (b) Correlación de la detección de HS utilizando GRF y F_T 117
- 4.13. Etapa de preprocesado empleada antes del algoritmo de estimación. El componente vertical de ambos apoyos de antebrazos son sumados y pasados por un filtro paso-banda para el acondicionamiento de la señal. La señal resultante es utilizada para la estimación de cadencia a través del algoritmo WFLC. 119
- 4.14. Metodología experimental. (a) Imagen estática del experimento. (b) Cámaras infrarroja. (c) Ubicación de marcadores en en los pies del sujeto. 121
- 4.15. Arquitectura de adquisición utilizada en los experimentos. El *PC/104-Plus* y su tarjeta de adquisición son responsables de la conversión A/D de los sensores de fuerza y proporcionan las señales de sincronía con el laboratorio de análisis de movimiento. Este último está equipado con las seis cámaras IR brindando la evolución espacio-temporal de los pies del sujeto. 122
- 4.16. (a) Definición de los ejes y (b) la evolución de los pies del sujeto en la dirección x empleada para el cálculo de la señal de referencia para la cadencia. El cruce por cero de la señal derivada de la componente x de la progresión de los pies es utilizado para la obtención de la cadencia con el sistema de fotogrametría. 123
- 4.17. Curva de aprendizaje (*learning curve*): cadencia de referencia versus estimada con el algoritmo WFLC y el error instantáneo de estimación. 124
- 4.18. Datos originales obtenidos del eje y (dirección de avance) del sensor de fuerza del lado derecho de la plataforma de medición. 125

4.19. Doble filtrado utilizado para la extracción de las componentes de las señales de fuerza relacionadas con las intenciones de guiado del dispositivo. 125

4.20. Señal original y filtrada con el filtro Benedict-Bordner elegido en esta sección. 133

4.21. Detalle de las señales de fuerza con y sin el filtro elegido. 133

4.22. Opción de filtrado para eliminar, a la vez, las perturbaciones de alta frecuencia y las señales debido a la marcha del usuario. 134

4.23. Doble filtrado utilizado para la extracción de las componentes de las señales de fuerza relacionadas con las intenciones de guiado. 134

4.24. Esquema actualizado del doble filtrado utilizado para la extracción de las componentes de las señales de fuerza relacionadas con las intenciones de guiado. 135

4.25. El algoritmo conocido como *Fourier Linear Combiner - FLC*. Este algoritmo adaptativo compone una serie dinámica de Fourier truncada para modelar la señal de entrada, conociéndose la frecuencia de esta señal. 136

4.26. Simulación del algoritmo FLC con señales sintéticas. 137

4.27. Eliminación de la componente debido a los pasos de las señales de fuerza utilizando el algoritmo WFLC+FLC propuesto. Dos zonas destacadas: un tramo de marcha en línea recta (I) y un tramo de un giro (II). En este experimento se han utilizado los parámetros $\mu_0 = 3 \cdot 10^{-5}$, $\mu_1 = 9 \cdot 10^{-2}$ y $M = 1$, para los coeficientes del algoritmo WFLC y $\mu = 2 \cdot 10^{-3}$, $M = 1$ para el FLC. 138

4.28. Configuración final del filtrado de las señales de fuerzas. 139

4.29. Eliminación de las componentes debido a los pasos de las señales de fuerza utilizando el algoritmo WFLC+FLC propuesto. En este experimento se han utilizado los parámetros $\mu_0 = 3 \cdot 10^{-5}$, $\mu_1 = 9 \cdot 10^{-2}$ y $M = 1$, para los coeficientes del algoritmo WFLC y $\mu = 2 \cdot 10^{-3}$, $M = 2$ para el bloque FLC. 140

4.30. (a) Señal de fuerza obtenida del sensor. (b) Señal filtrada por el filtro Benedict-Bordner. (c) Señal filtrada por todos los algoritmos propuestos (Benedict-Bordner y WFLC+FLC). 141

4.31. Inestabilidad en la determinación de la cadencia de marcha por la selección incorrecta de los filtros paso-banda anteriores a los bloques WFLC. 142

4.32. Resultados del filtrado desarrollado sobre la señal obtenida en el eje y del sensor derecho durante un experimento. 143

- 4.33. Densidad espectral de potencia de la señal no filtrada en el eje y del sensor derecho durante un experimento. Las líneas continuas azules indican la estimación instantánea de las dos frecuencias sobre las cuales se realiza la cancelación mediante el filtro FLC. Las ventanas empleadas en la STFT son de 4096 muestras con 4000 muestras de superposición. 145
- 4.34. Densidad espectral de potencia de la señal filtrada en el eje y del sensor derecho durante un experimento. Las líneas continuas azules indican la estimación instantánea de las dos frecuencias sobre las cuales se realiza la cancelación mediante el filtro FLC. Se observa tanto la eliminación de las componentes de alta frecuencia como la atenuación de las componentes debido a la cadencia de marcha. 146
- 4.35. Explicación gráfica de la metodología utilizada para evaluar la calidad de filtrado. 147
- 4.36. Representación de la posición del emisor y del receptor del pie derecho. 151
- 4.37. Representación de la posición del emisor y del receptor del pie derecho. 152
- 4.38. Representación de: (a) dos zancadas mediante fotogrametría y US, (b) error de la estimación mediante US, (c, d) evoluciones y aproximaciones correspondientes a los ejes Z y X. 153
- 4.39. Esquema representativo de las evoluciones de los pies durante el ciclo de marcha y la correspondiente representación gráfica de la distancia entre pie y andador. 154
- 4.40. Curvas de desplazamiento obtenidas con el sistema de fotogrametría. . 155
- 4.41. Desplazamiento del andador medido con el sistema de fotogrametría y con ultrasonidos. 156
- 4.42. Parámetros del modelo del paso representados gráficamente. 157
- 4.43. (a) Evoluciones del pie mediante Fotogrametría y US para cada una de las aproximaciones y (b) errores de estimación para cada caso. . . . 159
- 4.44. Ajuste del modelo propuesto a la señal de fotogrametría adquirida en los experimentos. 161
- 4.45. Estudio del error en el ajuste del modelo propuesto con las señales adquiridas del sistema ultrasónico. 162
- 5.1. (a) Diagrama de filtrado de las señales de fuerza utilizando las señales del subsistema ultrasónico como señales de entrada para la estimación de cadencia. (b) Definición de la unidad de filtrado con cuatro entradas, dos señales de fuerza y dos de ultrasonidos, y dos salidas, las dos señales de fuerza filtradas. 167
- 5.2. (a) Conjunto motor-reductora seleccionado. (b) Instalación del conjunto a una rueda del andador. 168
- 5.3. Propuesta PID para el control de los motores del andador. 169
- 5.4. Ejemplo de función de pertenencia Fuzzy. 170

5.5. Controlador borroso (*fuzzy*) desarrollado para el comando de los motores del andador Simbiosis. 171

5.6. Captura de pantalla del algoritmo generado en el entorno de Matlab para definición de las funciones de pertenencias de las variables de entrada. 173

5.7. Lazos externos implementados para aumentar la seguridad del usuario en la conducción asistida. 175

5.8. Ejemplo de una respuesta del cuestionario empleando la escala visual analógica. 177

5.9. Tres de los pacientes que participaron en los experimentos de validación. (se ha obtenido consentimiento para la reproducción de imágenes de los pacientes durante de los experimentos). 183

5.10. Esquema del entorno utilizado para la realización de experimentos. . . 185

5.11. Error porcentual instantáneo de estimación de cadencia. 187

5.12. Evolución temporal típica de la distancia entre pie y andador en la marcha asistida obtenida en los experimentos realizados con los pacientes. 188

5.13. Fuerzas obtenidas del experimento con el primer paciente (JLG) en el HNPT. 189

5.14. (a) Señal obtenida del eje Y del sensor de fuerza izquierdo. En verde la señal antes del filtrado y en rojo después. (b) La transformada discreta de Fourier de ambas señales en la cual se observa la cancelación de las componentes relacionadas con la oscilación del tronco por la marcha del sujeto. 191

5.15. Clasificación de los pacientes para el análisis según la escala de WISCI II. 192

5.16. (a) Velocidades lineales en las dos ruedas del andador. (b) Trayectoria realizada por el paciente. Las circunferencias verdes indican la región aproximada en el cual se encuentran los conos que indican por donde se debe pasar al realizar los giros. 194

5.17. (a) Fuerzas medidas en el eje de avance (Y) de los sensores de fuerzas. (b) Señales filtrados por la metodología propuesta. (c) Velocidades lineales en las dos ruedas del andador. (d) Trayectoria realizada por el paciente. 195

5.18. Detalle de las fuerzas medidas en el eje (Z) de los sensores de fuerzas en el experimento realizado con BCM. 196

5.19. Fuerza medida en el eje (Z) del sensor de fuerzas izquierdo (azul) y la señal filtrada por el algoritmo propuesto (rojo). 196

5.20. Detalle de las velocidades lineales de las ruedas del andador durante la conducción asistida del dispositivo. 197

5.21. Ejemplo de una respuesta del cuestionario empleando la escala visual analógica.	197
A.1. Sensor de fuerza biaxial empleado.	232
A.2. Sensor de fuerza uniaxial utilizado.	233
A.3. Estructura metálica mecanizada.	234
A.4. Gráfico de la caracterización de los sensores biaxiales.	235
A.5. Análisis de la linealidad del <i>Sensor de Fuerza Biaxial 1</i>	236
A.6. Análisis de la linealidad del <i>Sensor de Fuerza Biaxial 2</i>	236
A.7. Uno de los sensores colocado sobre la estructura del andador.	237
A.8. Gráficos de caracterización de los sensores uniaxiales.	237
A.9. Hoja de características de los sensores de fuerza biaxiales.	238
A.10. Hoja de características de los amplificadores utilizados para cada uno de los sensores de fuerza biaxiales.	239
A.11. Hoja de características de los sensores de fuerza uniaxiales.	240
A.12. Hoja de características de los amplificadores utilizados para cada uno de los sensores de fuerza uniaxiales.	241

Índice de tablas

2.1. Determinación de instantes y eventos de la marcha humana utilizando sensores de fuerza presentado por Alwan.	67
3.1. Parámetros espacio-temporales de la marcha humana libre y asistida. Valores medios de experimentos.	86
3.2. Comparación de los datos obtenidos en los experimentos con los encontrados en la literatura.	87
3.3. Distancia media entre los puntos de los tres conjuntos de datos y los ajustes de recta obtenidos.	90
3.4. Distancia media entre los puntos de los tres conjuntos de datos y los ajustes de recta obtenidos.	92
3.5. Estudio descriptivo de los parámetros de la articulación del tobillo en los experimentos de marcha.	95
3.6. Estudio descriptivo de los parámetros de la articulación de la rodilla en los experimentos de marcha. Se destacan con un * las variables en las que se han obtenido diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,005$)	96
3.7. Estudio descriptivo de los parámetros de la articulación de la cadera en los experimentos de marcha. Se destacan con un * las variables en las que se han obtenido diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,005$)	97
3.8. Comparación de parámetros de la marcha normal y asistida por el andador.	102
4.1. Coeficientes de correlación (r), media (m) y desviación estándar (Std) del error entre los instantes de TO y HS y error porcentual. Comparación de los resultados presentados por Alwan et al. y los de este trabajo.	118
4.2. Parámetros ajustados para cada sujeto y el Error Cuadrático Medio obtenido.	123

4.3.	Comparativa entre los estimadores propuestos y el filtro de Butterworth de orden 1. Valores dados en la forma $\{media \pm desviación\}$ para cada sujeto considerando los seis experimentos.	131
4.4.	Comparativa entre los estimadores propuestos utilizando los valores medios para los filtros obtenidos para los cinco sujetos en sus seis experimentos. Valores dados en la forma $\{media \pm desviación\}$	132
4.5.	Cálculo del parámetro R para el eje y en los experimentos de marcha asistida.	148
4.6.	Errores de los ajustes de pasos pie izquierdo y pie derecho para cinco ensayos.	160
4.7.	Errores en la estimación de la distancia con el sistema ultrasónico.	160
4.8.	Parámetros del modelo de dos pasos de dos usuarios distintos.	162
5.1.	Test motor según la Escala de la ASIA.	177
5.2.	Grados de afección neurológica de la ASIA.	178
5.3.	Grados de la escala PSFS.	178
5.4.	Escala de Ashworth Modificada para la valoración de la espasticidad.	180
5.5.	Resultado de la exploración física realizada por el personal clínico del HNPT. En cada caso se presenta el valor del índice obtenido según la Escala de la ASIA para el miembro derecho e izquierdo (D/I).	184
5.6.	Resultado de la estimación continua de cadencia (en $pasos/s$) en los experimentos realizados con pacientes.	186
5.7.	Cadencia media (en $pasos/s$) obtenida experimentalmente de los pacientes en las pruebas de marcha con el andador SIMBIOSIS.	187
5.8.	Valores del índice R obtenidos del filtrado FLC con ganancia μ indicada. Datos de los experimentos realizados con los pacientes del HNPT.	190
5.9.	Resultado de los cuestionarios basados en la escala visual analógica. Índices de satisfacción en cada aspecto y para cada paciente acompañados de las medias y desviaciones estándar ($m \pm std$).	198
A.1.	Caracterización de los sensores biaxiales.	235
A.2.	Caracterización de los sensores uniaxiales.	237

Introducción

La movilidad es una importante facultad humana que afecta a la vida de la persona en muy distintos ámbitos. En el caso de los niños, la movilidad, entre otras facultades, incide en el desarrollo físico y cognitivo del individuo. Es más, la falta de movilidad puede condicionar este desarrollo global humano en las edades tempranas.

En el caso de adultos, la movilidad afecta no sólo a cuestiones sociales y de desarrollo personal, sino también a aspectos laborales, condicionando, con todo ello, la vida de la persona. Así, debido a patologías de tipo físico, sensorial o neurológico, además de posibles traumas o la propia vejez del individuo, se pueden dar situaciones de disminución o incluso de carencia de movilidad por los medios naturales.

Esta situación de disminución de movilidad, sea temporal o no, no debería perjudicar otros aspectos de la vida de un individuo. En este contexto, con la finalidad de restaurar o reemplazar la pérdida de la movilidad se presentan diversos tipos de dispositivos de ayuda. En el caso de disfunciones sensoriales, como el caso de la ceguera, por ejemplo, el bastón utilizado por las personas que padecen esta deficiencia sirve de elemento para mantener la posibilidad de movilidad reduciendo el riesgo de colisionar contra obstáculos.

En el caso de patologías neurológicas o físicas, que imposibiliten cualquier movilidad del individuo, se plantean elementos llamados alternativos, como son las sillas de ruedas u otros vehículos especiales que mitigan esta limitación humana a través de un sistema externo de ayuda. En los casos más extremos de déficit de movilidad con afección a extremidades inferiores y superiores, hay dispositivos que incluso ofrecen la posibilidad de tracción eléctrica.

Entretanto, hay muchas situaciones intermedias, entre la movilidad plena y la ausencia de la misma, en las cuales interesa utilizar, según las posibilidades del individuo, las capacidades residuales del mismo potenciando el mantenimiento de la movilidad natural y contribuyendo al mantenimiento o al desarrollo de las capacidades físicas y cognitivas de una persona. De esta manera, se presentan elementos potenciadores o aumentativos. Dichos elementos son representados por

las ortesis y prótesis si el elemento es portado por el usuario, o bien por los bastones, muletas, andadores, entre otros, en el caso de elementos externos.

En el mismo contexto de potenciar la movilidad humana natural, se presentan en la actualidad elementos de ayuda llamados avanzados o robóticos. La automática y la robótica han complementado, en las últimas décadas, los dispositivos de ayuda a la movilidad ofreciendo ayuda en la realización de tareas complejas como, por ejemplo, la percepción, la planificación, navegación y ejecución de movimientos y la detección de obstáculos, entre otras.

Estos dispositivos son normalmente modificaciones de elementos convencionales a través de la utilización de controladores que, normalmente, incorporan sensores y actuadores, extendiendo su uso a un mayor número de usuarios. En el caso de las sillas de ruedas, se presentan interfaces avanzadas basadas en la captación de señales bioeléctricas o biomecánicas, aumentando las posibilidades de interacción entre el usuario y el dispositivo.

En el caso de los elementos aumentativos (ortesis, prótesis, bastones, andadores, ...), el objetivo principal es evitar siempre que sea posible el uso discapacitante de los dispositivos alternativos, como las sillas de ruedas, contribuyendo, así, al mantenimiento y, en algunos casos, a la mejora de las capacidades físicas y cognitivas del individuo a través de la compensación funcional. Además, dichos elementos presentan un grado más elevado de interacción física entre el usuario y el dispositivo, toda vez que el individuo muchas veces depende del dispositivo no sólo para desplazarse sino también para mantenerse de pie. En todos ellos, los aspectos de seguridad, confort y ergonomía, entre otros, son fundamentales en la concepción y el desarrollo de dichos dispositivos.

Objetivos de la tesis y organización del trabajo

Entre los dispositivos aumentativos de apoyo a la movilidad natural humana, los andadores representan un papel destacado, considerando su gran número de usuarios, sobre todo por la población mayor, su simplicidad y el potencial rehabilitador que el dispositivo, en si mismo, ofrece. Funciones como estabilización lateral, soporte parcial de peso y equilibrio, entre otras, están asociadas al uso de los diversos tipos de andadores.

En este contexto se presenta el proyecto SIMBIOSIS, concebido y realizado en el Grupo de Bioingeniería del CSIC y marco de la presente tesis doctoral, en el cual se propone el desarrollo de una interfaz de mando y control de un andador robotizado. Este proyecto surge con base en otro anterior, el proyecto ASAS, en el cual se demostraron las grandes posibilidades rehabilitadoras de los andadores instrumentados. No obstante, era preciso conocer a fondo el proceso de marcha asistida con tales sistemas, dotar el dispositivo de seguridad activa y generar estrategias de guiado más naturales, simples y seguras. Dicho andador está basado en un elemento convencional tipo *rollator* con cuatro ruedas libres.

Esta tesis se centra en (i) la realización del estudio y de la caracterización del movimiento humano con el andador diseñado *ad hoc* utilizando un sistema de análisis biomecánico del movimiento, así como en (ii) la caracterización de la interacción hombre-máquina durante la marcha asistida, utilizando las fuerzas de interacción entre el usuario y el dispositivo, además de la información relativa a la evolución temporal de los pies del usuario durante el proceso de marcha. Todo ello con el fin de abordar el desarrollo de una estrategia de interacción del usuario con el andador controlando sendos motores del dispositivo para potenciar, de esta forma, la movilidad natural y segura del usuario con el dispositivo.

Para la obtención de mejores dispositivos de asistencia y para el entendimiento del proceso de marcha humana con dichos dispositivos es importante adquirir, caracterizar y modelar ciertos parámetros relativos a la interacción hombre-máquina

y al proceso de marcha. En el caso de los andadores, tal como se presenta en el estudio crítico realizado, la literatura ofrece muy escasos y poco profundos trabajos en los cuales se aborde tanto el modelado de la interacción entre los dos agentes, hombre y dispositivo de asistencia, como la descripción y el modelado de los parámetros clásicos de la marcha humana con andadores.

De esta manera, en esta tesis doctoral se presenta la concepción, implementación y validación de una interfaz multimodal para el modelado, estudio y asistencia a la marcha humana. Esta interfaz se ha integrado en un andador para conseguir un soporte activo, adaptado, seguro y de fácil manejo para ciertas personas con movilidad muy reducida, que de otro modo quedarían relegados a la silla de ruedas con los problemas fisiológicos que su uso conlleva.

Concretamente, los objetivos de esta tesis doctoral son:

- El estudio del estado del arte centrado en los andadores robóticos y en los trabajos existentes sobre modelado y caracterización de la marcha con andador.
- El diseño de un andador robótico con distintos subsistemas para la captación de distintos parámetros biomecánicos del usuario, característicos del proceso de marcha. El sistema sensorial deberá estar integrado en una arquitectura global de experimentación para obtener parámetros propios del usuario, de su interacción con el andador y de la relación de ambos con el entorno.
- El estudio y la caracterización rigurosa de la marcha asistida considerando tanto parámetros cinemáticos (espacio-temporales y articulares) como cinéticos (fuerzas de reacción en el suelo).
- La elaboración e implementación de estrategias de interacción para configurar una interfaz multimodal para el estudio y la asistencia de la marcha humana con andadores.
- La definición y realización de experimentos para el desarrollo de un modelo biomecánico, cinemático y dinámico, de la marcha humana no patológica con andador.
- El desarrollo de estrategias de control a partir de los parámetros anteriormente descritos y de la detección de gestos, posturas y comandos naturales obtenidos de la interacción del usuario con el dispositivo con el fin de mejorar la marcha de sujetos con patologías.
- La realización de experimentos de marcha asistida con usuarios con marcha patológica con el fin de validar las técnicas de procesamiento de señales y estrategias de guiado desarrolladas.

Finalmente, está el objetivo último del trabajo en su contexto social. Se busca el desarrollo de una herramienta que ofrezca un beneficio claro a un importante segmento de personas con movilidad muy reducida con el fin de evitar el uso discapacitante de la silla de ruedas, con todas las limitaciones y complicaciones fisiológicas asociadas a su uso. De esta manera, se plantea potenciar la movilidad natural y la mejora de la autonomía de personas con deficiencias relacionadas con la marcha.

Organización del Libro

En el Capítulo 1 se realiza la introducción a la movilidad humana y a las estrategias de apoyo. De forma particular, se centra este capítulo en los andadores como herramienta de rehabilitación y compensación funcional, a través de la realización de un análisis crítico del estado del arte.

En el Capítulo 2 se presenta el modelo de marcha, universalmente aceptado, con sus fases, subfases y parámetros. De forma complementaria, se presentan los principales estudios de la literatura que abordan el problema de la caracterización de la marcha con andadores. Este capítulo concluye con la presentación del andador SIMBIOSIS, desarrollado en el marco de esta tesis doctoral, y la arquitectura global de experimentación implementada para la ejecución de los estudios científicos realizados en esta tesis.

De esta manera, en el Capítulo 3, se realiza la caracterización de la marcha asistida con el andador desarrollado con el objetivo de comprender mejor el proceso y, sobre todo, los beneficios y desventajas del uso del dispositivo desde el punto de vista de la biomecánica.

En el Capítulo 4 se realiza la caracterización de la interacción entre el usuario y el andador en base a las fuerzas de reacción entre ambos agentes y a la evolución de las posiciones relativas de los pies del usuario respecto al andador SIMBIOSIS. En este capítulo, se definen los principales componentes de estas señales y su uso potencial para la obtención de parámetros de la marcha asistida y para la detección de las intenciones del sujeto para el control y el guiado del andador.

Con base a lo realizado en los Capítulos 3 y 4, en el Capítulo 5 se presenta la estrategia de control implementada para asistir a la marcha y la validación de la misma con sujetos sanos y, especialmente, con pacientes en el Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo.

Finalmente, se presenta, en un apartado especial, el conjunto de conclusiones y de las principales aportaciones, indicando posibles temas de interés para investigaciones futuras que se abren con este trabajo.

Capítulo 1

Movilidad humana y estrategias de apoyo

1.1. Introducción

La movilidad es una de las más importantes facultades humanas ya que afecta no sólo a la capacidad de locomoción de una persona y a la habilidad de realización de tareas personales, sino que también está relacionada con cuestiones fisiológicas y personales, condicionando de esta forma el comportamiento de una persona frente a su medio.

Existen diversas patologías como por ejemplo la poliomielitis, las lesiones en la medula espinal, la esclerosis múltiple o traumatismos que afectan o reducen la movilidad de un individuo, como consecuencia de diversos tipos de déficit motor. Además, es sabido que la movilidad de una persona se reduce gradualmente con el envejecimiento principalmente por deterioro neurológico, muscular y osteoarticular. Debido a esto, muchas personas necesitan dispositivos de ayuda para reemplazar, mantener, recuperar o aumentar la capacidad de movilidad. De este modo, la selección de un dispositivo de ayuda a la movilidad depende directamente de la patología y del grado de afección o deficiencia motora del individuo, [1].

1.2. Trastornos de la marcha y disfunciones

1.2.1. Personas mayores

Como se ha mencionado anteriormente hay diversos tipos de afecciones a la movilidad humana. El más común y que afecta de manera general a gran parte de

los individuos es el propio envejecimiento. La edad causa una serie de modificaciones en la marcha humana, [2]. La longitud de cada paso y la velocidad tienden a decrecer, con el fin de incrementar la seguridad y el rendimiento de la marcha, toda vez que así se gasta menos energía por paso. La disminución de la velocidad también permite una mejor compensación de los grupos musculares para cualquier tipo de dificultad como por ejemplo el dolor o la debilidad, disminuyendo la fuerza aplicada en las articulaciones.

Además, hay que considerar las consecuencias de los trastornos de movilidad en las personas que padecen de ellos. Por ejemplo, una persona mayor con una marcha inestable tiende a limitar su actividad debido al miedo a las caídas. Esto implica un decrecimiento del tono muscular y de la fuerza que a su vez puede agravar enfermedades de fondo como la osteoporosis o la artritis. Se inicia por tanto un círculo vicioso por el cual cada vez más funciones físicas se van perdiendo. Asimismo, funciones cognitivas, sociales y emocionales pueden verse reducidas debido a la disminución de las actividades.

En lo que se refiere a la población mayor, hay que prestar una especial atención a lo que representa la caída. Según Gryfe, si una persona mayor se cae y hay necesidad de hospitalización debido a ello, hay una tasa de mortalidad de 50 % en el primer año después de dicho accidente, [3], normalmente no debido a la propia caída, sino a factores asociados como el deterioro de la salud o la pérdida del condicionamiento físico. Más recientemente, Lilley demuestra que las caídas son la principal causa de muerte accidental en personas con más de 75 años, [4].

En una caída, las manos y la cadera son normalmente las partes que contactan primero con el suelo, [5]. En las personas mayores, las roturas de cadera representan una pérdida importante en la autonomía personal, ya que en torno al 50 % de estas personas tienen que ser admitidas para cuidados de largo plazo en un hospital y el 16 % mueren en un plazo de tres meses, [6].

1.2.2. Trastornos, patologías asociadas y clasificación

Hay enfermedades ligadas a los trastornos de marcha. Normalmente se clasifican estas en tres grupos principales, según el sistema orgánico afectado, [2]. Inicialmente, se presentan las enfermedades del sistema *musculoesquelético* como la osteoartritis, la osteoporosis, la enfermedad de Paget, etc. El segundo grupo está constituido por las enfermedades del sistema cardiovascular, como la disritmia, el fallo cardiaco congestivo, la claudicación intermitente, etc. Finalmente, en tercer lugar se presentan las enfermedades que afectan al sistema nervioso, como el Parkinson, las deficiencias visuales, la demencia, etc. La combinación de una o más de estas enfermedades puede ocasionar afecciones en la marcha de un individuo.

De un modo similar, los trastornos de marcha pueden ser clasificados según el nivel del sistema sensorimotor afectado por la enfermedad, [2]. El primer grupo,

de nivel cognitivo más bajo, son las enfermedades de nivel *sensorimotor bajo*, en el cual se presentan las enfermedades del sistema nervioso periférico y los problemas musculoesqueléticos. En este nivel, los impulsos que originan la marcha humana son generados y transmitidos correctamente, pero no son ejecutados apropiadamente por las estructuras periféricas. El segundo grupo, de nivel *sensorimotor medio*, involucran estructuras bajas del sistema nervioso central, como el cerebelo, el mesencéfalo, el tronco cerebral o la médula espinal. Finalmente, las enfermedades de nivel *sensorimotor alto* afectan a la corteza cerebral incidiendo en la generación de los impulsos o comandos relacionados con marcha o bien el procesado de la información de alto nivel.

Así, algunos de los trastornos de marcha comunes son los presentados de manera resumida a continuación (más detalles en [2, 7]):

- Marcha antálgica. Se tiende a favorecer ciertos movimientos para evitar el dolor, minimizando el peso en el lado afectado. Se caracteriza por una fase de apoyo corta. Es típica en enfermedades como la osteoartritis o en lesiones articulares.
- Marcha atáxica. Marcha inestable y poco coordinada con base amplia. La ataxia (en griego significa “sin orden”) es un síntoma o enfermedad que se caracteriza por provocar la disminución de la capacidad de coordinar en el movimientos. Este tipo de marcha está presente en enfermedades como la ataxia cerebelar, la esclerosis múltiple, las enfermedades en la columna, etc.
- Marcha festinante. Se caracteriza por una postura rígida con el tronco inclinado hacia adelante. Los pasos se van haciendo más cortos y los pies se mueven de manera muy cercana al suelo. Es observada en personas con Parkinson.
- Marcha en tijeras. Es una forma de marcha asociada a la parálisis cerebral espástica y se caracteriza por una oscilación de las piernas sobre un eje imaginario para evitar el contacto con el suelo.
- Marcha senil. Pasos cortos y arrastrando los pies. No está asociada a ninguna enfermedad en particular, pero está presente en múltiples degeneraciones relacionadas con la edad.
- Marcha en “steppage” o marcha en equino. Consiste en una flexión exagerada de la rodilla y cadera. Normalmente está asociada con el pie equino. Asociada a la neuropatía, la enfermedad del disco lumbar (hernia de disco), etc.
- Marcha “waddling” o de pato. Se caracteriza por movimientos laterales de troco exagerados y a la falta de estabilización de la cadera. Esta asociada a la osteoartritis o la necrosis aséptica de la cadera entre otras.

1.3. Dispositivos de ayuda a la movilidad

Una vez presentados los trastornos de la movilidad humana, según el tipo y el grado de afección, se pretende asociar a estos el uso de dispositivos de ayuda. En el caso de total incapacidad de movilidad (incluyendo bipedestación y locomoción) son adoptadas soluciones alternativas como los vehículos autónomos y sillas de ruedas. Por esta razón, las sillas de ruedas inteligentes son un tópico de investigación en numerosos grupos por todo el mundo. Esos trabajos abordan y resuelven, al menos parcialmente, problemas relacionados con la navegación autónoma y asistida utilizando interfaces hombre-máquina avanzadas, adaptadas a diversos niveles de discapacidad de los usuarios. Esos trabajos constituyen un cuerpo de doctrina conocido como *Autonomous Robotic Wheelchairs* (ARW) por contraposición a los AGV (*Automated Guided Vehicle*) propios del campo de la robótica móvil.

No obstante, el uso continuado de las sillas de ruedas causa problemas como rigidez articular, ulceraciones en la piel, deformidades en la columna vertebral y disfunciones fisiológicas (renales, digestivas, dermatológicas, ...), relacionados con el hecho de permanecer demasiado tiempo en la misma posición sentado. Por esta razón el uso de esos dispositivos debe ser evitado siempre que el usuario tenga un nivel mínimo de movilidad. Así, en los casos de movilidad reducida, los usuarios son animados por los fisioterapeutas a utilizar elementos aumentativos, esto es, que tratan de usar y potenciar sus propios medios (extremidades inferiores) aprovechando las capacidades residuales. Estos elementos podemos clasificarlos en autoportados, como las prótesis y ortesis, o externos (o independientes), como los bastones, las muletas y los andadores. Actualmente, esos elementos aumentativos también son objetivo de investigación con soluciones avanzadas cada vez más comunes. A continuación, se presenta una revisión de esos elementos de ayuda a la movilidad.

1.3.1. Dispositivos alternativos

De acuerdo a lo mencionado anteriormente, los elementos alternativos de ayuda a la movilidad son representados principalmente por los vehículos autónomos y las sillas de ruedas. Las sillas de ruedas quizá sean los dispositivos de ayuda a la movilidad más usados y desarrollados en los últimos años.

Existen diversos tipo de sillas de ruedas. Las tradicionales son las de tracción manual, como muestra la figura 1.1. Se diferencian entre sí de acuerdo con las exigencias personales, el tipo de aplicación específica (como las deportivas) o por el volumen que ocupan.

No obstante, las sillas de ruedas con tracción eléctrica comandadas por *joysticks* son, en la actualidad, bastante comunes, y quizás sean las que presentan mayor diversidad en su diseño. Existen sillas de diversos tamaños, capaces de



Figura 1.1: Sillas de ruedas convencionales con tracción manual.

moverse con distintas velocidades y por distintos terrenos, incluso hay sillas de baños y otras con la capacidad de poner el usuario en posición de bipedestación y capaces de subir y bajar escaleras (figura 1.2).



Figura 1.2: Sillas de ruedas con tracción eléctrica.

Del mismo modo, los dispositivos ARW (*Autonomous Robotic Wheelchairs*) son los más significativos de los dispositivos alternativos robóticos de ayuda a la movilidad.

Debido a la gran similitud con los robots móviles, gran parte de los conceptos y tecnología de navegación y control desarrollados para estos pueden ser empleados de manera casi directa a estos dispositivos de apoyo.

Sin embargo, las personas que necesitan sillas de ruedas pueden encontrarse en fases avanzadas de una enfermedad con deterioro importante de las funciones neuromotoras afectando incluso a las extremidades superiores. Así, el gran aporte científico de los últimos años se encuentra en el desarrollo y la validación de maneras alternativas de comandar el dispositivo de un modo natural.

De esta manera, hay diversos grupos de investigación dedicados a desarrollar nuevas interfaces de interacción persona-robot para permitir o facilitar el guiado de estos dispositivos por personas que tienen la actividad motora muy reducida. La figura 1.3 muestra el caso de una silla de ruedas comandada por señales de la actividad eléctrica cerebral del usuario (señales electroencefalográficas).

Así, la utilización de señales bioeléctricas, en particular para el guiado de sillas de ruedas avanzadas, es un tema de gran interés en el campo de los ARW.



Figura 1.3: Silla de ruedas controlada por la actividad eléctrica cerebral del usuario.

En el *Department of Mechanical Systems and Intelligent Systems* de la *University of Electro-Communications* (Tokio, Japón) se ha desarrollado una silla de ruedas totalmente comandada por señales electroencefalográficas, [8].

De la misma forma, el Grupo de Robótica de Rehabilitación del Departamento de Ingeniería Eléctrica de la Universidad Federal de Espírito Santo (UFES)- Brasil tiene actualmente trabajos publicados relacionados con el estudio de señales electromiográficas (EMG) y electroencefalográficas (EEG) en el guiado de robots móviles, [9], y de sillas de ruedas autónomas, [10].

Robert Leeb, del *Laboratory of Brain-Computer Interfaces* del *Institute for Knowledge Discovery, Graz University of Technology*, presenta un estudio que demuestra la posibilidad de control de sillas de ruedas (en un ambiente virtual) a través del procesamiento de señales de EEG de usuarios tetrapléjicos, [11].

Además, en lo que se refiere al procesamiento de señales de EEG para el desarrollo de interfaces cerebro-ordenador (BCI), cabe resaltar los grupos de J. Millán (Suiza), [12], y J. R. Wolpaw (Austria), [13], que están entre los que han logrado los resultados más importantes, aunque todavía no haya una solución universal y definitiva para el problema de los BCI.

En lo que se refiere a las estrategias de control de ARWs, un dispositivo importante es el TRETRANAUTA, una silla de ruedas diseñada para minimizar el esfuerzo de comando de los usuarios con deficiencias severas al guiar sillas de ruedas en entornos conocidos y previamente preparados, [14]. El dispositivo tiene tres modos de operación: (i) automático, en el cual el dispositivo sigue trayectorias predefinidas marcadas en el suelo, (ii) semiautomático, en el cual el dispositivo sigue una trayectoria predeterminada, pero permite al usuario interferir en el guiado, y (iii) manual, en el cual el dispositivo es controlado manualmente como una silla de ruedas convencional. Para evitar obstáculos durante la navegación, el sistema cuenta con sensores infrarrojos.

En un contexto un poco distinto, el dispositivo *CALL Centre Smart Wheelchair* es una silla de ruedas comercial adaptada para niños con deficiencias severas y múltiples que no son capaces de guiar sillas de ruedas convencionales, [15]. Se trata de un dispositivo que permite al niño la capacidad de comunicarse, explorar el entorno, jugar y de cierto modo adquirir un grado de movilidad independiente. El dispositivo está dotado de distintos modos de comando (pulsadores, selectores de barrido, un *joystick* proporcional, ...) y sensores de colisión para garantizar la seguridad del usuario. Además tiene la funcionalidad de seguir marcas en el suelo para moverse de una habitación a otra en un entorno estructurado.

En la figura 1.4 se presentan algunos dispositivos ARWs anteriormente mencionados.

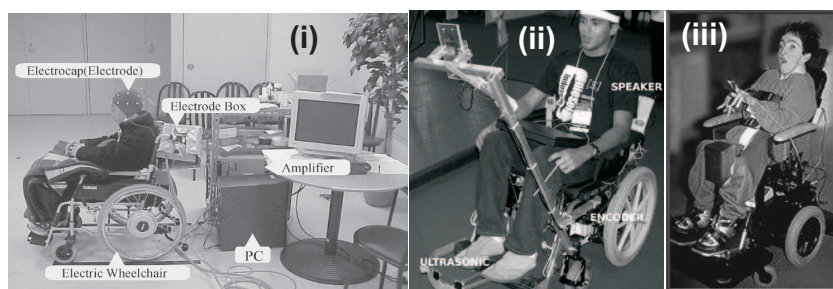


Figura 1.4: Sillas de ruedas avanzadas: (i) *University of Electro-Communications (Tokio, Japón)*, (ii) *Universidad Federal de Espírito Santo (Brasil)*, (iii) *CALL Centre Smart Wheelchair (Londres, Reino Unido)*.

Finalmente, un sistema interesante desde el punto de vista de la diversidad de los canales de comunicación hombre-máquina para el guiado de sillas de ruedas es el Proyecto SIAMO, un ARW desarrollado en el Departamento de Electrónica de la Universidad de Alcalá (figura 1.5). Por esta razón se dedica en este trabajo un breve análisis de este sistema.

Se trata de un sistema basado en una silla de ruedas dotado de un subsistema completo de sensores (ultrasonidos, infrarrojos, visión, etc), estrategias avanzadas de control y navegación y un conjunto interfaz multimodal hombre-máquina controlado por señales de diversas naturalezas, [16]. Además, del tradicional *joystick*, el usuario puede comandar el sistema por:

- **Soplo.** Un sensor de flujo de aire diferencial es utilizado para detectar la fuerza y la dirección del soplo del usuario, de manera que se pueda crear un lenguaje de comunicación de acuerdo con la manera que el mismo realiza la expulsión de aire. Estos comandos codificados son, entonces, utilizados para guiar el dispositivo.
- **Reconocimiento de voz.** En el caso del reconocimiento de voz, nueve comandos básicos fueron definidos para guiar el dispositivo. Estos comandos

son grabados previamente por el usuario y almacenados en una tarjeta de memoria personal que debe ser introducida al sistema en el momento en que el usuario desee utilizarlo.

- **Movimientos de cabeza.** Una cámara instalada delante de la silla de ruedas y orientada hacia la cara del usuario capta los gestos realizados por el mismo. De modo similar a los comandos por sople, una serie de códigos de comunicación son establecidos de acuerdo con los movimientos de cabeza realizados por el usuario para guiar la silla de ruedas.
- **Electrooculografía.** La electrooculografía es un método que puede detectar los movimientos oculares, y se basa en el registro de la diferencia de potencial existente entre la córnea y la retina (potencial corneo-retiniano). Dichas señales, convenientemente capturadas y procesadas, permiten conocer con razonable exactitud la dirección de la mirada de la persona, y así son utilizadas como información para el guiado de la silla de ruedas, [17].
- **Electroencefalografía.** Más recientemente, las señales de electroencefalografía se han utilizado para guiar la silla del Proyecto SIAMO. Se trata de establecer un lenguaje basado en estados mentales del usuario que deben ser reconocidos por el sistema y, de esta manera, ser utilizados para guiar el dispositivo.

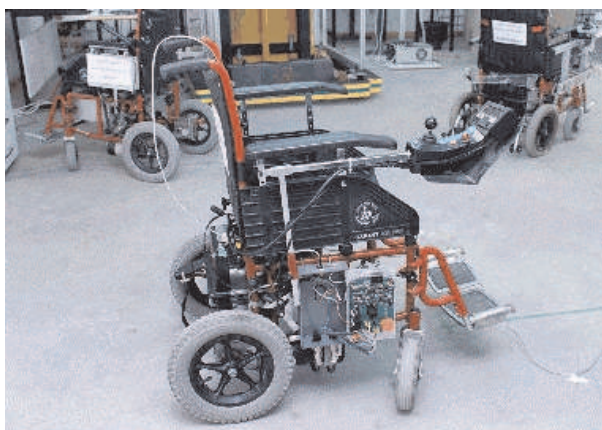


Figura 1.5: Proyecto SIAMO de la Universidad de Alcalá, España.

Alternativamente a las sillas de ruedas ARW, existen ciertos vehículos autónomos dedicados al aumento de la movilidad y al desarrollo de capacidades cognitivas. El Proyecto PALMA, [18], y su sucesor PALMIBER (ver figura 1.6), [19], ambos desarrollados por el Grupo de Bioingeniería del Instituto de Automática Industrial (CSIC) en colaboración con entidades extranjeras, son ejemplos de

dispositivos de este tipo. El segundo dispositivo, actualmente en fase preindustrial, propone la utilización de sensores inerciales adaptados en un casco para identificar movimientos voluntarios en niños con parálisis cerebral.



Figura 1.6: Proyecto Palmiber del Grupo de Bioingeniería del IAI - CSIC, España.

Desarrollado para personas con lesiones medulares altas con imposibilidad de bipedestación y movilidad, el prototipo desarrollado en el Proyecto Lazarim en el IAI-CSIC propone una solución complementaria a las sillas de ruedas, [20]. Este dispositivo de ayuda está dotado de un sistema activo de elevación con el cual los usuarios son capaces de ponerse en posición de pie con poca o ninguna ayuda externa utilizando un arnés. Una vez en bipedestación, el individuo puede moverse por un entorno utilizando un *joystick* similar al usado en las sillas de ruedas. Una versión comercial del dispositivo es actualmente comercializado por la empresa ORTOTECOSA S.A (figura 1.7).

1.3.2. Dispositivos aumentativos

En lo que se refiere al apoyo a la movilidad los dispositivos aumentativos o potenciadores son la solución ideal para los usuarios que poseen capacidades residuales de locomoción o bien para pacientes en rehabilitación. Investigaciones anteriores comprueban que hay muchos beneficios relacionados con el hecho de mantener la posición de pie y caminar. Entre ellos están, [21]:

- la disminución de problemas secundarios como la formación de heridas en la piel, contracción de los miembros inferiores, osteoporosis, complicaciones renales y urinarias, entre otras;
- la reducción de la dependencia de cuidador;
- la mejora de las funciones cardio-respiratorias;



Figura 1.7: Proyecto Lazarim del Grupo de Bioingeniería del IAI - CSIC, España.

- la mejora en aspectos psicológicos en el proceso de rehabilitación, como por ejemplo la autoestima, las relaciones sociales y la vida social.

A continuación, se presentan dichos dispositivos clasificados en elementos autoportados y elementos externos.

Elementos autoportados: ortesis y prótesis

Los dispositivos aumentativos de apoyo a la movilidad son elementos portados por un usuario para que suplementen la función (ortesis) de uno de sus miembros o para que lo reemplacen (prótesis), figura 1.8. Primeramente, una ortesis es una estructura mecánica que replica cinemáticamente la anatomía humana. Su función es restaurar funcionalmente al miembro deteriorado, actuando en paralelo, mientras que la prótesis es un dispositivo que sustituye un miembro tras una amputación.

En este contexto, los dispositivos robóticos autoportados son versiones electromecánicas de los anteriormente mencionados. Los robots autoportados pueden operar en paralelo con el miembro humano, como en el caso de los robots ortésicos, o en serie con el miembro sustituyendo alguno de sus segmentos (robots protésicos). Cabe resaltar que la portabilidad no necesariamente implica su autonomía. Cuando los robots autoportados no son autónomos y portátiles es frecuentemente



Figura 1.8: Ejemplo de prótesis y ortesis de miembro inferior.

debido a no disponerse de las tecnologías necesarias, en particular actuadores y fuentes de energía.

De los distintos tipos de robots autoportados, los robots ortésicos o exoesqueletos son los que presentan una más intensa interacción física y cognitiva con el hombre. La investigación en el ámbito de los robots autoportados surge a principios de los 60 por el interés del Departamento de Defensa de EEUU por desarrollar un exoesqueleto motorizado. Estos esfuerzos en el ámbito militar han tenido continuidad hasta la actualidad, como es el ejemplo del exoesqueleto BLEEX mostrado en la figura 1.9, [22].



Figura 1.9: BLEEX (*Berkeley Lower Extremity Exoskeleton*) del *Kazerooni's Laboratory* de la *University of California, Berkeley*.

Actualmente estos dispositivos son utilizados en aplicaciones de amplificación de potencia (*empowering*), teleoperación, investigación neuromotora y en dispositivos de rehabilitación y compensación funcional.

En los dispositivos de amplificación de potencia, la persona suministra señales de control para el exoesqueleto, mientras el exoesqueleto proporciona la mayor parte de la potencia mecánica necesaria para llevar a cabo la tarea. El propósito

principal de este tipo de exoesqueletos es amplificar la capacidad de carga que pueda desarrollar un operador. Ejemplos conocidos de elementos de este tipo son las distintas versiones del HAL (*Hybrid Assistive Limb*), [23], y el exoesqueleto de asistencia de enfermeras del Instituto de Tecnología de Kanagawa - Japón, [24], mostrado en la figura 1.10.



Figura 1.10: Exoesqueleto de asistencia de enfermeras, Instituto de Tecnología de Kanagawa, Atsugi, Japan.

En aplicaciones de teleoperación, se utiliza el exoesqueleto como un dispositivo guante maestro, permitiendo al operador unido al exoesqueleto (maestro) controlar un robot (esclavo). Además, las fuerzas aplicadas sobre el brazo robótico por el entorno pueden ser reflejadas al maestro, realizando una realimentación háptica al usuario, [25].

En el caso de aplicaciones de investigación neuromotora, los exoesqueletos pueden representar una herramienta de medición del comportamiento y evolución del paciente, mejorando de esta manera las técnicas de rehabilitación tradicionales.

En este trabajo el interés principal se encuentra en los elementos de rehabilitación y la compensación funcional. La función de estos dispositivos es amplificar o complementar la capacidad del miembro, para restaurar la función perdida debido a una patología específica.

En este ámbito, el Grupo de Bioingeniería (GBIO) del extinto Instituto de Automática Industrial del CSIC tiene experiencia en participación y liderazgo de proyectos de alcance nacional y europeo en la concepción y desarrollo de esos robots autoportados para la rehabilitación tanto de miembros inferiores como de miembros superiores. La figura 1.11 presenta tres desarrollos del Grupo de Bioingeniería relacionados con los robots autoportados: (i) *WOTAS* un exoesqueleto para supresión de temblor en miembros superiores, [26]; (ii) *MANUS* una prótesis de antebrazo y mano controlada por EMG, [27]; y (iii) *GAIT* un exoesqueleto de miembro inferior para pacientes con problemas de movilidad en una pierna, [28]. Además el mismo grupo ha elaborado un libro que trata exclusivamente de los robots autoportados, [29].



Figura 1.11: Sistemas robots autoportados desarrollados por el Grupo de Bioingeniería del Instituto de Automática Industrial (CSIC).

En lo que se refiere a dispositivos de rehabilitación y compensación funcional específicamente relacionados con la ayuda a la movilidad, además del ejemplo del proyecto GAIT presentado anteriormente, existen en la bibliografía diversos desarrollos de elementos autoportados.

Uno de ellos, el MIT *Ankle-Foot Orthosis*, consiste en un dispositivo para ayudar a una patología conocida como pie equino, [30]. Ese trabajo consiste en la modificación de una ortesis pasiva, a través de la adición de actuadores elásticos en serie, [31], para permitir variar la impedancia mecánica en flexión y extensión del tobillo (figura 1.12). El dispositivo se controla mediante las fuerzas de reacción del suelo y ciertos datos de posición angular.

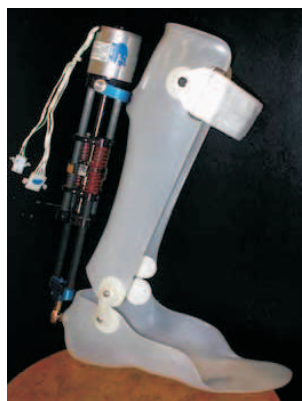


Figura 1.12: MIT *Ankle-Foot Orthosis*.

Otro dispositivo importante es un exoesqueleto de miembro inferior para am-

bas piernas desarrollado en el *Centre of Robotics and Automation* en la Universidad de Salford del Reino Unido, [21]. Se trata de un dispositivo actuado por músculos neumáticos, que son capaces de emular, según el autor, las acciones de los músculos naturales. Los músculos neumáticos también son utilizados por el grupo del *Dan Ferri's Lab* de la Universidad de Michigan. Este grupo ha desarrollado una serie de ortesis activas para usarse durante la terapia, [32, 33, 34].

Otros elementos (figura 1.13) están acoplados a cintas de ejercicio del tipo tapiz deslizante (*treadmill*). Estos dispositivos están orientados al entrenamiento de la marcha y la rehabilitación de pacientes con lesiones medulares. Aunque no sean dispositivos portátiles, son autoportados y son importantes en lo que se refiere a la interacción con el usuario y la ayuda a la movilidad. El principal ejemplo de este tipo de dispositivos es el Lokomat, [35]. Actualmente, en la Universidad de Twente, un entrenador de marcha (LOPES) se encuentra también en desarrollo, [36].

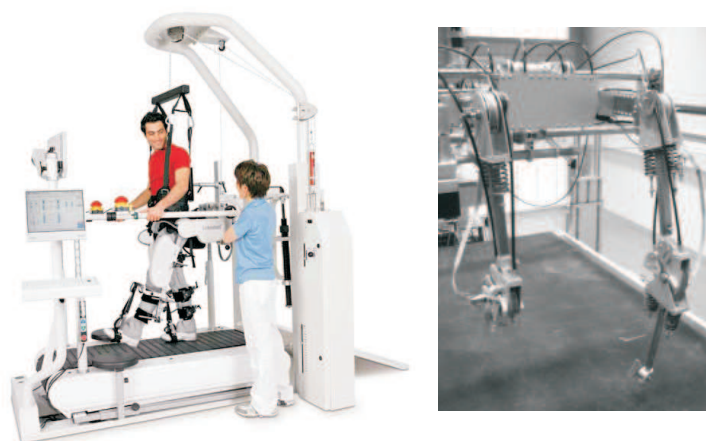


Figura 1.13: Versión comercial del Lokomat (izqda.) y la ortesis LOPES (dcha.).

Más información sobre el estado del arte de las ortesis activas de miembro inferior y los desafíos y cuestiones relacionadas con estos dispositivos puede ser encontrada en la revisión que se presenta en [37].

Elementos independientes o externos: bastones, andadores y dispositivos de guía

Los elementos independientes aumentativos de ayuda a la movilidad humana son los más comunes y están representados principalmente por los bastones, las muletas y los andadores. Estos dispositivos son indicados para ayudar al usuario con problemas de equilibrio (o estabilidad) y para el soporte parcial del peso. La selección de qué dispositivo usar pasa por la evaluación por parte del profesional de salud de: las funciones cognitivas, las capacidades de visión, las funciones

vestibulares, la forma física, la fuerza en los miembros superiores y el entorno en el cual se ha de utilizar entre otros factores, [7]. La mala selección de un determinado dispositivo puede comprometer los patrones de marcha del usuario, aumentando el consumo energético del proceso y ocasionando riesgo de caída. Estos factores son extremadamente importantes, sobre todo en el caso de usuarios mayores, normalmente los sujetos más frecuentes de los dispositivos mencionados.

Los bastones son dispositivos utilizados para aumentar la base de soporte del usuario. Tradicionalmente, estos dispositivos son usados para el aumento de estabilidad durante la marcha patológica y no para el soporte parcial del peso, aunque hay bastones actualmente diseñados para esta última función. Algunos de estos dispositivos modificados son bastones de múltiples patas, bastones tipo *offset* (*offset canes*) y dispositivos estables conocidos como *walk canes* (o *hemi-walker*) que son elementos entre el bastón tradicional y el andador de patas (ver figura 1.14).

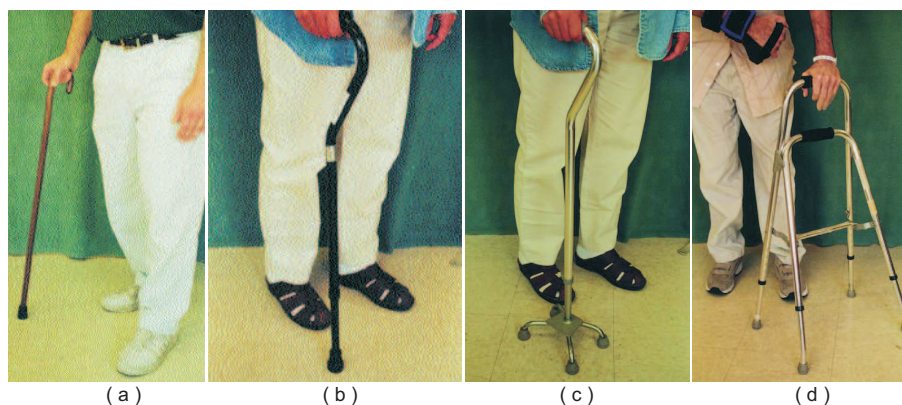


Figura 1.14: Tipos de bastones convencionales.

Los bastones estándar (figura 1.14(a)) son dispositivos de bajo precio, normalmente fabricados de madera o aluminio útiles para sujetos que necesitan un punto de apoyo extra para estabilizar la marcha, [7], y no necesitan de gran soporte de peso. Patologías asociadas al uso del bastón pueden ser las disfunciones vestibulares, los problemas de visión, la ataxia sensorial, etc.

El segundo tipo de bastón presentado es el *offset cane* (figura 1.14(b)). La principal diferencia de este dispositivo con respecto al bastón estándar es que son diseñados para sujetos cuyas patologías demandan, ocasionalmente, el soporte parcial del peso del mismo durante la marcha. Normalmente, este tipo de bastón es indicado para personas con patologías que implican dolor durante la marcha, como la osteoartritis de rodilla o cadera.

Siguiendo en la misma dirección, los bastones de múltiples patas (figura 1.14(c)) son diseñados para sujetos que necesiten aún más soporte de peso en la marcha, como puede ser el caso de pacientes con osteoartritis severa. La prin-

principal desventaja de este tipo de bastón es que para obtener un soporte parcial de peso adecuado, todas las patas (normalmente son cuatro) deben tocar el suelo durante la marcha, imponiendo al usuario una disminución en la velocidad del caminar.

Finalmente, los dispositivos conocidos como *walk canes* son elementos de base ancha diseñados para usuarios que necesiten el soporte parcial del peso de manera constante durante la marcha, pero que sólo puedan utilizar un brazo para ello (véase la figura 1.14(d)), como por ejemplo sujetos que hayan tenido un accidente cerebrovascular (apoplejía) o hemiparesis, causando una pérdida moderada o severa del movimiento de una extremidad inferior.

Adicionalmente, con funciones muy diferentes, otros tipos de bastones son utilizados por personas invidentes como elemento fundamental para la exploración del territorio y el guiado.

Las muletas, son elementos diseñados para aumentar no sólo la base de soporte, sino también la estabilidad lateral durante la marcha. En contraste con los bastones, las muletas pueden ser utilizadas para el mayor soporte del peso durante la marcha y hay dos tipos principales.

El primer tipo son las muletas auxiliares (figura 1.15(a)), y son usadas por personas con un problema de marcha temporal. Son considerados dispositivos incómodos y difíciles de usar, requiriendo cierto grado de fuerza en los miembros superiores.

El segundo tipo de muletas son las muletas canadienses (figura 1.15(b)), indicadas para sujetos más activos en proceso de rehabilitación o con necesidad de apoyo bilateral, como, por ejemplo, en el caso de pacientes de paraplejía causada por estrechamiento espinal (*spinal stenosis*). Este tipo de muleta son más fáciles de usar incluso en el caso de subir y bajar escaleras.

Versiones robóticas de estos dispositivos (bastones y muletas) no son tan comunes como en los casos de las sillas de ruedas o de los elementos autoportados (ortesis y prótesis). Un ejemplo multifuncional pero centrado en la ayuda al guiado más que en el apoyo físico es el *SmartCane*, [38], un trabajo realizado por el *Massachusetts Institute of Technology*, que utiliza un sensor de fuerzas y pares (ambos tridimensionales) para medir los esfuerzos aplicados por el usuario en un dispositivo tipo bastón montado sobre un robot móvil. Estas señales de entrada son transformados en informaciones de velocidad y dirección por un sistema de control de impedancia implementado en un ordenador portátil tipo PC104. La figura 1.16 presenta una foto del dispositivo y un esquema de los componentes embarcados en él. El controlador de impedancia permite que el sistema sea programado para tener una sensación distinta de guiado personalizada para cada usuario, y tener comportamientos distintos para situaciones diversas. El dispositivo también contempla distintos sensores, como una cámara CCD para localización en entornos estructurados y un sistema sonar para la detección de

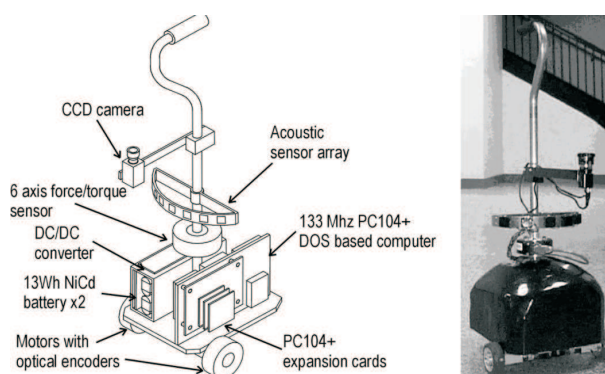


(a)

(b)

Figura 1.15: Bastones y muletas convencionales.

obstáculos y así permitir evitarlos.

Figura 1.16: El dispositivo *SmartCane*.

Otro dispositivo robótico tipo bastón exclusivamente orientado a la ayuda al guiado, presentado en la figura 1.17, es el *GuideCane*, [39]. Efectivamente el objetivo de este dispositivo es ayudar al guiado de personas con discapacidad visual, evitando obstáculos. El sistema está equipado con 10 transductores ultrasónicos controlados por un ordenador central embarcado y servomotores con encoders en las dos ruedas. El usuario indica la dirección intencionada del movimiento a través de un *joystick* para el dedo pulgar puesto en la empuñadura del sistema. El dispositivo posee su sistema sensorial para indicar la dirección más apropiada de movimiento en cada instante elaborando un mapa local de hasta $18 \times 18 m$. Sin embargo, el dispositivo es semi-autónomo, ya que necesita la entrada del *joystick* de usuario para la planificación de trayectoria y la localización. Además el

dispositivo puede ser equipado con un sistema de navegación global GPS (*Global Positioning System*) para el guiado en exteriores. Finalmente, cabe resaltar que este dispositivo está proyectado solamente para ayudar en la navegación, de forma que no ofrece al usuario apoyo a la movilidad como el dispositivo anterior.

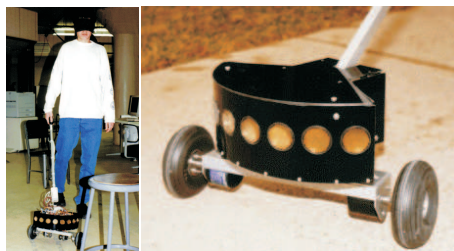


Figura 1.17: Dispositivo de ayuda al guiado de personas con discapacidad visual, *GuideCane*.

Finalmente, entre los dispositivos aumentativos externos de ayuda a la movilidad se encuentran los andadores o caminadores. Como en este trabajo se presta una especial atención al estudio de estos dispositivos, una revisión detallada de los andadores y las principales versiones avanzadas será presentada a continuación en la sección 1.4.

1.4. Andadores como dispositivos de ayuda a la movilidad

Como se ha mencionado anteriormente, en lo que se refiere a la movilidad, los dispositivos de apoyo son divididos en dos grupos: alternativos y aumentativos. Entre los elementos aumentativos externos los andadores ocupan un lugar destacado, por su gran número de usuarios dada su simplicidad y su importante potencial rehabilitador ya que es un medio que utiliza las capacidades residuales de locomoción del usuario, evitando el uso precoz y discapacitante de las sillas de ruedas u otros elementos alternativos de locomoción. Existen muchas variantes de andadores en cuanto a los materiales constitutivos, accesorios (asientos, cestas, ...), tamaños y configuraciones estructurales. Sin embargo el aspecto más importante es el que se refiere a la configuración de apoyo en el suelo (figura 1.18). Así existen los tres tipos siguientes:

- con patas;
- con ruedas (tres o cuatro);
- híbridos (con patas y ruedas).

Los andadores incrementan la estabilidad en la marcha humana, aumentando la base de soporte del usuario, la estabilidad lateral y actuando, en algunos casos,



Figura 1.18: Tres tipos de andadores convencionales, en lo que refiere a la configuración de apoyo en el suelo.

como dispositivo de soporte parcial de peso. En contrapartida, los andadores son muchas veces difíciles de manipular por zonas angostas (especialmente en el paso por puertas) debido a su tamaño. Otras desventajas de este tipo de dispositivos es la reducción en los movimientos de brazos en la marcha, y en algunos casos una mala postura debido a la excesiva flexión de espalda.

Investigadores como G. Lacey y F. van Hook presentan en [40] y [7] una clasificación de los distintos tipos de andadores, así como la descripción de los tipos de patologías para las que están prescritos.

El primer tipo de andadores, conocidos como andadores estándar (*Standard Walking Frames*), son desarrollados para proporcionar una base de soporte extra para personas con debilidad en los miembros inferiores. Normalmente son dispositivos de cuatro patas (sin ruedas). Se debe prestar una atención especial al ajuste de la altura del dispositivo de manera que el usuario mantenga una buena postura en el uso. Además, su uso requiere un patrón de marcha lento y controlado, en el cual las patas del dispositivo hagan contacto de manera simultánea con el suelo. Este patrón de marcha se caracteriza por levantar el dispositivo totalmente del suelo, ubicarlo en una posición un poco más avanzada y dar el paso. Estos dispositivos son indicados para pacientes con ataxia cerebral moderada o severa. Sin embargo, se debe evitar su uso por sujetos con problemas cognitivos debido a la atención necesaria en la utilización del mismo.

Otro tipo de andador son los andadores con ruedas delanteras, indicados para pacientes con una velocidad de marcha más elevada o bien para usuarios que sientan dificultades para levantar el dispositivo. Al mismo tiempo, se observa un patrón de marcha más natural. Son indicados a pacientes de patologías de marcha relacionadas con problemas en el lóbulo cerebral frontal, ataxia moderada y personas con Parkinson moderado o severo.

Los andadores tipo *Rollators* son dispositivos con ruedas en todas las patas. En algunos casos se llama de tipo *Rollator* a los andadores con ruedas en las dos delanteras, pero en este trabajo se hace esta distinción debido al hecho de que sus

usuarios presentan necesidades distintas a los de los andadores con dos ruedas delanteras. Estos dispositivos son empleados en situaciones donde el problema principal del usuario es el equilibrio, o en situaciones en las cuales el usuario no posea suficiente fuerza para levantar el andador. En todos los casos, se debería evitar el soporte de gran parte del peso debido al riesgo de caída. Son indicados para usuarios que necesitan caminar distancias más elevadas. Normalmente sus usuarios presentan patologías como Parkinson moderado o ataxia.

Finalmente, están los dispositivos conocidos como Estructuras Recíprocas (*Reciprocal Frames*). Estos elementos son muy similares a los primeros (*Standard Walking Frames*), excepto que poseen bisagras permitiendo el desplazamiento de cada uno de los apoyos independientemente. El objetivo de esta modificación es la acomodación a una marcha más natural respetando el movimiento opuesto de brazos y piernas al caminar. Son también utilizados en el hogar donde el espacio es limitado.

No obstante, estos dispositivos de ayuda presentan problemas clásicos relacionados con: (i) la energía de empuje en su caso o de reposicionamiento en cada paso, que debe ser suministrada por el usuario; (ii) la pauta de marcha, que no es natural, ya que, al andar, el usuario tiene muchas veces que levantar y bajar el andador, cambiando la cadencia normal de la marcha; (iii) la estabilidad, debido al movimiento libre del dispositivo y los problemas de frenado, especialmente en los sistemas compuestos únicamente por ruedas que requieren un buen tono muscular y (iv) una adecuada coordinación neuromotora ante situaciones de peligro (rampas descendentes, irregularidades en el suelo, ...).

Para solucionar los problemas mencionados más arriba, se proponen los dispositivos conocidos como andadores robóticos avanzados o andadores inteligentes (*Smart Walkers*) con el fin de aprovechar capacidades residuales de locomoción del usuario, evitando el uso precoz de sillas de ruedas para usuarios mayores y en general en procesos de rehabilitación de lesiones con posibilidades de personalización de estos procesos y la reducción de la duración de los mismos.

La figura 1.19 presenta los cuatro tipos de andadores descritos en la clasificación de Lacey y van Hook.

1.5. Andadores inteligentes

En el campo de asistencia robótica a la marcha deficiente existen diversos estudios y proyectos en el área de la asistencia a la deambulación mediante la utilización de versiones robotizadas de bastones, andadores y dispositivos guía. Entre estos, los andadores avanzados son los dispositivos de ayuda a la movilidad que más han sido desarrollados en los últimos años. Estos dispositivos presentan diversas funciones dependiendo de su aplicación específica o del tipo de usuario que lo va a manejar.

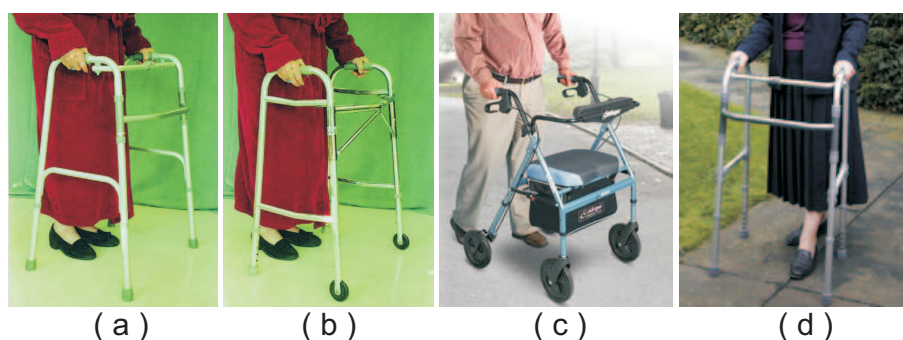


Figura 1.19: (a) Andador estándar; (b) Andador con ruedas delanteras; (c) Andador tipo *Rollator*; (d) Estructura Recíproca.

En este trabajo, se clasifican las funciones realizadas por los andadores inteligentes en ayudas físicas, cognitivas, sensoriales y de monitorización de la salud del usuario. En las secciones siguientes se presenta una descripción detallada de cada una de las categorías. Una versión resumida de esta clasificación de los andadores inteligentes está publicada en [41].

1.5.1. Ayudas físicas

Por la naturaleza y el tipo del dispositivo de ayuda, prácticamente todos los andadores inteligentes realizan algún tipo de ayuda física. Aquí se pretende aportar soporte físico al usuario a través de soluciones activas o pasivas, como las descritas más adelante.

Mejoras pasivas o estructurales

La mayor parte de los destinatarios de los andadores presentan problemas de estabilidad en sus desplazamientos por déficit transitorio o permanente de tipo físico, neurológico o mixtos.

Una mejora simple de la estabilidad consiste en ampliar la superficie de la base del andador, debiendo mantenerla por debajo de unos ciertos límites para garantizar el paso por puertas y no comprometer la maniobrabilidad del dispositivo.

En cuanto al mantenimiento de la posición de bipedestación, una mejora importante consiste en cambiar los tradicionales manillares por plataformas de apoyo de antebrazos y manos, mejorando el soporte del peso del usuario. Con ello se consigue eliminar los grados de libertad correspondientes a la muñeca y, parcialmente, al codo, ofreciendo una forma más fácil de mantener la verticalidad durante la marcha.

Además, con esta solución, la parte superior del tronco puede descansar más fácilmente sobre el andador requiriendo un menor esfuerzo y aumentando a la vez

la componente de fricción del sistema al reducir los problemas de deslizamiento.

Otros cambios sencillos pueden aumentar de estabilidad dinámica de todo el sistema. Por ejemplo, se puede montar todos los elementos pesados (motores, batería y sistema de carga y electrónica) de forma equilibrada en el plano inferior del andador, además de seleccionar ruedas con materiales de alto coeficiente de rozamiento.

Mejoras activas

Uno de los problemas que presentan los andadores dotados de ruedas, más aún los de cuatro que los de dos, es el de frenado de las mismas.

La solución que adoptan la mayoría de los fabricantes de andadores convencionales es la de incorporar frenos independientes de una y otra rueda sobre los puños de forma similar a las bicicletas. Ahora bien, esta solución representa al mismo tiempo un problema importante ya que exige que la persona tenga capacidad de respuesta, en términos de tiempo de reacción y de fuerza, adecuada para hacer frente a una situación de aceleración excesiva en la que el cuerpo pueda quedar por detrás de la base del andador, ya sea por desplazamiento en rampa o por falta de control del mismo, lo que entraña un alto riesgo de caída.

Normalmente las personas que presentan problemas de estabilidad y de movilidad adolecen de falta de tono muscular y de coordinación psicomotriz para accionar convenientemente el frenado del andador. De esta manera, la solución adoptada no es óptima para gran parte de los usuarios de estos dispositivos, de manera que estos son dirigidos al uso de las sillas de ruedas.

Al problema del frenado se suma el esfuerzo necesario para arrastrar el andador, que en muchos casos es considerable en términos relativos. De esta manera, es deseable que en algunas situaciones, en las cuales el usuario no presenta el tono muscular para arrastrar de manera correcta el andador, que el sistema aporte energía de empuje al conjunto usuario-andador.

Para ello, ciertos andadores avanzados son capaces de interpretar el comportamiento o los gestos del usuario y adaptar así su movimiento. Sensores de varios tipos son utilizados para definir este canal de comunicación gestual entre usuario y el dispositivo, haciendo posible la extracción de información de guiado para el control del dispositivo. Esta información es utilizada para controlar motores que actúan sobre las ruedas del dispositivo, suministrando la energía de empuje necesaria para el desplazamiento.

Al mismo tiempo la utilización de motores autoblocantes en una o más ruedas del dispositivo soluciona el problema de frenado y control de velocidad, especialmente en subidas y bajadas en rampas. Los motores pueden servir para frenar el dispositivo cuando una situación de inestabilidad es detectada o para aportar estabilidad al moverse en rampas siendo capaces de detectar y compensar activamente inclinaciones en el suelo.

En esta categoría se encuentran también elementos un poco más particulares, capaces de modificar activamente su estructura mecánica para auxiliar al usuario al sentarse o levantarse.

1.5.2. Ayudas sensoriales

Los andadores también pueden ser utilizados como elementos de ayuda sensorial. Para navegar con seguridad, algunos andadores son dotados de sensores para la detección de obstáculos. Normalmente son sensores de tipo infrarrojo, láser o ultrasónicos instalados en la estructura del dispositivo. De esta manera, son capaces indicar o guiar al usuario para evitar obstáculos estáticos y dinámicos en el entorno del andador. El guiado y la trayectoria siguen siendo definidos por el usuario, cambiándose momentáneamente en el caso de detección de un obstáculo. Esta función es interesante principalmente para la ayuda al guiado de personas con deficiencias de visión o en el caso de obstáculos que se oculten por la estructura del dispositivo.

1.5.3. Ayudas cognitivas

En este grupo se encuentran los dispositivos de guiado y ayuda en la navegación y localización en entornos estructurados y en exteriores (utilizando GPS, por ejemplo). Estos elementos son importantes para usuarios con problemas relacionados con la pérdida de memoria o de orientación.

En este grupo, hay dispositivos que son programados para seguir un camino determinado en un mapa o ir hasta un objetivo planificado previamente por el usuario o por un cuidador en una residencia. Además de navegar mediante mapas, algunos de estos dispositivos son capaces de autolocalizarse en un entorno conocido o crear automáticamente mapas, evitando la desorientación del usuario y mejorando la navegación.

Estos dispositivos, además, pueden comunicarse con el usuario a través de comandos de voz (bidireccionales), en los cuales el usuario puede dar un orden al dispositivo o el andador puede informar al usuario acerca de las condiciones del entorno y de la localización actual.

En el caso de aplicaciones para usuarios invidentes, estos dispositivos con funciones de navegación también pueden considerarse ayudas sensoriales.

1.5.4. Monitorización de la salud del usuario

Alternativamente a las ayudas anteriormente mencionadas, hay dispositivos capaces de monitorizar el estado de salud del usuario que lo lleva. Algunos dispositivos destinados a personas con otros problemas de salud son dotados de sensores capaces de medir señales fisiológicas del usuario, tales como temperatura, pulsos

cardíaco, presión arterial y generar alarmas e informar a un centro de salud o al cuidador en el caso de una emergencia.

1.6. Andadores inteligentes en la literatura

Muchas veces los usuarios de andadores necesitan ayudas para suprimir déficits funcionales relacionados con más de un de los aspectos anteriormente citados. Las personas mayores, por ejemplo, pueden padecer enfermedades que afectan no solo la estabilidad física, sino también a aspectos cognitivos o sensoriales. De ahí surge la necesidad de elementos que engloben dos o más funciones.

Los elementos mixtos son, entonces, dispositivos que desarrollan funciones de los distintos grupos presentados a la vez. Representan gran parte de los dispositivos de la literatura, ya que prácticamente todos ofrecen alguna forma de soporte físico además de otras funciones distintas.

Un ejemplo es el *Mobil*, [42]. Este dispositivo presenta cuatro ruedas-libres y dos tractoras y está diseñado para ofrecer más soporte a través de unas plataformas de apoyo de antebrazo, además de apoyo pasivo al usuario a la hora de levantarse o sentarse. El sistema tiene dos modos de operación, pudiendo ser comandado por un mando a distancia o siguiendo al usuario. Para el segundo modo de operación el usuario debe utilizar un cinturón activo emisor de ultrasonidos que se comunica con unos receptores instalados en una parte elevada del dispositivo. Por último, el dispositivo es capaz de desviarse de obstáculos o de otras personas presentes en el entorno a través de un segundo conjunto de sensores ultrasónicos instalados en el dispositivo. La figura 1.20 presenta el dispositivo descrito.



Figura 1.20: Andador inteligente *Mobil*.

Sin embargo, los andadores más importantes y más citados en la literatura, son la familia de los *PAM-AID* (PAM-AID, VA-PAMAID y GUIDO), el PAMM *Smart Walker* y el MARC *Smart Walker*. A continuación se presenta un análisis de estos y otros dispositivos relevantes presentes en la literatura.

1.6.1. PAM-AID, VA-PAMAID y GUIDO

El andador PAM-AID (*Personal Adaptive Mobility AID*) es el resultado de un proyecto del grupo del Dr. Gerard Lacey del *Trinity College* (Dublín, Irlanda). El objetivo es aumentar la independencia de personas con deficiencias visuales y de movilidad (figura 1.21), [43, 40, 44]. El dispositivo ha tenido diversas versiones y actualmente es comercializado por la empresa *Haptica Ltd*.



Figura 1.21: Algunas de las versiones del andador PAM-AID.

Uno de los enfoques del proyecto inicial era que el usuario debería tener control sobre el sistema en todos los momentos, de forma que el dispositivo no estuviese dotado de locomoción motorizada. El controlador del dispositivo actúa solamente sobre las ruedas delanteras controlando la dirección de marcha del dispositivo, pero sin aportar energía de empuje.

Para la ayuda a personas con discapacidad visual (ayuda sensorial), el dispositivo está equipado con sensores para detección de obstáculos. En las primeras versiones del andador fueron utilizados sensores frontales tipo sonar y en la última versión se han instalado sensores láser.

Otro propósito importante del proyecto es que la interfaz con el usuario fuese lo más simple y intuitiva posible con la finalidad de facilitar el uso por parte de usuarios mayores. De esta manera, se ha optado por utilizar un elemento similar al manillar de una bicicleta que puede girarse de -15 a $+15$ grados. El ángulo de giro del manillar es medido con un sensor lineal de efecto hall posicionado entre el campo de dos imanes. El manillar posee auto-centrado de manera que en la ausencia de aplicación de pares por parte del usuario retorna automáticamente a la posición centrada (0 grados).

Una función de transferencia convierte la desviación del manillar en orientación de las ruedas motorizadas. Una llave permite también cambiar la orientación de las ruedas para permitir que el usuario se sitúe en el centro de giro (*turn-on-spot*), como muestra la figura 1.22.

Otro componente importante de la interfaz es la comunicación a través de mensajes de voz. El dispositivo utiliza sus sensores para actualizar constantemente el estado del entorno. La información de este estado es pasada al usuario a través de dos tipos de mensajes de voz. El primero tipo está relacionado con

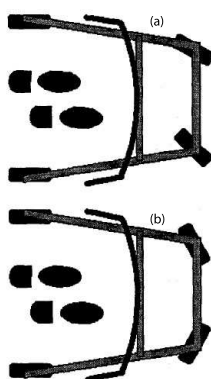


Figura 1.22: (a) Guiado normal y (b) guiado con la función *turn-on-spot*.

las características de la topología del entorno, como la aparición de pasillos o entradas de puertas. El segundo está relacionado con los obstáculos presentes, como por ejemplo, obstáculo adelante, a la derecha, etc. Los mensajes tienen niveles de prioridad para evitar conflictos y situaciones de peligro, de manera que un mensaje de un obstáculo adelante, por ejemplo, siempre tiene prioridad superior a un mensaje de topología del entorno. Además, el tiempo entre mensajes está determinado de manera que se evite saturar el usuario con demasiada información.

El andador PAM-AID presenta dos modos de operación, [44]:

- Manual: el usuario tiene el control completo sobre el guiado del sistema. El dispositivo emite mensajes verbales de los dos tipos (topología y obstáculos), pero en ningún momento asume el control del dispositivo.
- Asistido: el andador asume el control del guiado momentáneamente ayudando al usuario a evitar obstáculos, pero manteniendo la dirección global indicada por el mismo. Como en el modo manual, el dispositivo emite los mensajes de voz.

En el año 2000, Gerard Lacey fundó la empresa *Haptica Ltd*, la cual empezó a comercializar el dispositivo PAM-AID. Cinco unidades del dispositivo fueron adquiridas por el *Department of Veterans Affairs (USA)* que hizo algunas modificaciones, creando el dispositivo VA-PAMAID, [45]. El dispositivo VA-PAMAID es bastante similar al PAM-AID de forma que presenta los dos modos de operación anteriores mas un tercer modo llamado “aparcado”, en el cual las ruedas delanteras del dispositivo se orientan de forma que impidan el movimiento del mismo, auxiliando en las transferencias al usuario de sillas de ruedas. El dispositivo VA-PAMAID se presenta en la figura 1.23.

En otro intento de comercialización, el Proyecto PAM-AID fue renombrado GUIDO *Smart Walker*. El dispositivo se tornó estéticamente más atractivo y er-



Figura 1.23: Vista frontal y lateral del andador VA-PAMAID.

gonómico (ver figura 1.24) y otras funcionalidades fueron agregadas. Las funciones de *turn-on-spot*, los tres modos de operación (manual, automático y aparcado) y la comunicación por mensajes de voz presentados anteriormente en el PAM-AID y VA-PAMAID fueron mantenidos en el GUIDO.

En la página web de la empresa *Haptica Ltd*, [46], se presentan los subsistemas patentados del andador GUIDO. El primero es llamado *CleanSweep*, orientado a extraer informaciones del entorno para permitir que el sistema sea capaz de navegar, evitar obstáculos y seguir los comandos del usuario. El segundo subsistema se llama *ContextControl*, enfocado a fusionar las entradas múltiples de los sensores y del usuario y hacer el filtrado de los mismos de manera apropiada. Finalmente, el subsistema *TalkingSpace* se centra en la comunicación del sistema con el usuario a través de mensajes de voz y guiado.

Más recientemente, en una colaboración con la Universidad Politécnica de Madrid el software de control del dispositivo fue mejorado en ciertos aspectos, [47]. El software anterior (*CleanSweep*) basado en comportamientos reactivos fue reemplazado por uno basado en navegación en mapas, capaz de determinar dónde está el dispositivo y cómo llegar a un destino determinado. Además se añade al dispositivo la capacidad de construir mapas del entorno en el que se encuentra utilizando: sensores láser, sonar y sensores de posición (*encoder*), [48].



Figura 1.24: GUIDO *Smart Walker*.

Los sensores láser son utilizados para detectar los obstáculos ubicados delante del dispositivo. Los sensores de tipo sonar detectan objetos en los laterales y en planos superiores al dispositivo. De esta manera, el andador inteligente es capaz

de identificar puntos de referencias (*landmarks*) y otros puntos de decisión en el entorno como obstáculos, puertas y pasillos. Finalmente, se utilizan sensores de posición en las ruedas del dispositivo para reconstruir la trayectoria del andador por odometría. Así el dispositivo es capaz de, simultáneamente, localizarse y construir mapas (*Simultaneous Localization and Map Building - SLAM*), planear trayectorias y evitar obstáculos.

Otro cambio del dispositivo GUIDO en relación al PAM-AID es la utilización de sensores de fuerza en los manillares del dispositivo para extraer los comandos de guiado del dispositivo, [49].

1.6.2. PAMM Smart Walker

Otro sistema de importancia en el ámbito de los andadores inteligentes es el *Personal Aid for Mobility and Monitoring* (PAMM), [38]. El sistema tiene dos versiones: la primera inspirada en un bastón modificado, PAMM *SmartCane* (presentado en la sección 1.3.2) y la segunda un andador inteligente, véase la figura 1.25.



Figura 1.25: PAMM *SmartWalker*.

Este segundo dispositivo está orientado a proporcionar guiado, soporte físico, monitorización de la salud y ayudar al usuario recordándole horarios o agendas, como, por ejemplo, la hora de tomar medicinas. La idea es proveer funciones que ayuden al usuario mayor en problemas comunes de la senilidad como la pérdida de memoria, desorientación, debilidad músculo-esquelética, inestabilidad en la marcha y observación del estado cardiovascular. Además, según el autor, mediante las funciones desarrolladas por el dispositivo, el mismo puede también ser usado como elemento de rehabilitación por pacientes jóvenes.

Para la monitorización del estado de salud del usuario, el sistema PAMM está equipado para detectar variaciones de corto y largo plazo. El sistema es capaz

de mantener un historial del nivel de actividad del usuario (velocidades de guiado, por ejemplo) que a largo plazo pueden servir como un índice de la evolución de una patología para los médicos responsables del usuario. Adicionalmente, un monitor robusto de señales electrocardiográficas (ECG) fue desarrollado para detectar problemas o situaciones de riesgo cardíacos en el usuario. Finalmente, utilizando los sensores de fuerza instalados en el manillar, el sistema es capaz de estimar asimetrías y parámetros de la marcha del usuario, como por ejemplo velocidades y longitudes de zancadas, utilizando estas informaciones para ayudar en la identificación de posibles lesiones, o predecir situaciones de inestabilidad y caídas.

Para el soporte al guiado, el dispositivo está dotado de una base ancha con cuatro ruedas, dos de ellas motorizadas. Las ruedas motorizadas son omnidireccionales, lo que permite el desplazamiento en superficies no ideales llamado *Active Split Offset Castor (ASOC)*, desarrollado por los creadores del dispositivo, [50]. Este sistema mejora las posibilidades de desplazamiento del usuario en entornos con espacio limitado, permitiendo que el dispositivo pueda moverse en cualquier dirección.

Para el control y la navegación, el PAMM *SmartWalker* utiliza tres tipos de sensores: un conjunto sonar, una camera CCD y sensores de fuerza. Auxiliando en la navegación, el dispositivo es capaz de desviarse de obstáculos no previstos en el mapa del entorno utilizando el sistema sonar instalado en la parte frontal de la estructura. Para la determinación de la localización actual del andador en el mapa del entorno, el dispositivo posee una cámara CCD orientada hacia arriba para detectar marcas pasivas de localización instaladas en el techo. Finalmente, las fuerzas y pares ejercidos por el usuario en el manillar del dispositivo son adquiridas por un sensor tridimensional. De estas fuerzas y pares son extraídas informaciones de guiado, nivel de soporte y estabilidad del usuario.

Un controlador de admitancia ajustado para cada usuario permite la transformación de las fuerzas y pares en velocidades. Las ecuaciones que representan el modelo dinámico presentado en la figura 1.26 son resueltas en tiempo real y la cinemática inversa del sistema es calculada generando las velocidades de los actuadores.

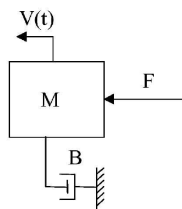


Figura 1.26: Modelo dinámico utilizado para el controlador de impedancia.

Una cuestión interesante abordada por el sistema PAMM (en las dos versiones - andador y bastón) es cómo dar el máximo control del dispositivo al usuario a pesar de posibles degradaciones del estado cognitivo del mismo sin afectar la seguridad. Para solucionar esta cuestión, un algoritmo de control compartido adaptativo fue desarrollado para dividir el control del dispositivo entre el usuario y el sistema electrónico. Por un lado, el PAMM es capaz de moverse en modo autónomo por un entorno cartografiado. Por otro lado, el andador puede ser guiado totalmente por el usuario sin ningún tipo de ayuda del sistema electrónico.

Así cuando el usuario actúa de modo seguro y efectivo, él mismo debe tener el máximo control del dispositivo. Sin embargo, el sistema electrónico asume mayor parte en el control cuando el paciente demuestra inestabilidad o incapacidad para operar de manera segura el dispositivo. Aún así, en ningún momento el controlador electrónico debe forzar al usuario a una trayectoria no deseada, es decir, las correcciones que el sistema aplica sobre las acciones de guiado del usuario deben ser suaves siempre.

El controlador funciona como se describe a continuación. Primero el usuario debe introducir un destino dentro de un entorno estructurado. El sistema electrónico calcula la trayectoria hasta el destino basado en el conocimiento del mapa. Si el usuario se desvía de la trayectoria estipulada por el sistema, éste genera entradas virtuales de fuerzas basadas en la diferencia entre la trayectoria actual y la generada. De esta manera tenemos dos entradas en paralelo: (i) la del usuario, generada a través de la aplicación de fuerzas y pares en el manillar del andador y (ii) la del sistema electrónico, generada virtualmente. El algoritmo de control compartido está dado por la ecuación 1.1:

$$F = F_c * K_c + F_h * K_h \quad (1.1)$$

Donde F_c con las fuerza/pares virtuales generadas por el ordenador del sistema, F_h son las fuerzas/pares introducidas por el usuario y K_c y K_h ganancias que reflejan la autoridad de control del dispositivo. Estas ganancias obedecen a la ecuación 1.2 y son calculadas de acuerdo con el grado de estabilidad y seguridad del usuario al guiar el dispositivo. Más información a cerca de como obtener las ganancias K_c y K_h se presenta en [38].

$$K_c + K_h = 1 \quad (1.2)$$

Finalmente, el controlador de admitancia presentado anteriormente (figura 1.26) transforma los esfuerzos resultantes F en velocidades V (ecuación 1.3).

$$G = \frac{V}{F} \quad (1.3)$$

1.6.3. MARC Smart Walker

El andador MARC *Smart Walker* está basado en una adaptación de un andador comercial de tres ruedas, como se puede ver en la figura 1.27. A este andador comercial se añadió en cada empuñadura un sensor de 6 grados de libertad, para medir las fuerzas y pares de interacción con el dispositivo, con la finalidad de extraer la información de guiado.

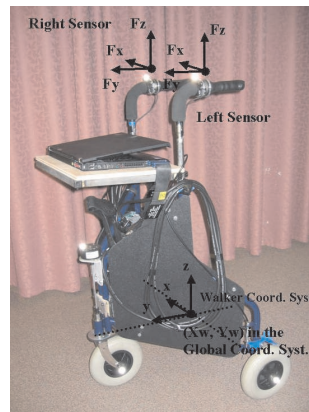


Figura 1.27: MARC Smart Walker.

Desde el punto de vista del tipo de actuación, el andador MARC se asemeja bastante al PAM-AID, ya que solamente se actúa sobre la dirección del movimiento (cambiando la orientación de la rueda directriz delantera, como muestra la figura 1.28) y sobre el frenado, sin aportar energía de empuje. Sin embargo, el MARC difiere del PAM-AID en que su controlador está enfocado en la adaptación del andador a las señales generadas por el usuario y en la determinación de objetivos de navegación e intención del usuario basados solamente estas señales de fuerza y pares.

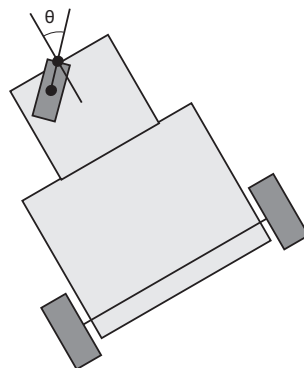


Figura 1.28: Actuación sobre la rueda delantera para controlar el guiado del dispositivo.

El sistema de control del MARC *Smart Walker* está diseñado para ayudar al usuario aportándole movilidad y apoyo, [51]. El autor menciona que en el desarrollo del sistema de control del andador se tuvo en cuenta el aspecto *colaborativo* que hay, en este caso, entre dos agentes: el primero es el usuario, que introduce las fuerzas de guiado para conducir el andador a un objetivo; y, el segundo, el propio sistema de control del dispositivo, capaz de actuar directamente sobre el frenado y la dirección en la cual el andador se mueve. En otras palabras, el aspecto colaborativo puede ser visto como la fusión de dos sistemas de control a través de la estructura mecánica del dispositivo (interfaz física).

El controlador desarrollado se basa en cuatro niveles ascendentes de actuación:

- Sistema de aviso. En este nivel, el controlador no actúa directamente sobre el frenado o la dirección del dispositivo, indicando únicamente al usuario, a través de vibradores instalados en el manillar del dispositivo, la presencia de una situación de riesgo.
- Frenado de seguridad. El controlador actúa sobre el frenado pero no sobre el guiado del dispositivo. El frenado de seguridad se activa en situaciones en las cuales el usuario y el dispositivo se encuentran parados o cuando se detecta una colisión inminente con un obstáculo.
- Frenado y guiado de seguridad. Este nivel se asemeja al anterior, pero con la adición de la actuación por parte del sistema de control sobre el guiado del dispositivo en el caso de situaciones de riesgo. En los casos de ausencia de situación de peligro (colisión o accidentes en el suelo) el usuario tiene total control sobre el dispositivo.
- Seguimiento de trayectoria. En este nivel, el sistema actúa sobre el guiado y frenado del dispositivo aún en situaciones de ausencia de riesgo, conduciendo el usuario por una trayectoria determinada. La ventaja de este nivel de control es que el controlador es capaz de ajustarse a las posibles variaciones de las capacidades del usuario mientras conduce el dispositivo, aportándole más o menos ayuda en el guiado.

Adicionalmente, se establecieron algunos principios en el diseño de todos los niveles de control para garantizar seguridad al usuario. Estos son:

- Diverger de las entradas introducidas por el usuario de manera suave. El andador no debe realizar movimientos bruscos opuestos a los introducidos por el usuario.
- Mantener la dirección de las curvas indicadas por el usuario. Cuando se activa el sistema de control, el dispositivo no debe en ninguna situación realizar una curva en dirección opuesta a la introducida por el usuario.

- El andador debe ser adaptativo (*compliant*). Para la mejor aceptación por parte del usuario, el dispositivo debe seguir siempre que sea posible los comandos introducidos por el mismo, actuando solamente cuando sea realmente necesario.

Posteriormente a lo presentado, los desarrollos publicados del dispositivo MARC *Smart Walker* se centran en la detección de intenciones del usuario, [52, 53], y la extracción de parámetros de la marcha del usuario de las señales de fuerzas y pares aplicados por el mismo en el manillar durante el guiado, [54].

Según el autor, la intención del usuario puede ser interpretada como una estimación del sistema de control de un determinado objetivo deseado por el usuario. Esto difiere de una simple planificación de trayectoria (aunque la misma puede ser parte de la detección de la intención del usuario), por el hecho de que involucra un horizonte más amplio de tiempo, [52].

El diagrama de la figura 1.29 presenta la arquitectura de control del MARC *Smart Walker*. Como se puede ver, el sistema determina la intención del usuario a partir de tres factores: las fuerzas y momentos aplicados en las empuñaduras del dispositivo, el estado del entorno para identificar posibles destinos, adquirido con los sensores y el estado actual del sistema de control del andador (historia del sistema). De las mismas entradas se obtiene la intención del andador, solo que esta vez la información del entorno y el estado anterior del dispositivo son utilizados para detectar situaciones de peligro a la trayectoria introducida por el usuario. La lógica de control finalmente pondera la intención de guiado introducida por el usuario con las intenciones determinadas por el sistema para mantener la seguridad del mismo y produce una salida de control para manipular la posición de la rueda delantera del dispositivo, [53].

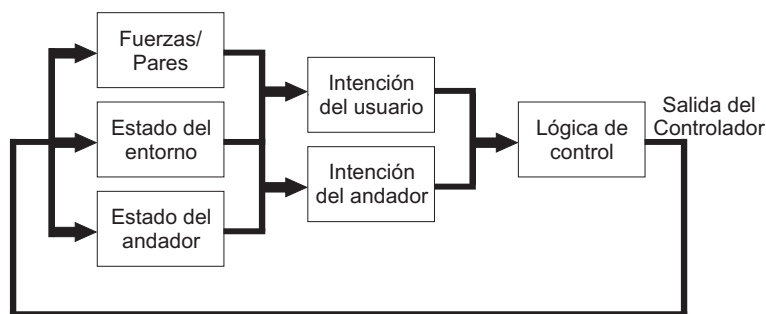


Figura 1.29: Diagrama de la arquitectura de control del MARC *Smart Walker*.

En lo que se refiere a la caracterización de la marcha humana, sus autores han realizado un estudio con el andador MARC y un sistema de fotogrametría (*Vicon*) en el cual se obtiene como resultado la detección de características de la marcha como el contacto del talón, el despegue de puntera, las fases de apoyo doble y simple (con diferenciación para cada pie) y los tiempos de zancada, únicamente

extrayendo información de las señales de los dos sensores de fuerza y par, [54]. El principal objetivo de este estudio es la detección de la fase de doble apoyo con la finalidad de aplicar en este momento las estrategias de control de guiado, maximizando la estabilidad del usuario al caminar con el dispositivo.

1.6.4. Otros andadores inteligentes

Además de los dispositivos presentados anteriormente, hay otros andadores avanzados en la literatura que deben ser mencionados.

El grupo del Departamento de Bioingeniería y Robótica de la Universidad de Tohoku, Japón, ha trabajado en andadores avanzados para ayuda a la movilidad. Los dispositivos desarrollados se basan en la robótica pasiva que, a ejemplo del *MARC Smart Walker*, no es dotado de actuación para mover el dispositivo sino solamente para controlar la dirección del movimiento. Como se ha mencionado anteriormente, en el caso del *MARC Smart Walker*, un motor era utilizado para controlar la dirección de la rueda delantera del andador. En el caso del *RT Walker*, desarrollado por el grupo en cuestión, la actuación se hace controlando el par de frenado de las dos ruedas traseras del dispositivo, [55]. Según los autores del trabajo, [55, 56], la gran ventaja de estos andadores pasivos reside en la seguridad intrínseca del dispositivo al utilizar sólo fuerzas y pares aplicados por el usuario para moverse.

El *RT Walker* cambia su dinámica (actuando solamente sobre los frenos de las ruedas) de acuerdo con las condiciones del entorno, [55], obtenidas a través de un sensor láser, para detectar obstáculos y escaleras descendentes, y un inclinómetro, utilizado para realizar funciones de compensación de gravedad ayudando al usuario a moverse en rampas (ver figura 1.30).



Figura 1.30: Andador inteligente *RT Walker*.

Para evitar obstáculos, se utiliza una estrategia de control basada en la generación de fuerzas y pares virtuales reactivos que son función de la posición relativa entre el andador y los obstáculos del entorno (figura 1.31).

En una versión más reciente del dispositivo, se utiliza también un sensor de fuerza y par para la detección de las intenciones del usuario y se incluyen motores de tracción, cambiando la plataforma a un dispositivo activo, [57]. Sin embargo,

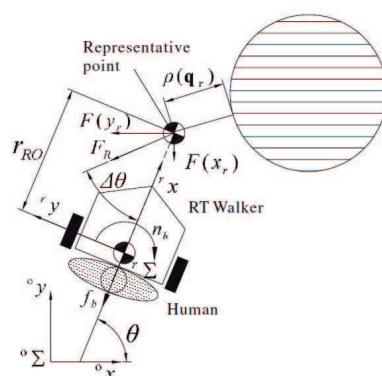


Figura 1.31: Estrategia de control basada en la generación de fuerzas y pares virtuales utilizada en el *RT Walker*.

según los autores, el comportamiento del sistema sigue siendo pasivo, ya que se basa en la detección de intenciones de guiado aplicadas por el usuario, medidas con los sensores de fuerza y par, basándose en el comportamiento reactivo en las condiciones del entorno, anteriormente explicado. La figura 1.32 ilustra la nueva plataforma experimental presentada en [57].

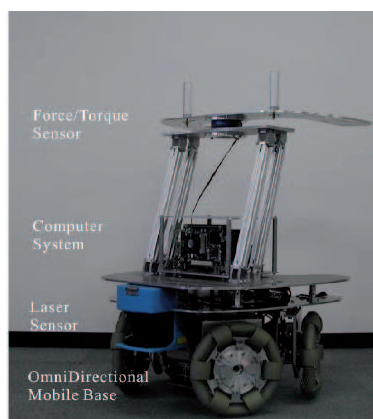


Figura 1.32: Plataforma experimental, evolución del *RT Walker*.

En un contexto un poco distinto, algunos andadores robóticos ofrecen mecanismos de ayuda a la bipedestación. Estos dispositivos pueden ser vistos como andadores inteligentes en los cuales la función de ayuda física por medio de mejoras activas es más pronunciada.

El dispositivo MONIMAD tiene la función de ayudar en la operación de levantar y sentar del usuario, [58]. Para ello, modifica activamente su estructura mecánica como se muestra en la figura 1.33. Además, posee desplazamiento motorizado controlado por las fuerzas aplicadas por el usuario sobre el manillar del dispositivo.

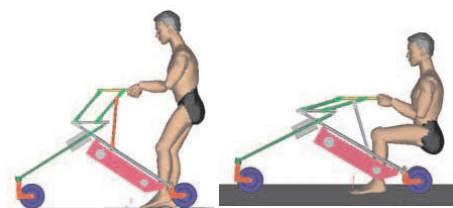


Figura 1.33: Modificación de la estructura mecánica del MONIMAD para ayudar al usuario a levantarse o sentarse.

El andador NURSEBOT (figura 1.34), desarrollado por la *Carnegie Mellon University* posee motores que actúan sobre el desplazamiento del dispositivo, [59]. Este andador es capaz de buscar un sitio donde aparcarse y hacerlo automáticamente, retornando al usuario cuando este active una señal en un mando a distancia. Cuando está siendo utilizado por una persona, no hay ninguna actuación sobre las ruedas del andador, de manera que éste se comporta como un *rollator* convencional. Sin embargo, los sensores del dispositivo auxilian a la navegación del usuario en un mapa conocido indicando en una pantalla el camino por donde seguir con una flecha e información de la distancia viajada por el mismo. Lo único que debe hacer el usuario es indicar un destino utilizando pulsadores instalados en el dispositivo.



Figura 1.34: El andador avanzado NURSEBOT.

El proyecto SHARE-it (Supported Human Autonomy for Recovery and Enhancement of cognitive and motor abilities using information technologies) es un proyecto STREP enmarcado en el Sexto Programa Marco de la Unión Europea en la IST (*Information Society Technologies*) *Thematic Priority IST-2005-2.6.2 Ambient Assisted Living (AAL) in the Ageing Society*. El proyecto coordinado

por el Prof. Ulises Cortés de la Universidad Politécnica de Cataluña cuenta con la participación de un miembro industrial, otras dos Universidades, dos institutos de investigación y dos instituciones de asistencia médica. El objetivo del proyecto es desarrollar sistemas adaptativos y escalables integrables de manera modular en un entorno inteligente para aumentar la autonomía individual. El enfoque principal son tecnologías de apoyo a personas mayores y con algún tipo de discapacidad. El Proyecto SHARE-it aborda cuestiones relacionadas con redes de sensores, entornos inteligentes (*Ambient Intelligence*) y ayuda a la movilidad. Más información relacionada con el Proyecto SHARE-it se encuentra en [60].

En el marco del Proyecto SHARE-it se ha desarrollado el caminador *iWalker* (ver figura 1.35), [61]. El dispositivo *iWalker* está dotado de sensores de fuerza tridimensionales instalados en los manillares del dispositivo y sensores de fuerza uniaxiales en los soportes de las ruedas traseras para la medición de las fuerzas normales al suelo. Cuenta también con sensores de inclinación, un sistema de detección de la posición relativa los pies del usuario en relación al andador, un sistema ultrasónico de localización dentro de un entorno estructurado y tracción motorizada en las ruedas traseras.



Figura 1.35: Andador avanzado *iWalker* (Proyecto SHARE-it).

Como complemento de la formación investigadora, el autor de este trabajo ha realizado una estancia de investigación en el año de 2008 en el Departamento de Ingeniería de Sistemas, Automática e Informática Industrial (ESAI) de la Universidad Politécnica de Cataluña bajo la tutela de los profesores Alicia Cals Gelpí y Antonio Benito Martínez Velasco. Durante esta colaboración, se han desarrollado y validado circuitos electrónicos y software de procesamiento para la lectura y gestión de los datos obtenidos de *encoders* eléctricos instalados en las ruedas del andador *iWalker*, acelerómetros 2D para la determinación de la inclinación del andador y detección de rampas y finalmente un estudio detallado, experimentos y validación de un sistema de posición relativa de los pies del usuario.

En un contexto un poco distinto a la rehabilitación, el *Fraunhofer Institute*

for Manufacturing Engineering and Automation de Stuttgart desarrolla robots de servicio que pueden ser considerados andadores inteligentes, [62]. Se trata de las dos versiones del CARE-O-BOT (I y II), un dispositivo que puede ser comandado por ordenes de voz, con una pantalla táctil o a través de un manillar que capta las fuerzas de empuje del usuario, es capaz de evitar obstáculos con estrategias de control reactivo, [63], y seguir trayectorias preprogramadas, [64].

Sin embargo, el dispositivo se diferencia de los andadores anteriormente citados debido al hecho de ser un dispositivo que se aproxima más a un robot personal de servicios que un elemento de rehabilitación o compensación de la marcha. Aunque el dispositivo sirva de apoyo físico para la locomoción, las dos versiones del CARE-O-BOT son también utilizadas para el entretenimiento (ver canales de televisión, visualizar contenidos multimedia, ...), la comunicación personal (con cuidadores, médicos, ...) a través de su pantalla táctil y un canal de audio/vídeo, el guiado de personas en entornos públicos como museos y, en el caso del CARE-O-BOT II, coger y cargar objetos ayudando a su operador mediante la utilización de un brazo robot (figura 1.36).



Figura 1.36: CARE-O-BOT I (izq.) y CARE-O-BOT II (dcha.)

Más recientemente, otro sistema presentado por D. Chugo, [65, 66, 67], ofrece también la asistencia a la operación de bipedestación y a caminar. Para ello, se hace uso de tres actuadores para la elevación/descenso del usuario y otros dos instalados en las dos ruedas delanteras, para controlar el desplazamiento del individuo, (ver figura 1.37). Además, hace uso de dos frenos electromagnéticos (uno en cada rueda delantera) que actúan en situaciones de riesgo de caída.

Como se puede intuir por el número de motores empleado en la elevación, el sistema presentado por Chugo está bastante enfocado en el mantenimiento de una postura correcta y en aprovechar al máximo las posibilidades del usuario en el proceso de elevación. Para ello se utilizan dos sensores de fuerza, ajustando el nivel de ayuda aplicado por el dispositivo en el proceso de elevación, aprovechando también las capacidades residuales del usuario.

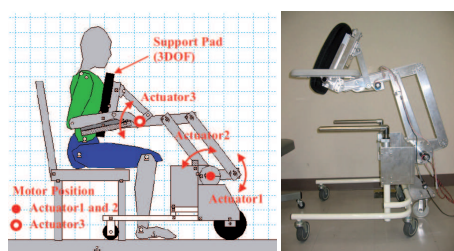


Figura 1.37: Sistema propuesto por D. Chugo para ayuda a la bipedestación y al caminar.

Avanzando un poco más en el nivel de ayuda física, se encuentran dispositivos como los presentados por Kap-Ho Seo (figura 1.38), [68]. Sin embargo, estos dispositivos no deberían estar incluidos en el grupo de los andadores avanzados, sino, quizás, en el grupo de entrenadores de marcha ambulatorios.



Figura 1.38: Los dispositivos WHERE I y II desarrollados en el *Department of Electrical Engineering and Computer Science, Korea Advanced Institute of Science and Technology*.

En un contexto similar, actualmente en el Grupo de Bioingeniería del CSIC, se está trabajando en el Proyecto *Standimovi* que es resultado de los trabajos realizados en el Proyecto SIMBIOSIS, en esta tesis doctoral y en el Proyecto LAZARIM. Se trata de construir un entrenador de marcha con suspensión activa de parte del peso del usuario por medio de unos brazos y un arnés. El sistema parte de la plataforma básica de bipedestación LAZARIM, presentada en el apartado 1.3.1 de esta tesis. Esta estructura estable y de peso considerable está siendo adaptada eliminando la plataforma de la base, instalando unos sensores de suspensión en los brazos y unos apoyos instrumentados de antebrazos y manos. Se pretende desarrollar ciertos algoritmos de detección de intenciones del usuario, inspirados en los desarrollados en esta tesis, para realizar la asistencia a la marcha patológica de pacientes con afecciones severas y con problemas relacionados con la estabilidad en la marcha. El autor de esta tesis actúa como investigador en este proyecto bajo la dirección del Dr. Ramón Ceres Ruiz.

1.7. Conclusiones

En este capítulo se ha presentado una breve introducción a la movilidad humana, los trastornos que la afectan y una revisión de los dispositivos de ayuda a la movilidad, prestando una atención especial a los andadores.

En relación a estos últimos, cabe resaltar su gran potencial rehabilitador y de compensación funcional, ya que utilizan para la locomoción las capacidades residuales del usuario tratando de mantener y potenciar las mismas. La realización y construcción de andadores avanzados se ha dado de forma un poco tardía considerando, por ejemplo, todo el desarrollo científico realizado en el marco de las sillas de ruedas avanzadas. Sin embargo, en los últimos años se ha observado cierto movimiento en el desarrollo de distintos tipos de andadores robóticos por numerosos grupos de investigación en Europa, Japón y Estados Unidos.

En estos trabajos se ha dado un énfasis especial en el guiado y en la navegación asistida por entornos estructurados, implementando estrategias de conducción y evitación de obstáculos, entre otras. En este contexto, se han obtenido interesantes resultados y, a lo largo de este Capítulo 1, se ha intentado recoger los que han sido más representativos en la comunidad científica.

No obstante, en lo que se refiere a la ayuda directa al soporte del peso del usuario, la estabilización del mismo y a la aportación de energía de empuje durante la marcha asistida por andador, se ha observado cierta carencia en cuanto a los desarrollos y a la investigación en general. El soporte parcial del peso del usuario, importante para la disminución de la carga sobre los miembros inferiores, ha sido abordado solamente por dispositivos más complejos, presentados al final del presente capítulo de este trabajo. El confort y la seguridad en el proceso de marcha tampoco ha sido el enfoque principal de gran parte de los estudios encontrados en la literatura. Además, apenas aparecen en la bibliografía estudios relacionados con los efectos del uso continuado de andadores y su repercusión en la marcha humana asistida por el dispositivo y la literatura carece de una descripción detallada de los principales parámetros que describen la interacción entre el usuario y el dispositivo.

De esta manera, el autor cree que es de gran relevancia la obtención de dispositivos más seguros, que aporten soporte físico a los usuarios con el fin de evitar el uso de elementos de rehabilitación alternativos, como las sillas de ruedas, que muchas veces tienen un efecto discapacitante en los usuarios debido a su uso prolongado lo que origina múltiples complicaciones fisiológicas y a no potenciar el uso de las capacidades residuales del usuario. De forma complementaria, el estudio y la caracterización de la marcha asistida por andadores deben ser abordados con el fin de, no sólo conocer mejor el proceso, sino también de utilizar esta información para la obtención de estrategias de procesamiento de señales y de control más eficientes y seguras para el usuario, potenciando el uso de los andadores como

herramienta importante de compensación funcional y de rehabilitación.

Capítulo 2

Análisis de la marcha humana asistida. Plataforma de caracterización

2.1. Introducción

En su manera más simplificada, la locomoción consiste en el desplazamiento del centro de gravedad de un individuo de un punto a otro, [69]. Considerando un enfoque más complejo, la locomoción humana independiente y funcional implica (i) el mantenimiento de la bipedestación, (ii) el equilibrio y, lógicamente, (iii) la capacidad de realizar los movimientos de los pasos, [70].

Todas las múltiples formas de locomoción animal (el nadar, reptar, volar, trepar, gatear, correr, andar, etc) consisten básicamente en movimientos oscilatorios producidos por segmentos de su cuerpo. Estos movimientos angulares son convertidos por el cuerpo en movimientos de traslación lineal, [69].

La marcha es el proceso natural que permite a los seres humanos la locomoción utilizando principalmente las extremidades inferiores. Este proceso puede ser descrito como una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco, que determinan un desplazamiento del centro de gravedad. En términos generales, la marcha humana se entiende como un proceso en el que el peso del cuerpo se va desplazando hacia adelante mientras es soportado de manera alternada por las piernas, [71]. Más específicamente, la locomoción humana puede describirse enumerando alguna de sus características.

La ejecución de un movimiento involucra procesos cognitivos, [72], desde funciones de alto nivel relacionadas con la planificación de tareas hasta el control motor evidenciando la interacción de varios sistemas del cuerpo humano, partien-

do en el sistema nervioso central y alcanzando el sistema músculo-esquelético. De forma complementaria, Duxbury define la marcha como la habilidad del sistema nervioso central para generar un número de movimientos neuromusculares complejos y sincronizados por el cerebro de manera que el cuerpo humano sea capaz de moverse hacia delante, [2]. Así, la marcha humana es generada en el lóbulo frontal del cerebro por un generador rítmico de impulsos que a su vez sufre modificaciones debido a entradas sensoriales de los sistemas visual y vestibular, además del cerebelo.

De manera resumida, [73], el proceso secuencial natural que ocurre durante el caminar puede ser descrito de la siguiente manera:

1. Inicialmente, el sistema nervioso central activa una secuencia de comandos para la realización de la marcha.
2. El sistema nervioso periférico transmite señales a los músculos.
3. Los músculos, cuando son activados (contracción muscular), generan tensión mecánica.
4. Las tensiones generadas se convierten en fuerzas y momentos en las articulaciones sinoviales.
5. A su vez, las fuerzas y momentos generados causan el movimiento de los segmentos del cuerpo humano y la aplicación de fuerzas sobre el entorno externo generando las fuerzas de reacción con el suelo.

Además, el sistema sensorial de los músculos, articulaciones y otros sensores propioceptivos del cuerpo humano permiten la realimentación al sistema nervioso central del proceso de marcha, controlando y modulando el movimiento del cuerpo humano.

El movimiento del cuerpo humano se puede dividir en tres planos (véase la figura 2.1) que son: el plano transversal, normal al eje superior-inferior; el plano sagital, normal al eje transversal; el plano coronal, normal al eje anteroposterior. Dado que la mayoría de los movimientos durante la locomoción humana tienen lugar en el plano sagital, los patrones de movimiento y los estudios biomecánicos en general, se centran en considerar lo que ocurre en este plano.

Se puede caracterizar la marcha a partir de diferentes parámetros que describen la evolución espacial y temporal del proceso. Del mismo modo, la marcha humana es caracterizada por parámetros biomecánicos relacionados con la dinámica de las articulaciones. En las siguientes secciones se realizará un estudio de los distintos parámetros utilizados para el estudio de la marcha humana.

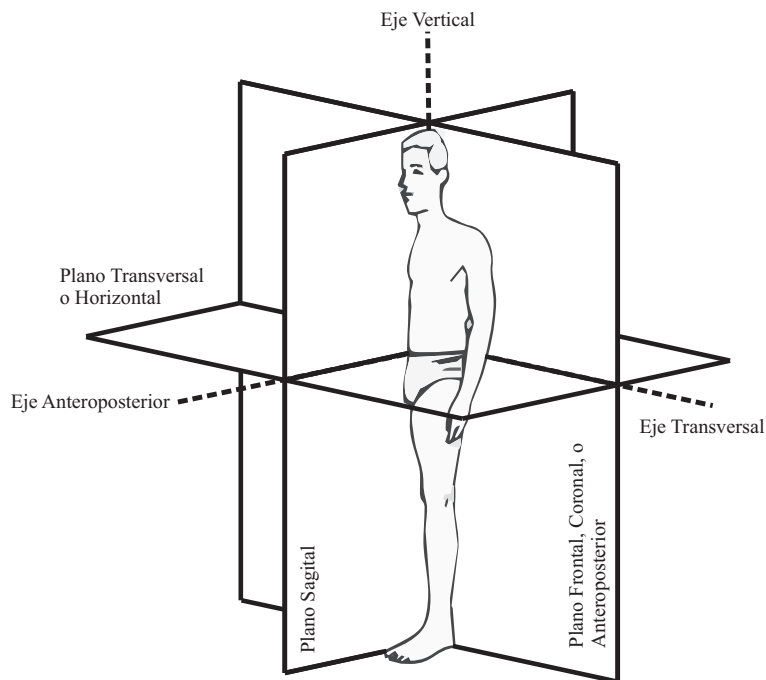


Figura 2.1: Planos y ejes anatómicos para el estudio del movimiento del cuerpo humano.

2.2. El ciclo de marcha

La secuencia de acontecimientos que tiene lugar entre dos repeticiones consecutivas de uno cualquiera de los sucesos de la marcha se define como ciclo de marcha o zancada, [71]. Por conveniencia, normalmente se define que el ciclo de la marcha comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto del mismo pie.

Concretamente, este ciclo se compone de dos fases denominadas comúnmente *fase de apoyo* y *fase de oscilación*. Una pierna está en la fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y está en la fase de oscilación en la evolución, sin contacto con el suelo, al apoyo siguiente. El apoyo, puede ser monopodal, cuando sólo un pie está en contacto con el suelo y doble (o bipodal), cuando están ambos pies simultáneamente. La ausencia de la fase de doble apoyo distingue el correr del andar. Del mismo modo, se definen los tiempos de apoyo (total, monopodal y bipodal) y el tiempo de oscilación.

Adicionalmente, se definen algunos parámetros espacio-temporales relacionado con el ciclo de marcha humana, [74], como:

- Longitud de la zancada, que es la distancia medida entre dos apoyos consecutivos (o contactos iniciales) del mismo pie.
- Longitud del paso, que es la distancia, medida en la dirección de progresión,

que separa el apoyo inicial de un pie del apoyo inicial del otro.

- Cadencia, que es el número de pasos ejecutados en un intervalo de tiempo, típicamente medido en pasos por minuto, en pasos por segundo, la cadencia es el doble de la inversa de la duración de un ciclo de marcha.
- La velocidad de la marcha, que es la distancia recorrida por el cuerpo en la unidad de tiempo.
- La velocidad media, que es el producto de la cadencia por la longitud de la zancada.

En las secciones siguientes se describe de manera resumida las fases de apoyo y oscilación y sus respectivas subfases.

2.2.1. Fase de apoyo y subfases

Como se ha mencionado anteriormente, en cada ciclo de marcha completo cada pierna pasa por una fase de apoyo y por una fase de oscilación. La fase de apoyo puede ser dividida, a su vez, en cinco etapas que se describen a continuación, [75].

Contacto del talón o contacto inicial (CI)

Constituye la toma de contacto del pie con el suelo y ocurre en el intervalo del 0 – 2% del ciclo de marcha (apoyo bipodal). El objetivo principal del cuerpo en esta subfase es posicionar el pie correctamente al entrar en contacto con el suelo, [71].

Apoyo plantar o apoyo inicial (AI)

Esta fase se identifica con el primer periodo de doble apoyo en la marcha humana y se prolonga hasta el 10% del ciclo de marcha. Transcurre entre el instante de contacto inicial y el despegue de antepié del miembro contralateral. El miembro inferior debe absorber el impacto inicial manteniendo la estabilidad del apoyo y la progresión suave del cuerpo.

Apoyo medio (AM)

Esta fase se inicia al principio del apoyo monopodal hasta el instante del despegue del talón (aproximadamente del 10% al 30% del ciclo de marcha). Tiene la finalidad de mantener la progresión del cuerpo sobre el pie estacionario.

Apoyo final (AF)

Comienza con el despegue del talón y finaliza cuando el miembro contralateral contacta con el suelo (aproximadamente del 30% al 50% del ciclo de marcha).

Los objetivos son proporcionar aceleración y asegurar una longitud de zancada adecuada.

Oscilación previa (OP)

El contacto inicial del miembro contralateral marca el inicio del segundo periodo de doble apoyo, denominado oscilación previa, que culmina con el despegue del antepié. Este periodo marca la preparación para la fase de oscilación del miembro y corresponde al intervalo de 50 % a 60 % del ciclo.

2.2.2. Fase de oscilación y subfases

A su vez, la fase de oscilación se puede dividir en tres intervalos:

Oscilación inicial (OI)

Los límites de este intervalo son el despegue del miembro y el momento en el cual este alcanza el miembro contralateral, aunque la definición de este último instante es algo imprecisa (60 % al 73 % del ciclo de marcha). Los objetivos básicos de esta subfase son conseguir una separación pie-suelo suficiente y alcanzar la cadencia adecuada.

Oscilación media (OM)

Este intervalo comienza cuando ambos miembros se cruzan y finaliza cuando la tibia oscilante alcanza la posición vertical (73 % al 87 % del ciclo de marcha). La finalidad de esta fase es mantener una adecuada separación entre el pie y el suelo durante la oscilación.

Oscilación final (OF)

Esta fase se inicia en el instante en el cual la tibia oscilante se encuentra en posición vertical y finaliza en el momento en el que el pie oscilante contacta con el suelo.

La figura 2.2 ilustra gráficamente el proceso de la marcha indicando las fases y subfases mencionadas anteriormente. Información más detallada referente a las fases y subfases de la marcha humana, así como un estudio descriptivo a nivel articular y músculo-esquelético, pueden ser consultadas en [71, 75, 76].

2.3. Estudio y modelado biomecánico de la marcha humana

El estudio de la marcha humana implica la caracterización de los movimientos de los distintos segmentos del cuerpo humano desde el punto de vista de la ci-

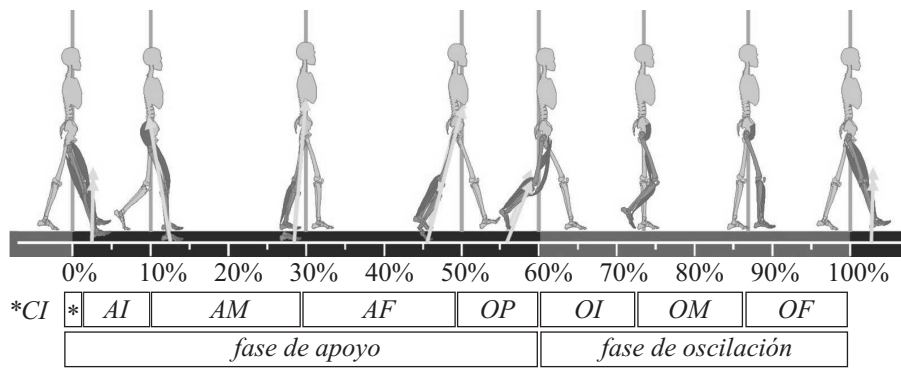


Figura 2.2: Fases y subfases de la marcha humana.

nemática y la cinética (fuerzas y momentos), además del conocimiento en cuanto al trabajo, energía y la potencia involucrados en el proceso. La mejor comprensión del fenómeno requiere el conocimiento de los fundamentos del control motor humano, desde el punto de vista de entender los mecanismos neurológicos, los sistemas sensoriales y el sistema músculo esquelético, [74].

Para el estudio completo del proceso de la marcha humana, se debería considerar la adquisición de parámetros de todos los sistemas involucrados en el proceso, desde las etapas de generación y planificación del movimiento originado en el sistema nervioso central, hasta la ejecución del mismo por el sistema músculo-esquelético. Los avances en las tecnologías de adquisición, tratamiento e interpretación de los datos electrobiológicos y biomecánicos permiten acercarse a esta situación.

Sin embargo, clásicamente el estudio y el modelado de la marcha humana (normal y patológica) se hace según algunos parámetros biomecánicos. David A. Winter presenta en [77] los patrones típicos que caracterizan la biomecánica de las articulaciones obtenidos a partir de datos medios en experimentos realizados con sujetos sanos. En las secciones que siguen, se hace una breve descripción de estos parámetros y de cómo adquirirlos experimentalmente.

2.3.1. Cinemática

Teniendo en cuenta que la Cinemática es la parte de la mecánica clásica que estudia las leyes del movimiento de los cuerpos sin tener en cuenta las causas que lo producen, limitándose esencialmente, al estudio de la trayectoria en función del tiempo, así, en el estudio de la marcha humana, los parámetros analizados son normalmente desplazamientos lineales y angulares, así como velocidades y aceleraciones de las distintas articulaciones y los distintos segmentos corporales. En efecto, la descripción cinemática completa de cualquier segmento del cuerpo humano requiere la adquisición de quince variables, [77]:

- Posición (x,y,z) del centro de masa del segmento.
- Velocidad lineal $(\dot{x},\dot{y},\dot{z})$ del centro de masa del segmento.
- Aceleración lineal $(\ddot{x},\ddot{y},\ddot{z})$ del centro de masa del segmento.
- Ángulo del segmento en dos planos, θ_{xy}, θ_{yz} .
- Velocidad angular del segmento en dos planos, ω_{xy}, ω_{yz} .
- Aceleración angular del segmento en dos planos, α_{xy}, α_{yz} .

De esta forma, considerando el análisis tridimensional para un modelo simplificado del cuerpo humano, considerando 12 segmentos (pies, piernas, muslos, tronco, cabeza, brazos y antebrazos y manos) se obtendrían 180 variables. Así, ciertas simplificaciones son aplicadas para la disminución de datos en el caso de la marcha humana normal y simétrica (o no patológica). Por ejemplo, normalmente se analiza el movimiento en el plano sagital, obviando también el movimiento de los brazos y asumiendo que la cabeza, brazos y tronco son un solo segmento (HAT, del inglés *head, arms and trunk*).

Hay diversas tecnologías sensoriales utilizadas para la adquisición de los parámetros cinemáticos en el estudio de la marcha humana. De manera directa, goniómetros o sensores inerciales basados en acelerómetros y giroscopios son posicionados sobre las articulaciones o segmentos del usuario. De manera indirecta, los parámetros cinemáticos pueden ser estimados a través de video o fotogrametría. En ambos casos los datos adquiridos deben ser sometidos a un postprocesamiento para la extracción de ruido de medida y utilizados para el cálculo de los distintos parámetros con significado biomecánico.

De esta manera, en cuanto a los parámetros cinemáticos normalmente se obtienen los ángulos de las articulaciones y a partir de éstos las velocidades y aceleraciones. Tomando como ejemplo la articulación de la rodilla y las variables de la figura 3.13, el ángulo de la rodilla (θ_r) se mide como se indica en la ecuación 2.1.

$$\theta_r = \theta_{21} - \theta_{43} \quad (2.1)$$

Donde, θ_{ij} se calcula según la ecuación 2.2

$$\theta_{ij} = \arctan \left(\frac{y_j - y_i}{x_j - x_i} \right) \quad (2.2)$$

Del mismo modo se obtienen la velocidad (ω_r) y aceleración (α_r) angulares según las ecuaciones 2.3 y 2.4.

$$\omega_r = \frac{\theta_{r+1} - \theta_{r-1}}{\Delta t} \quad (2.3)$$

$$\alpha_r = \frac{\theta_{r+1} - 2\theta_r + \theta_{r-1}}{\Delta t^2} \quad (2.4)$$

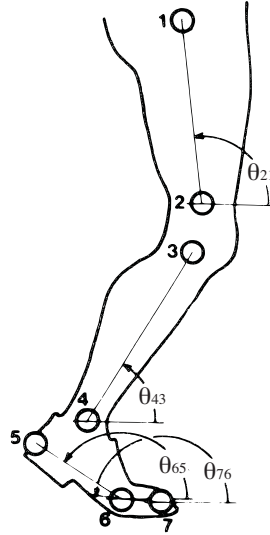


Figura 2.3: Localización de marcadores y definición de segmentos para el cálculo de ángulos de articulaciones.

2.3.2. Antropometría

La antropometría es una rama de la antropología que estudia las proporciones físicas del cuerpo humano. Para el estudio cinético de la marcha humana es necesario saber la longitud de los segmentos, sus masas, centros de gravedad y momentos de inercia. De esta manera, en [77] se encuentra una tabla realizada con estudios anteriores de todos los parámetros antropométricos del cuerpo humano así como una explicación de como obtenerlos. El resumen de los cálculos para la obtención de masas y momentos de inercia de los segmentos se encuentran en [73]. El método se basa en medidas externas sencillas para estimar los parámetros anteriormente mencionados considerando la forma de los segmentos. Por ejemplo, la figura 2.4 presenta las analogías geométricas (simplificaciones) de segmentos de los miembros inferiores, [73].

2.3.3. Cinética

La obtención de las fuerzas y momentos en cada articulación del cuerpo humano es un problema complicado, toda vez que no hay una manera sencilla directa de obtenerlos. De este modo, para la estimación de dichos parámetros se hace uso de un modelo biomecánico basado en estudios antropométricos. El

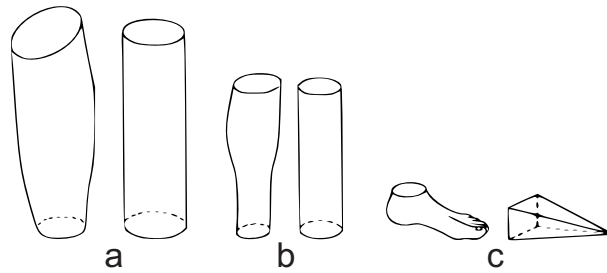


Figura 2.4: Segmentos de la extremidad inferiores y sus correspondientes geométricos: a. Muslo; b. Pantorrilla ; c. Pie.

modelo más usado es el conocido como *Link-Segment Model*, [77]. Este modelo parte de algunas aproximaciones, a saber:

- Cada segmento tiene una masa fija puntual situada en el centro de masa del mismo.
- La ubicación del centro de masa de cada segmento se mantiene fija durante el movimiento.
- Las articulaciones son consideradas de tipo rótula.
- El momento de inercia de cada segmento sobre el centro de masa es constante durante el movimiento.
- La longitud de cada segmento permanece constante durante el movimiento.

De este modo, se simplifica, por ejemplo, la pierna de la manera mostrada en la figura 4.42

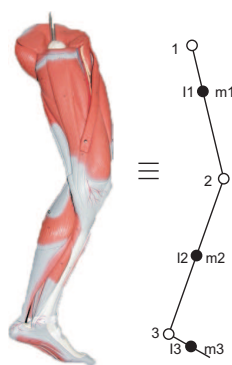


Figura 2.5: Modelo de pierna basado en *Link Segment Model*.

Así, se consideran actuando sobre el modelo las fuerzas gravitacionales, externas o reacción del suelo y las de los músculos y ligamentos para obtener los

parámetros cinéticos de la marcha humana. Para ello, se combina información cinemática y antropométrica según se representa en la figura 2.6.

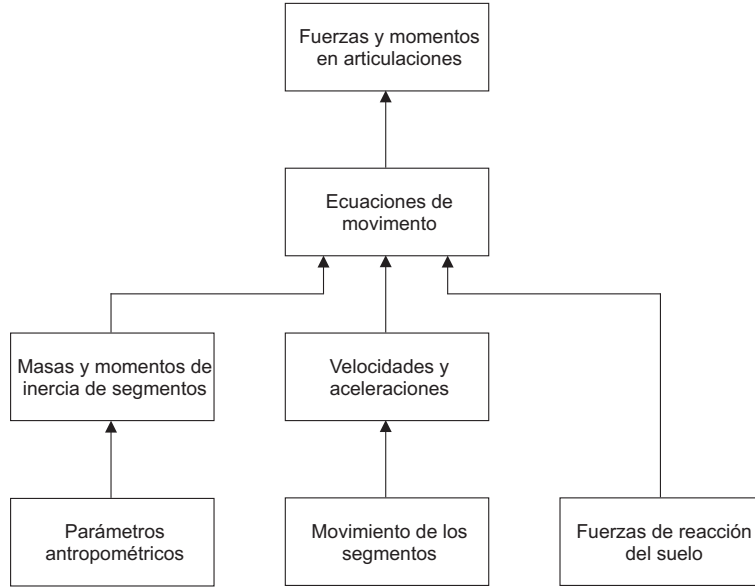


Figura 2.6: Combinando informaciones antropométricas y medidas para la caracterización cinemática articular.

De esta manera, para cada segmento, en el plano sagital, se obtienen las tres ecuaciones de cuerpo libre indicadas en las ecuaciones 2.5, 2.6, 2.7 (ver figura 2.7). Se parte de las fuerzas de reacción del suelo y se hace el cálculo dinámico inverso para obtener las fuerzas y momentos en cada segmento.

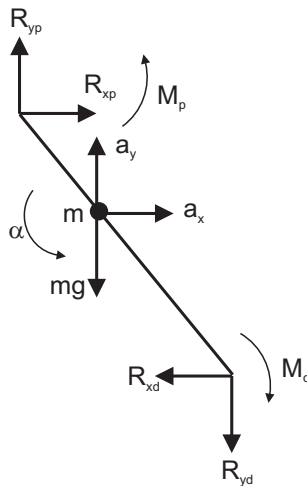


Figura 2.7: Diagrama de cuerpo libre del segmento.

$$\Sigma F_x = R_{xp} - R_{xd} = ma_x \quad (2.5)$$

$$\Sigma F_y = R_{yp} - R_{yd} - mg = ma_y \quad (2.6)$$

$$\Sigma M = I_0\alpha \quad (2.7)$$

El cálculo dinámico inverso es un método muy potente para la comprensión del movimiento. Obviamente, la medición directa de fuerzas y momentos transmitidos por las articulaciones humanas, la tensión en los grupos musculares y la activación de los sistemas nerviosos periféricos y centrales son tareas complejas debido a limitaciones metodológicas, [73]. De esta manera, el cálculo dinámico inverso se plantea como la solución posible para la caracterización dinámica del movimiento humano. Sin embargo, hay que conocer las limitaciones inherentes de las consideraciones tomadas anteriormente. Por ejemplo, es sabido que hay fricciones en las articulaciones, además de la distribución de masas no uniforme por segmento. La simplificación de considerar la masa del segmento concentrada en un punto fijo introduce errores en la estimación de los parámetros cinéticos en las articulaciones. Hay errores al considerar las articulaciones como simples rótulas, especialmente en el caso de la rodilla, en la cual el centro de rotación se desplaza considerablemente durante el movimiento, [78]. A estos errores se suman los posibles errores en medida de los parámetros cinemáticos que se acumulan en los cálculos cinéticos.

2.3.4. Parámetros de la marcha normal

Considerando lo presentado en las secciones anteriores, se definen ciertos parámetros biomecánicos que caracterizan un ciclo de marcha humana normal. La figura 2.8 presenta los patrones típicos que caracterizan la biomecánica de las articulaciones de rodilla y el tobillo obtenidos a partir de datos medios en sujetos sanos presentados por Winter, [77].

2.4. Caracterización de la marcha humana asistida

Como se ha comentado anteriormente, hay diversos medios de asistir a la movilidad humana, desde la utilización de elementos sustitutivos como las sillas de ruedas en los casos de total discapacidad hasta elementos que hacen uso de las capacidades residuales de sujetos con patologías, potenciando la marcha natural.

A continuación (sección 2.4.1), se presentarán estudios encontrados en la literatura que demuestran que estos dispositivos son importantes en el mantenimiento de la movilidad, ayudando al equilibrio y a la estabilidad tanto estática

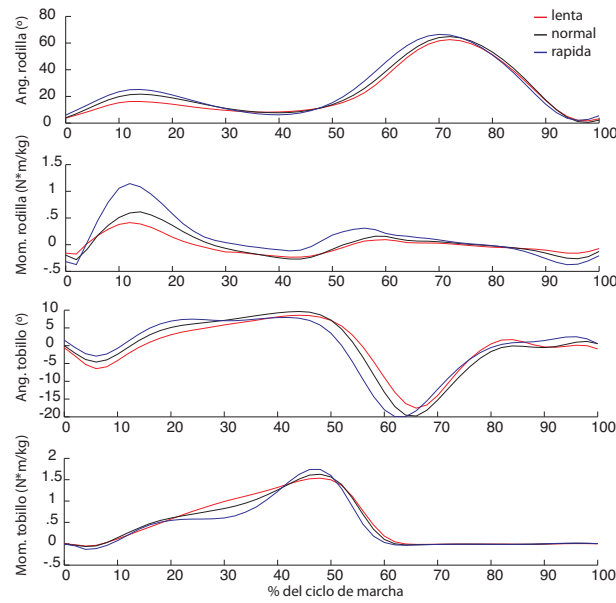


Figura 2.8: Ángulos y momentos en las articulaciones de la rodilla y tobillo a tres velocidades de marcha.

como dinámica considerando las ventajas mecánicas y por realimentación somatosensorial. Además, bastones, muletas y andadores pueden ser utilizados para la descarga parcial del peso, reduciendo la carga sobre un miembro afectado o ayudando en la compensación de alguna debilidad.

Por otro lado (sección 2.4.2), ciertos estudios comprueban que el uso de dispositivos de ayuda muchas veces está relacionado con caídas o lesiones, aumento de demandas neuromotoras, de atención, fisiológicas y metabólicas. En esta sección se presenta una revisión de los estudios de la marcha humana asistida por elementos externos. Inicialmente, se introducen las ventajas y los efectos adversos del uso de los dispositivos de ayuda. El caso de la marcha asistida por andadores se trata con más detalle en la sección 2.4.3, presentando los estudios encontrados en la literatura de caracterización de ciertos parámetros de la marcha humana.

2.4.1. Beneficios biomecánicos y neuromotores del uso de dispositivos de ayuda a la movilidad

De manera intuitiva, la primera ventaja evidente del uso de dispositivos de ayuda como los bastones y andadores es la estabilización biomecánica. El equilibrio dinámico implica regular la posición y el movimiento del centro de masas (CoM) con respecto a los límites establecidos por la base de apoyo, [79]. Así, el uso de dispositivos de ayuda aumenta la base de apoyo, permitiendo un mayor movimiento del CoM sin pérdida de estabilidad. La figura 2.9 muestra el aumento de la base de apoyo al utilizar un bastón estándar o un andador de cuatro patas

y la secuencia de los pasos en el caso de la marcha con dichos dispositivos. El aumento de la base de apoyo permite al usuario mantener el CoM dentro de la misma durante una proporción mayor del ciclo de marcha.

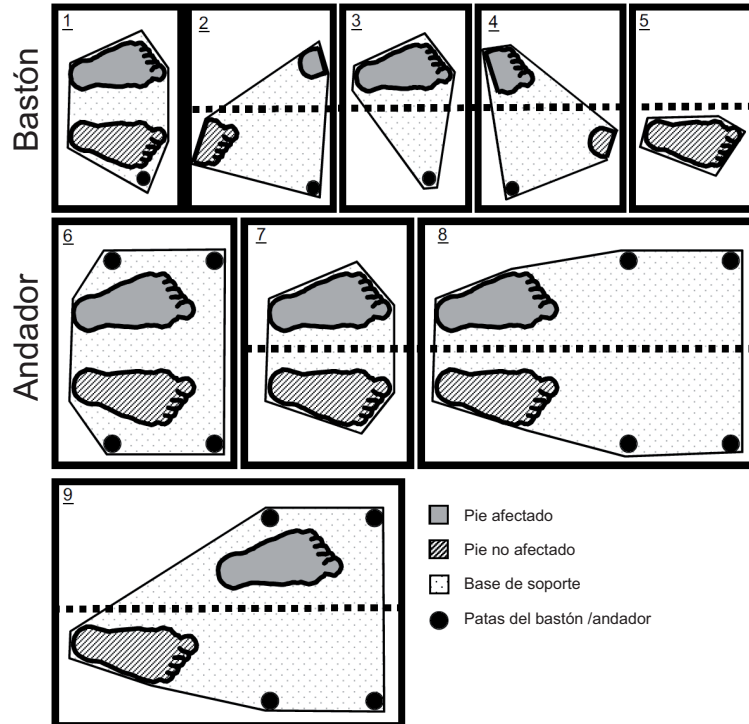


Figura 2.9: Secuencia de pasos de la marcha con bastón y andador y la base de apoyo en cada momento.

Chen demuestra en un estudio con 20 pacientes de apoplejía usuarios de bastón que las fases de apoyo simple se reducen a 9,8% del ciclo de marcha para la pierna no afectada y un 0,2% en el caso de la pierna afectada, [80]. En el mismo estudio, se comprueba que las fases de doble apoyo (dos piernas o una pierna y el bastón) y triple apoyo (ambas piernas y bastón) representan, respectivamente, un 52% y un 40% del ciclo. Estos valores representan un aumento significativo al compararse con la marcha humana no asistida en la cual el apoyo simple y el doble apoyo representan un 40% y un 20% de la marcha humana. En el caso de la marcha con andadores la situación es aún más favorable debido al hecho de no haber ningún instante de apoyo simple.

Además, los dispositivos de ayuda permiten el aumento de la estabilidad biomecánica a través de fuerzas de reacción generadas en las manos del usuario. El uso de bastones y andadores para generar fuerzas de estabilización frente a perturbaciones externas fue demostrado por Bateni et al. en [81]. Especialmente en el caso de los andadores, el efecto de la estabilización es amplificado por el hecho de la generación de fuerzas de reacción bilaterales.

Otra ventaja biomecánica del uso de dispositivos externos es la reducción de la carga en los miembros inferiores. La capacidad de poder aplicar fuerzas contra una plataforma disminuye la componente vertical de la fuerza de reacción con el suelo y la sobrecarga de las articulaciones y huesos. Estos efectos son, una vez más, amplificados en los andadores debido al apoyo bilateral.

De manera complementaria, la posibilidad de utilizar bastones para generación de fuerzas horizontales de reacción con el suelo que colaboran con la propulsión y frenado de la marcha asistida ha sido estudiado en [82]. Esto es importante sobre todo en el caso de pacientes que presentan dificultades al iniciar y finalizar la marcha debido a dolor o a debilidad muscular.

Finalmente, hay evidencias de que la información táctil (o háptica) en manos es importante en la estabilización postural, [83]. Para el mantenimiento de la postura, el sistema nervioso central requiere información de la posición y el movimiento de los segmentos del cuerpo con respecto a ciertas referencias. Esta información es obtenida del sistema visual, vestibular y somatosensorial. La contribución de indicios hápticos son importantes no sólo para la estabilidad biomecánica, sino también para la obtención de información de orientación espacial y para el control del equilibrio, [83].

2.4.2. Demandas y efectos adversos del uso de dispositivos de ayuda a la movilidad

El uso de dispositivos de ayuda presenta ciertos inconvenientes. Considerando la demanda neuromotora y de atención, hay que resaltar que el uso de ciertos elementos requiere la habilidad de levantar, avanzar y posicionar el dispositivo de manera apropiada y síncrona con los demás movimientos del cuerpo humano, evitando el contacto con obstáculos y con los propios miembros inferiores del usuario.

Wright y Kemp utilizan el paradigma de la doble tarea para caracterizar la demanda de atención al utilizar los andadores, [84]. En dicho estudio, los autores comparan el tiempo de respuesta a un estímulo auditivo al utilizar un andador estándar, un andador *rollator* y en marcha no asistida. El tiempo de reacción para sujetos sanos y jóvenes fue muy superior en el caso de la marcha con andadores estándar, demostrando que el uso de estos elementos de ayuda requiere cierto grado de atención del usuario.

La asignación de recursos cognitivos para el manejo del dispositivo es importante dado que el control postural también demanda atención y ciertos tipos de recursos cognitivos, [85]. Además, se conoce que el tiempo de respuesta al cambiar de tareas que demandan atención al control postural se ve afectada en sujetos mayores, [86]. Así, la demanda de atención debido al uso del dispositivo de ayuda puede disminuir la capacidad de recuperarse de perturbaciones externas, aumentando el riesgo de tropiezos y caídas, [87].

Hay que prestar cierta atención a los mecanismos que pueden llevar a la desestabilización biomecánica. Como consecuencia del peso y de la inercia del brazo sumado al del dispositivo, el hecho de levantar el elemento de apoyo puede generar fuerzas de reacción y momentos en el hombro capaces de perturbar el CoM si no son contrareastados por ajustes posturales, [88]. Aunque especialmente en personas mayores, el movimiento de los brazos pueda ser de menor velocidad, el aumento del peso soportado por los brazos puede generar cierta inestabilidad. Sumándose a esto, las colisiones del dispositivo con obstáculos del entorno pueden aumentar el riesgo de pérdida de estabilidad.

Otra exigencia del uso de dispositivos de ayuda, especialmente los andadores de cuatro patas, es la carga soportada por los miembros superiores. Winter et al. presentan en [89] un estudio que analiza la carga en los miembros superiores de usuarios de bastones y concluye que son necesarios momentos considerables aplicados por los extensores de hombros y codos y por el abductor de la muñeca. Del mismo modo, Bachschmidt concluye en [90] que el esfuerzo requerido en codos, hombros y muñecas es elevado (incluso en el caso de sujetos jóvenes y sanos) en el caso de andadores de cuatro patas y apoyo en manos.

Finalmente, otro punto a considerar es el consumo metabólico inherente de la marcha asistida. Sin embargo, este punto es difícil de analizar debido al cambio de la velocidad y de la cadencia de la marcha. En un estudio con 9 sujetos jóvenes y sanos, se ha observado un consumo mayor de oxígeno aunque la velocidad haya disminuido, [91]. Dicho aumento en el consumo de oxígeno ha ido acompañado de un aumento del ritmo cardíaco, [92], comparado tanto con la marcha libre como con la marcha asistida por bastón.

2.4.3. Estudios anteriores y caracterización de la marcha humana asistida por andadores

Considerando las ventajas y efectos adversos del uso de ciertos dispositivos de ayuda a la movilidad presentados anteriormente, en esta sección se dedica una atención especial a los estudios de caracterización de parámetros de la marcha humana con andadores.

Ishikura estudia en [93] la relación del peso soportado por el andador en función del ángulo de flexión de la cadera. Para ello, utiliza un andador con apoyos de antebrazo y mano y una plataforma de fuerzas instalada en el suelo con el fin de medir las fuerzas de reacción durante la marcha. Variando la altura del dispositivo se consiguen los distintos ángulos de la cadera. Los experimentos son realizados con 30 sujetos adultos (15 hombres y 15 mujeres) sin patologías relacionadas con la marcha.

Se observa un cambio en la forma de la fuerza de reacción al caminar con andador. En la marcha sin andador la componente vertical de la fuerza de reacción en el suelo tiene la forma presentada en la figura 2.10. El primer pico corresponde

a la aceptación de la carga y supera el valor del peso del sujeto indicando que hay una aceleración hacia arriba del cuerpo. A continuación, ocurre la flexión de la rodilla en la fase de apoyo medio, y se observa una descarga de la plataforma pasando por debajo del peso del sujeto indicando una aceleración hacia abajo del cuerpo. Finalmente ocurre el segundo pico superior al peso del sujeto indicando el fin de la fase de apoyo en la cual una vez más hay una aceleración del centro de masas del sujeto en la dirección vertical positiva.

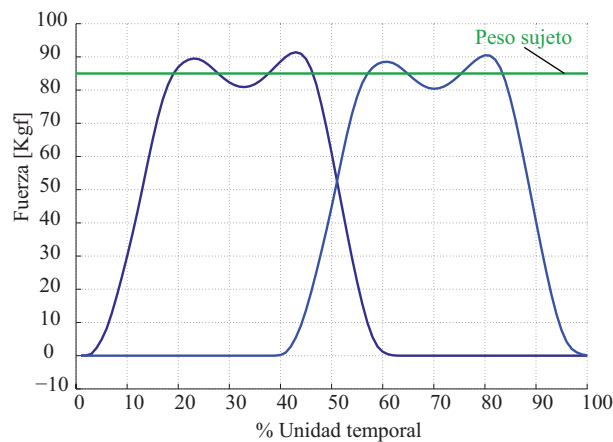


Figura 2.10: Forma típica de las fuerzas de reacción en el suelo durante la marcha normal.

En el caso del estudio de la marcha con andador presentado por Ishikura, se observa una disminución de este doble pico asociada al grado de flexión de la cadera (ver figura 2.11). El autor relaciona este cambio con dos razones principales. La primera es la restricción impuesta al movimiento del centro de gravedad del sujeto al caminar con andador, es decir, como el sujeto está apoyado sobre la estructura, hay un menor desplazamiento vertical del centro de gravedad del sujeto.

La segunda es debida a la disminución de la velocidad de marcha al utilizar el andador. Como el sujeto camina a menor velocidad, los movimientos verticales del centro de gravedad tienen menor aceleración disminuyendo en amplitud el valor del doble pico de las fuerzas de reacción del suelo. Sin embargo, el autor no realiza ninguna medida cinemática del usuario, dificultando la comprobación de las dos razones propuestas.

James W. Youdas realiza un estudio similar al presentado por Ishikura analizando la capacidad de sujetos sanos de disminuir la carga en los miembros inferiores a través del uso de distintos dispositivos de ayuda (bastón, muleta y andador), [94]. Este autor obtiene resultados equivalentes a los de Ishikura, [93], e igualmente no presenta ningún tipo de medición cinemática para justificar los resultados.

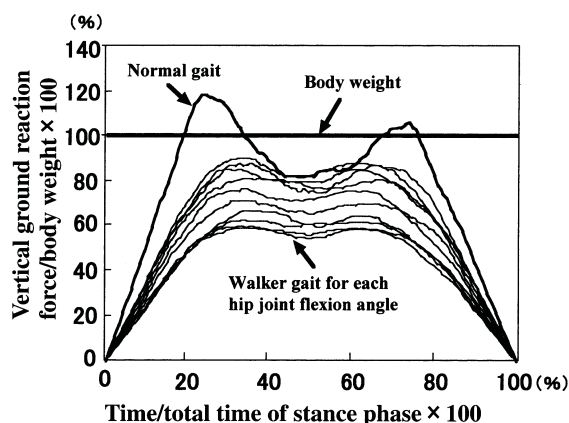


Figura 2.11: Valores obtenidos por Ishikura en los experimentos de marcha con andador a distintos niveles de flexión de cadera.

Tine Alkjaer presenta en [95] un estudio mucho más completo realizado con andadores convencionales de tipo *rollator* con manillares. En este estudio, se han analizado siete sujetos del sexo femenino sin patologías. La dinámica y cinemática en el plano sagital de las articulaciones del tobillo, rodilla y cadera fueron calculadas. Adicionalmente, se hizo un estudio de la articulación de la cadera en el plano frontal.

Para el estudio se hizo uso de un sistema de fotogrametría y dos plataformas de fuerza instaladas en un laboratorio de análisis de movimiento. Quince marcadores fueron ubicados en los usuarios según la distribución descrita por Vaughan en [73] y estos deberían caminar por el laboratorio con y sin el andador. Para evitar que las ruedas del andador tocaran las plataformas de fuerza se instalaron dos railes para guiar las ruedas. El andador utilizado es un dispositivo convencional no modificado, de manera que ningún sensor fue instalado en el andador.

Como resultado, se aprecia, por un lado, una mayor descarga en los extensores de las articulaciones del tobillo y rodilla, además de una mayor flexión de la cadera y una menor dorsiflexión y flexión de las articulaciones del tobillo y rodilla respectivamente. Por otro lado, se observa un aumento en la flexión de la cadera contribuyendo al aumento del momento en esta articulación. Por ello, el autor indica que no se observa, de manera global, una descarga en los miembros inferiores.

Sobre la caracterización de la biomecánica en miembros superiores en marcha asistida por andadores se cuenta con una cantidad menos significativa de trabajos. Aunque en muchos dispositivos se utilizan sensores de fuerza para el guiado del dispositivo, en general ha habido menos interés en describir los parámetros cinemáticos y cinéticos durante la marcha asistida.

En el caso del trabajo presentado por Bachschmidt en [90], se instalan doce galgas extensométricas en los manillares de un andador convencional de cua-

tro patas con la finalidad de caracterizar las fuerzas y momentos aplicados por el usuario sobre la estructura durante la marcha con andador. Adicionalmente, parámetros cinemáticos de los miembros superiores son adquiridos con un sistema de fotogrametría infrarroja dotado de seis cámaras. Los momentos internos en las articulaciones de la muñeca, codo y hombro en los tres planos clínicos (sagital, frontal y transversal) son estimados utilizando el método de la dinámica inversa.

Siete sujetos de edad media de 27 años y sin ningún tipo de patologías participan en los experimentos. Se han realizado experimentos a distintos niveles de apoyo - 0%, 10%, 50% del peso del cuerpo. Una salida de sonido indicaba al sujeto si el nivel de descarga parcial del peso era inferior o superior a ciertos umbrales en cada caso. Cada sujeto debería seguir un determinado protocolo, pasando por un pasillo de 10 m sin y con andador descargando el peso según los niveles propuestos. A cada nivel de descarga y en marcha libre sin andador, cada sujeto debería realizar tres experimentos válidos. De esta manera se ha realizado la caracterización cinemática y cinética de los miembros superiores en marcha con andador de cuatro patas.

En lo que se refiere a los andadores tipo *rollator* se encuentra en la literatura el trabajo presentado por Alwan en [96]. En este trabajo, los autores presentan un análisis de las fuerzas y momentos aplicados en los manillares del andador *MARC Smart Walker* utilizando estos para estimar ciertos eventos de la marcha. Para ello, utiliza un sistema de fotogrametría con el cual determina los instantes del contacto del talón y el despegue de puntera. Estos eventos caracterizan el inicio de las fases de apoyo y oscilación. Además, se estima la duración de zancada, los intervalos de apoyo doble y sencillo. La idea es, de alguna forma, elaborar una herramienta de análisis *in situ* de la marcha, proporcionando la posibilidad de evaluar parámetros básicos temporales de la marcha humana asistida durante el uso cotidiano.

De esta manera, se realizan experimentos con quince sujetos sanos en cinco escenarios distintos: andando en línea recta y con giros a la derecha e izquierda con dos inclinaciones distintas. Para la adquisición de fuerzas y momentos aplicados sobre el andador, se hace uso de dos sensores de seis grados de libertad (US120-160, ATI Industrial Automation). Para la adquisición de la cinemática de los miembros inferiores, se hace uso de un sistema de fotogrametría infrarroja y marcadores posicionados en los pies de los 22 sujetos y sobre la estructura del andador.

Los errores en la estimación de los distintos parámetros propuestos en [96] se encuentran en la tabla 2.1.

2.4.4. Conclusiones preliminares y parámetros a estudiar

Como se observa de la exposición de trabajos presentada, en lo que se refiere al estudio y la caracterización de la marcha humana con andadores, no hay una

Tabla 2.1: Determinación de instantes y eventos de la marcha humana utilizando sensores de fuerza presentado por Alwan.

Evento/Parámetro	Error temporal [%]
Contacto del talón	$(5,27 \pm 3,66) \%$
Despegue de puntera	$(5,18 \pm 2,75) \%$
Duración de zancada	$(5,86 \pm 2,49) \%$
Apoyo sencillo	$(5,24 \pm 2,29) \%$
Apoyo doble	$(4,34 \pm 2,13) \%$

gran diversidad de estudios en la literatura. Además, los estudios encontrados se centran en partes puntuales del proceso de marcha con andador, evidenciando la necesidad de una caracterización más completa de más parámetros del ciclo de marcha con el mismo andador, con el fin de obtener una caracterización completa del proceso. De esta manera, se observa la necesidad del estudio de la marcha humana con andador para caracterizar con el mismo dispositivo los siguientes parámetros:

1. Cinemática en miembros inferiores. Basándose en los mismos criterios presentados por Winter, obtener los parámetros espacio temporales de la marcha humana y los ángulos en las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo.
2. Cinética en los miembros inferiores. Del mismo modo, calcular los momentos en las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo. Además, se considera de interés realizar un estudio de las fuerzas de reacción en el suelo durante la marcha asistida por andadores.
3. Interacción en miembros superiores y tronco. Completando el modelo convencional de la marcha humana, es interesante conocer las fuerzas de interacción entre sujeto y andador en el caso de la marcha asistida, así como el significado de las mismas identificando apoyos, posturas, gestos y ciertos eventos de la marcha humana.
4. Detección de las fases de marcha. Utilizando sensores instalados en el dispositivo es interesante obtener de modo continuo los parámetros característicos de las fases de apoyo y oscilación durante el ciclo de marcha para conocer la situación del sujeto en todos los instantes.

Con la excepción de la cinética articular, que requiere la construcción de modelos biomecánicos complejos, fuera de los objetivos de este trabajo, se abordarán todos los temas presentados anteriormente en esta tesis doctoral. Para ello, en la sección siguiente, se presenta el proyecto SIMBIOSIS que trata del desarrollo de un sistema de estudio, caracterización y asistencia a la marcha humana con andador.

2.5. Proyecto SIMBIOSIS. Plataforma para caracterización y asistencia a la marcha

2.5.1. Antecedentes y objetivos del proyecto

En el Capítulo 1 se han presentado algunos de los andadores inteligentes más importantes encontrados en la literatura. El considerable número de grupos de investigación en Europa, Estados Unidos y Japón que dedican líneas de investigación al desarrollo de este tipo de dispositivos de ayuda a la movilidad evidencia la relevancia del tema en la actualidad. Como se ha mencionado anteriormente, los trabajos abordados por los andadores presentados anteriormente se centran principalmente en aspectos de navegación y guiado asistido, prestando menos atención a los temas relacionados con la descarga parcial del peso y la estabilidad durante la marcha y, sobre todo, a la utilización de distintos canales de comunicación hombre-maquina. Del mismo modo, el estudio y la caracterización de la marcha con andadores no son temas abordados por la mayoría de los proyectos de investigación.

De esta manera, el andador propuesto en el proyecto SIMBIOSIS, que será presentado en esta sección, está enfocado, por un lado, al confort, la seguridad y estabilidad durante la marcha junto a la reducción de la energía de empuje. Esto se propone a través del desarrollo de una interfaz multimodal y de la fusión sensorial de subsistemas responsables de la adquisición e interpretación de acciones o posturas adoptadas en la marcha tanto con los miembros inferiores como con los superiores. Se pretende aprovechar las ventajas de los andadores (estabilidad lateral, aumento de la base de soporte, descarga parcial del peso) y minimizar las desventajas de los andadores convencionales tipo *Rollator* a través del control del movimiento de las ruedas del mismo, disminuyendo el riesgo de caídas, añadiendo plataformas para el soporte parcial del peso del usuario, con el fin de extender el potencial uso de este tipo de andadores a más personas con distintas patologías sin comprometer los patrones naturales de la marcha humana.

Asimismo, de los estudios realizados en el Grupo de Bioingeniería, surgió la necesidad de conocer en detalle el proceso de la marcha humana asistida por andadores para mejor adaptar el dispositivo a las necesidades del usuario.

Ciertos aspectos relacionados con las ayudas físicas que se han indicado anteriormente fueron contemplados en el proyecto preliminar “Andador Pseudo-robótico de Alta Seguridad (ASAS)”, un andador activo para la rehabilitación y el mantenimiento de la movilidad natural desarrollado por el Grupo de Bioingeniería del IAI - CSIC, [97], véase la figura 2.12.

Este andador es una modificación de un producto comercial. Las mejoras pasivas adoptadas se basaron en modificar la estructura general consiguiendo la ampliación de la anchura de la base, la adición de apoyos para los antebrazos y

la instalación de los elementos de mayor peso en la parte inferior del dispositivo. Estas modificaciones mejoraron la estabilidad durante la marcha. Además, se han incorporado motores en las ruedas traseras con cierto control de velocidad. Estos motores son controlados a través de dos pulsadores instalados uno en cada manillar del andador a la altura del dedo pulgar.



Figura 2.12: Andador Pseudorobótico de Alta Seguridad (ASAS).

Aunque los resultados obtenidos en la validación clínica del Proyecto ASAS fueron bastante satisfactorios, [98], el dispositivo presenta carencias principalmente en lo que se refiere a la interfaz con el usuario. En realidad, cada pulsador comanda el motor correspondiente del mismo lado, es decir, por ejemplo al pulsar el botón de la mano derecha, el motor de la rueda derecha se activa. De esta manera, para moverse en línea recta, el usuario debe mantener presionados los dos botones durante todo el tiempo. Para realizar una curva, debe presionar únicamente uno de ellos. Este sistema no es natural y requiere cierto entrenamiento por parte del usuario.

De esta manera, como una evolución del proyecto ASAS se ha propuesto el proyecto SIMBIOSIS - “Plataforma multisensorial biomecánica de cooperación predictiva hombre-máquina en robots móviles de servicios. Desarrollo de una aplicación de asistencia personal de ayuda a la movilidad”.

En dicho proyecto se trata de estudiar e implementar un nuevo sistema de guiado del andador mediante una interfaz multimodal. Esta interfaz engloba el desarrollo y la adaptación de una serie de sensores biomecánicos para identificar ciertas posturas, gestos e intenciones para construir una plataforma de mando y control de robots en general. El proyecto se orienta al guiado asistido de robots aplicándose en particular a un andador robotizado para ayuda a personas con movilidad reducida.

Además, en esta tesis doctoral, de forma complementaria a lo propuesto en el proyecto en cuestión, se pretende generar conocimiento relativo al proceso de

la marcha humana con andadores, obteniendo un modelo descriptivo de dicho proceso.

En este contexto, las interfaces multimodales proponen una estrategia de combinación de los diversos canales en los distintos niveles de interacción hombre-máquina, generando sistemas naturales de comunicación y más robustos, con mejor comprensión del fenómeno fisiológico a través del empleo de técnicas de fusión de datos, [72].

Mediante el Proyecto SIMBIOSIS se pretende generar nuevos conocimientos y desarrollar técnicas innovadoras, poniendo a punto nuevos sensores y sistemas de mando de robots al tiempo de resolver una aplicación de ayuda a personas con ciertas dependencias.

Se trata de estudiar y diseñar un sistema no autoportado intuitivo de cooperación hombre-robot aprovechando las capacidades naturales de expresión e intención de posturas y evoluciones de las propias extremidades inferiores de la persona.

Para este propósito se han desarrollado e integrado en una plataforma una serie de sensores propioceptivos tanto autoportados sobre las mismas estructuras corporales como otros externos circundantes a la persona situados sobre el propio robot o instalados en el entorno. Además, se ha utilizado el laboratorio de análisis de movimiento del Grupo de Bioingeniería (IAI-CSIC) para la obtención de parámetros de la marcha humana. De esta forma, tal como se presentará en los capítulos que siguen, se ha obtenido información de la interacción hombre-máquina en miembros superiores e inferiores y sus evoluciones y, de un modo predictivo, se realiza la estimación de las intenciones de movimiento mediante la medida de fuerzas asociadas a estas intenciones.

Los datos obtenidos son procesados de un modo integrado en una arquitectura electrónica sirviendo de base para el guiado del sistema por accionamiento de dos motores instalados en las ruedas traseras.

2.5.2. Consideraciones sobre el andador seleccionado y las modificaciones mecánicas

En el proyecto SIMBIOSIS, así como en el proyecto ASAS, se ha utilizado un andador tipo *rollator*. Aunque la decisión de utilizar dicho tipo de andador parezca elemental por la similitud con un robot móvil, hay que tener en cuenta otras consideraciones:

- Pauta de marcha. De manera intuitiva y considerando las ponderaciones presentadas en las secciones anteriores (2.4.1 y 2.4.2), el hecho de no tener que levantar el dispositivo, hace que la pauta de marcha sea más natural y se aproxime a la marcha no asistida.

- Estabilización biomecánica. En el caso de los andadores *rollator*, siempre hay contacto del andador con el suelo, manteniendo la base de soporte siempre amplia y permitiendo el mayor movimiento del CoM. Adicionalmente, el hecho de no tener que levantar el dispositivo no genera los momentos en los hombros que podrían llevar a la perturbación del CoM, anteriormente descrita en la sección 2.4.1.
- Tiempo de reacción. Como se ha presentado anteriormente, en [84] se observa una reducción del tiempo de reacción a estímulos externos al utilizar un andador *rollator* frente a un andador estándar.
- Consumo energético. En el estudio presentado en [99], se ha observado una reducción del 50 % del consumo energético al usar un andador *rollator* frente a un andador convencional de cuatro patas.

Del mismo modo, hay que considerar las desventajas de los andadores *rollator*. En lo que se refiere a la estabilización biomecánica, el hecho de tener cuatro ruedas libres puede ser perjudicial para sujetos que necesitan apoyar una parte considerable del peso sobre la estructura del andador. Por esta razón, para mejorar la estabilidad en la marcha, en los andadores ASAS y SIMBIOSIS se han integrado motores de corriente continua (CC) que permiten el control del movimiento (y frenado) del dispositivo.

Además, se han reemplazado los convencionales apoyos en manos por dos plataformas de apoyo de manos y antebrazo, lo que permite una mayor descarga parcial del peso del usuario sobre la estructura del andador. Esto permite, a su vez, la disminución de la carga en los miembros inferiores y extiende el uso del dispositivo a sujetos con problemas de debilidad muscular, dolores articulares y lesiones. Al mismo tiempo, se consigue reducir la longitud de los apoyos del tronco y disminuir en buena medida los movimientos descontrolados de la articulación más débil y distante del tronco, la muñeca.

2.5.3. Elaboración de una arquitectura modular de adquisición y procesamiento de datos

Para la obtención de un sistema modular de medida, hace falta la elaboración de una arquitectura electrónica con posibilidades de comunicación con sistemas de medida diversos. Además, es importante la utilización de una herramienta de fácil programación reduciendo el tiempo de prototipado.

Considerando los sistemas de adquisición y análisis de movimiento adquiridos por el Grupo de Bioingeniería se ha elaborado la arquitectura electrónica del andador SIMBIOSIS. Estos sistemas son:

- Un laboratorio de análisis del movimiento desarrollado por *BTS Bioengineering* dotado de seis cámaras CCD sensibles a la radiación infrarroja con

sus respectivos iluminadores IR, para análisis y reconstrucción del movimiento en tres dimensiones. Además, este sistema está equipado con dos plataformas de fuerzas para el análisis dinámico inverso de la marcha y un sistema inalámbrico de adquisición de electromiografía para el estudio de la activación muscular durante el movimiento. El laboratorio de análisis de movimiento puede ser sincronizado con sistemas externos a través de señales digitales y puede adquirir datos analógicos utilizando entradas conectadas a una tarjeta de adquisición. En el caso concreto de estudio de marcha humana, hay algoritmos de cálculo de los principales parámetros cinemáticos y cinéticos de la marcha a través de la adquisición simultánea de posición de marcadores ubicados según el protocolo de Davis, [100], y fuerzas de reacción con el suelo.

- Un sistema de sensores inerciales fabricados por Technaid S.L., *spin-off* del Grupo de Bioingeniería. Este sistema está compuesto por siete sensores dotados de acelerómetros, giroscopios y magnetómetros tridimensionales conectados a un concentrador que se comunica con un ordenador central a través de conexión *Bluetooth* o un puerto USB.

Además de estos dos sistemas, se previó la instalación de sensores tridimensionales de medición de fuerza en los apoyos de antebrazo del dispositivo, de un sistema ultrasónico para la determinación de la posición relativa entre usuario y andador, de *encoders* para la detección del movimiento del andador en el plano $x - y$ y motores de tracción en las ruedas traseras (figura 2.13). Además, el sistema se integra en un laboratorio de análisis del movimiento a través de un enlace inalámbrico de sincronía.

El sistema embarcado de adquisición y control debería funcionar en tiempo real. Para ello se ha utilizado el conocimiento del grupo en proyectos anteriores en los cuales se ha utilizado la *Toolbox Real-Time Workshop de MATLAB* que permite la creación de sistemas de tiempo real a partir de bloques de SIMULINK. De esta manera, se puede desarrollar una aplicación completa, incluyendo el programa que será ejecutado en tiempo real, con bastante velocidad, aprovechando todas las herramientas de análisis de datos ya incorporadas en MATLAB. Así, el desarrollador del sistema puede abstraerse del problema de programación y centrarse en el desarrollo y experimentación de conceptos. De este modo se ha construido la arquitectura electrónica para ser embarcada que se presenta en la figura 2.14.

El sistema está compuesto por dos elementos de procesamiento principales. El primero es un PC portátil convencional sin ninguna modificación especial, modelo ThinkPad Z61m de Lenovo. El segundo es una Unidad Central de Procesamiento (CPU) del fabricante Seco, modelo M585R. Se trata de una CPU del estándar PC/104-Plus plataforma Intel Celeron de 650 MHz, con 128 MB de RAM y 32

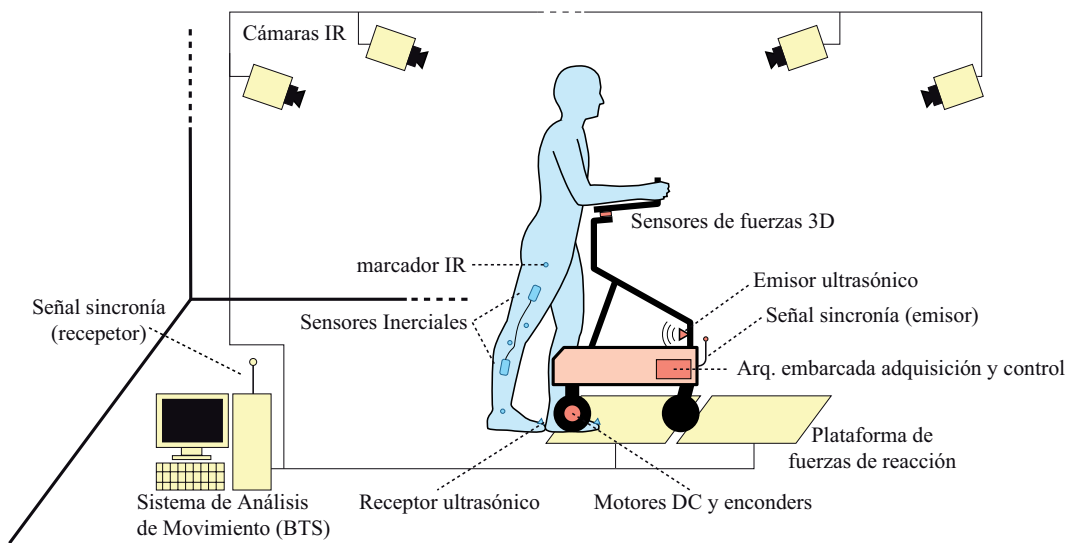


Figura 2.13: Diseño de la arquitectura y entorno de experimentación desarrollado.

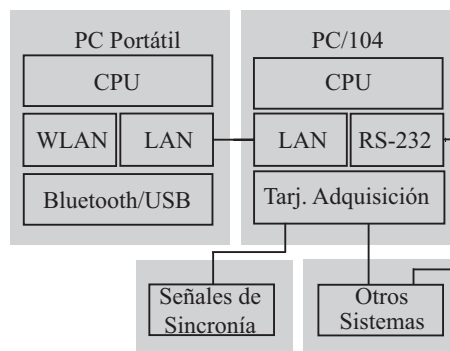


Figura 2.14: Arquitectura electrónica desarrollada.

MB de FLASH-IDE. Esta arquitectura mixta basada en un PC/104 y en un PC convencional, representado por un ordenador portátil se debe a algunos factores:

- la conectividad USB/Bluetooth del sistema de sensores inerciales que no es compatible con las herramientas de tiempo real de MATLAB utilizadas;
- la limitación del almacenamiento en tiempo real de las señales (para el estudio posterior) adquiridas con el PC/104 a un buffer de adquisición. En el sistema propuesto, las señales son enviadas por red y almacenadas en el portátil sin comprometer el funcionamiento en tiempo real del sistema;
- el control, a través de conexión remota inalámbrica, del portátil de todo el sistema durante la adquisición;

- el aumento de la capacidad computacional del sistema, posibilitando la implementación de algoritmos complejos en tiempo real;
- posibilidad de utilización de otros programas en paralelo con el sistema de tiempo real ejecutado en el PC/104, dando lugar a un sistema más universal y ampliando las posibilidades de comunicación con otros sistemas existentes.

Esta arquitectura tiene por finalidad crear una plataforma de experimentación y validación de estrategias de control que pueda ser adaptada en trabajos futuros posteriores a esta tesis doctoral. Como se puede ver en la figura 2.14 se ha elaborado un enlace de sincronía inalámbrica que conecta el sistema de tiempo real instalado en el PC/104 con el laboratorio de análisis de movimiento. Se han realizado dos placas electrónicas para el envío de la señal de sincronía en tiempo real y la recepción de esta señal a través de una de las entradas de la placa de adquisición del ordenador central del laboratorio de análisis de movimiento.

El sistema tiene además la posibilidad de conexión de sistemas de sensores y actuadores embarcados en el andador a través de una tarjeta de adquisición (estándar PC/104) del fabricante Diamond Systems Corporation, modelo DMM-32X-AT. Esta tarjeta posee canales de entrada/salida digitales (3 puertos de 8 bits) y analógicas (32 single-ended) de 16 bits con autocalibrado.

Para la programación del sistema PC/104-Plus y comunicación con el portátil durante la adquisición se utiliza una tarjeta de red del fabricante Advantech, modelo PCM-3663.

Finalmente, para la alimentación del sistema ha sido desarrollada una fuente personalizada alimentada por una batería de 12V 9Ah, con salidas de 5V 16A basada en el convertidor de Texas Instruments PTH08T220W.

De esta manera, para la caracterización de los parámetros de la marcha humana con andador presentados en la sección 2.4.4, se ha diseñado un dispositivo capaz de incorporar sensores y ser sincronizado con sistemas externos, ampliando su uso a otros ámbitos de investigación.

2.6. Conclusiones

En este capítulo se ha presentado el modelo de la marcha humana universalmente aceptado, con sus principales parámetros, así como la metodología experimental utilizada para estimación de estos parámetros. En cuanto al estudio y a la caracterización de la marcha asistida, se ha constatado la escasez de trabajos científicos en la literatura, especialmente en lo que se refiere a la caracterización de la marcha humana con andadores. Ello ha determinado el hecho de abordar en esta tesis doctoral ciertos temas de investigación de interés para la obtención de una descripción más detallada del proceso de marcha asistida por andadores. Estos temas se concretan en los siguientes:

- Caracterización de parámetros cinemáticos (espacio-temporales y articulares) en miembros inferiores.
- Caracterización de parámetros en las fuerzas de reacción en el suelo durante la marcha asistida.
- Modelado de las fuerzas de interacción entre usuario y andador, así como sus evoluciones temporales, con el fin de extraer parámetros relacionados con la marcha y fenómenos transitorios debidos a posturas y gestos adoptados durante la conducción del dispositivo.
- Estimación de las fases y subfases de la marcha a partir de la interacción de fuerzas y de la evolución temporal de los miembros inferiores del sujeto respecto al andador.

Para la realización de los estudios presentados en los capítulos subsiguientes, se ha presentado el proyecto SIMBIOSIS, marco de trabajo de esta tesis doctoral. En este contexto, se ha introducido el origen del proyecto, su objetivo y su metodología. Asimismo, se presenta el sistema electrónico básico embarcado para la adquisición de datos y control del dispositivo junto con la plataforma global de experimentación que se compone de sistemas de medida instalados en el andador, en el sujeto y en el entorno.

Así, en los capítulos que siguen, se presentará, por un lado (Capítulo 3), una metodología para la obtención y el análisis de parámetros de marcha con andador y, por otro, en el Capítulo 4, se hará el estudio y la caracterización de otros parámetros que definen la interacción entre el usuario y el dispositivo de ayuda desarrollado.

Capítulo 3

Caracterización biomecánica de la marcha con el andador SIMBIOSIS

3.1. Introducción

Como se ha discutido en capítulos anteriores, las patologías que afectan a la movilidad representan un problema importante para las personas con discapacidad, influyendo negativamente en su autonomía. De esta manera, el soporte parcial del peso, la estabilidad lateral, el aumento en el equilibrio, entre otros aspectos clave para la marcha estable de estas personas, son proporcionados por diversos tipos de elementos de ayuda a la movilidad.

Sin embargo, especialmente en el caso de los andadores (considerando toda su diversidad de tipos), la literatura carece de estudios completos sobre los efectos de su uso en la marcha de sujetos tanto sanos como con discapacidad. Así como Prince presenta en [6] un estudio de los parámetros normales de la marcha en personas mayores con la finalidad de establecer una base de datos de comparación para los que necesitan atención o cuidado especial, aquí se busca obtener estos mismos patrones de referencia para la marcha normal con andadores. Así se puede generar una base de datos para comparar con los usuarios con marcha patológica en estudios futuros.

Otros investigadores importantes de este área, Murray, [70], y Drillis, [69], también destacan la importancia de conocer en detalle los distintos parámetros de la marcha normal con el propósito de entender las causa o los efectos de ciertas patologías o anomalías de la marcha humana.

De esta manera, en este capítulo se presenta un estudio de los parámetros de

la marcha humana con sujetos sanos en experimentos realizados con el andador SIMBIOSIS. Tras la discusión inicial del protocolo de experimentos utilizado en este capítulo, se hace el análisis de la marcha humana asistida considerando los parámetros cinemáticos y cinéticos.

3.2. Protocolo y sistema de adquisición y análisis de movimiento

Para los estudios realizados en este capítulo se ha empleado el sistema de análisis de movimiento de *BTS Bioengineering* presentado con anterioridad además de las plataformas de medición de fuerzas de reacción tridimensionales.

De esta manera, las seis cámaras son utilizadas para la obtención de la posición tridimensional de marcadores pasivos posicionados sobre el cuerpo del sujeto según el protocolo de Davis, [100], durante los experimentos. A partir de la posición de estos marcadores y haciendo uso de un modelo biomecánico, se reconstruye de manera digital la orientación y demás variables biomecánicas de los segmentos del cuerpo humano.

Combinando la información cinemática obtenida con los datos adquiridos de las plataformas de fuerza, se podrían obtener los parámetros cinéticos en cada articulación.

Aunque no se utilice en el presente trabajo, al análisis cinemático y cinético se puede añadir datos obtenidos con un sistema portátil de adquisición de señales electromiográficas y estimar la fuerza realizada en los grupos musculares involucrados en la marcha humana.

3.2.1. Diseño y preparación de los experimentos

Antes de empezar con la medición y la realización de los experimentos, se debe medir los parámetros antropométricos e introducirlos en el sistema. Para el modelo utilizado, se deben realizar las siguientes medidas (véase la figura 3.1):

- peso y altura;
- longitud de las piernas
- anchura y altura de la pelvis
- diámetro de las rodillas y de los tobillos

Una vez realizadas las mediciones se procede a la colocación de los marcadores, que son esferas cubiertas con un material reflectante a la luz infrarroja. El posicionamiento de marcadores (figura 3.2) se hace siguiendo el protocolo de Davis, [100], según indica el fabricante del sistema de análisis de movimiento. Así, los marcadores utilizados y su posición en el cuerpo son:



Figura 3.1: Detalle de las mediciones realizadas con cada sujeto en la preparación de los experimentos.

- Hombros (tres marcadores). Un marcador en cada acromion y uno en la séptima vértebra cervical (C7).
- Pelvis (tres marcadores). Un marcador en la cresta ilíaca derecha, uno en la izquierda y uno en la espalda, en el sacro.
- Muslo (tres marcadores). En cada pierna se posiciona un marcador en el trocánter mayor, en el cóndilo lateral y un tercer marcador con una varilla alineado con los dos marcadores anteriores.
- Espinilla (tres marcadores). Un marcador en la cabeza de la fíbula, uno en el maleolo lateral y el tercer marcador con una varilla alineado con los dos marcadores anteriores.
- Pies (dos marcadores). Un marcador en la articulación del quinto metatarso y otro en el talón.

El último paso de la preparación de los experimentos es el calibrado del sistema. Este proceso consiste en la definición de los ejes x , y , z y el origen del espacio de trabajo, el cálculo del error dentro del volumen de trabajo y la posición de las plataformas de fuerza. Esto se hace utilizando un accesorio del sistema que consiste en tres varillas ortogonales entre sí con marcadores.

Para la definición de los ejes y del origen del espacio de trabajo, se posiciona el accesorio de calibración en el centro del laboratorio indicando con la varilla del eje

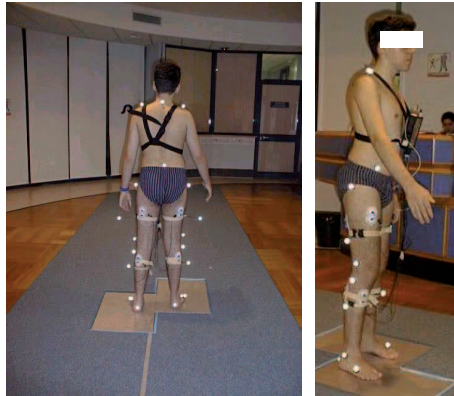


Figura 3.2: Posicionamiento de los marcadores en los experimentos.

x, la dirección de avance. Para establecer el volumen de trabajo y estimar el error dentro del mismo, se utiliza la varilla correspondiente al eje z, moviendo la misma por el espacio de trabajo. Finalmente, se realiza el registro de las posiciones de las plataformas de fuerza con las varillas correspondientes a los ejes x e y (ver figura 3.3).



Figura 3.3: Proceso de calibración del sistema de análisis de movimiento.

3.2.2. Adquisición, preparación de datos y análisis de los experimentos

Una vez finalizada la preparación de los experimentos descrita anteriormente, se hacen los experimentos. Inicialmente, se toma un experimento estático de cinco segundos de duración con el sujeto posicionado sobre una de las plataformas de fuerza.

A continuación se realizan los experimentos de marcha. En estos, el sujeto debe caminar por el laboratorio pisando con un pie en cada una de las plataformas de fuerza. De acuerdo con el análisis que se quiera realizar, se hacen las

repeticiones debidas.

Para evitar el efecto conocido como *aiming*, [101], que consiste en el ajuste de la longitud de un paso para pisar la plataforma de fuerzas, se instruye a los sujetos a no mirar hacia abajo durante los experimentos. A parte de esto, no se realiza ningún tipo de indicación de la velocidad de marcha a los sujetos, de manera que estos eligen de manera libre la velocidad de marcha. Incluso en los experimentos de velocidad de marcha lenta, la única instrucción que se ofrece al usuario es de *caminar a velocidad lenta*, sin indicar o limitar esta de ninguna manera.

Una vez realizados todos los experimentos, se hace la asignación de nombres a los marcadores en el programa de seguimiento (*tracking*). Finalmente, se inicia el análisis de los datos utilizando todos los datos obtenidos anteriormente. La figura 3.4 presenta un ejemplo de un experimento realizado.

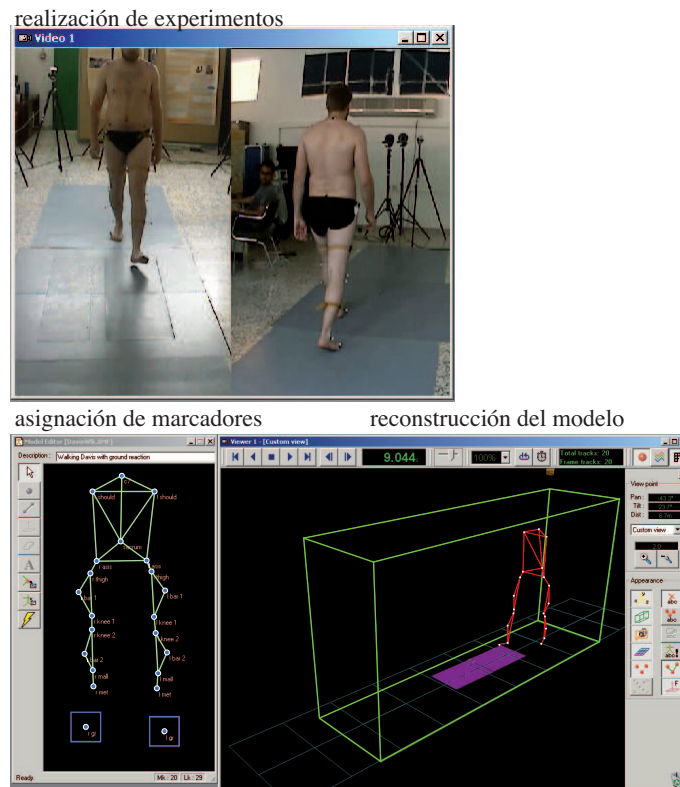


Figura 3.4: Posicionamiento de los marcadores en los experimentos.

3.2.3. Consideraciones sobre los experimentos de marcha con andador

El análisis biomecánico de la marcha humana no asistida es algo muy extendido actualmente en la literatura. Aunque se encuentren distintos protocolos y sistemas de adquisición, los estudios realizados en los distintos grupos de investi-

gación pueden ser comparados debido al establecimiento de conductas comunes en el proceso de experimentación.

Sin embargo, en el caso de la marcha asistida, debido a los distintos tipos de dispositivos y a las variaciones dentro de cada uno, las normas o conductas de experimentación no siempre están explícitamente definidas. Más específicamente en el caso de la marcha asistida por andadores, la gran mayoría de los estudios se realizan con los andadores convencionales tipo *rollator* con apoyos en manos. En este caso, se define, por ejemplo, la altura de los manillares, [95], con el fin de buscar un estándar para la experimentación.

En el caso del andador utilizado en este trabajo, ante la ausencia de directrices aceptadas, se ha definido un protocolo específico de experimentación. El primer parámetro de interés es la velocidad de la marcha. Se ha establecido que el usuario debe caminar a su velocidad natural de marcha cuando utilice el dispositivo de manera que no se ofrece al usuario ningún tipo de indicación de la velocidad. Esto se debe al hecho de que se desea conocer cual es la velocidad de marcha natural utilizando el andador desarrollado y, además, no se quiere forzar al usuario a realizar un tipo específico de marcha. Se busca así la comodidad del sujeto y la obtención de patrones naturales de marcha.

Otro parámetro importante es la altura de los apoyos de brazos. Se ha establecido como punto de partida que la altura del apoyo de antebrazos debe ser igual a la altura medida desde el codo del sujeto hasta el suelo. De esta manera, se sigue la indicaciones utilizadas en la literatura para otros tipos de ayudas técnicas que indica que el usuario debe tener el tronco erguido, [95, 94]. En el caso de los experimentos realizados con el andador SIMBIOSIS, el sujeto estaría con el tronco erguido y con el ángulo de flexión de codo a 90 grados cuando se encuentre apoyado sobre el dispositivo durante el reposo.

Habiendo definido los criterios presentados en esta sección, se han realizado los distintos experimentos que son analizados y discutidos a continuación, completando la etapa del estudio biomecánico de la marcha humana no patológica con el andador SIMBIOSIS.

3.3. Cinemática de miembros inferiores

Los estudios presentados en esta sección reúnen el análisis de los resultados experimentales de la marcha asistida con andador y de la marcha humana libre. De esta manera, se divide el estudio de la cinemática en miembros inferiores en dos partes. La primera considera el análisis de los parámetros espacio-temporales de la marcha humana. La segunda trata de los parámetros referentes a la cinemática articular en tobillo, rodilla y cadera.

3.3.1. Parámetros espacio-temporales de la marcha humana

En esta sección se presenta un análisis de los parámetros espacio-temporales de la marcha humana. Se realiza una comparación de estos en la marcha asistida y libre de para identificar las principales similitudes y diferencias. Para ello, se han realizado experimentos de marcha en el laboratorio de análisis de movimiento con siete sujetos (varones adultos) sin patologías relacionadas con la marcha.

Parámetros a evaluar

Los parámetros espacio-temporales de la marcha que serán analizados en este estudio son, [76]:

- Anchura de paso (AP). Medida en metros, la anchura de paso es la distancia en el eje transversal entre la posición de los dos pies durante la marcha. Normalmente, se utiliza como referencia el punto medio de cada talón para realizar esta medida (figura 3.5).
- Longitud de paso (LP) / zancada (LZ). Es la distancia horizontal en el plano de progresión desarrollada en un paso. En otras palabras, es la distancia medida en metros desde un determinado punto de un pie hasta el mismo en el otro. Por ejemplo, la longitud del paso izquierdo sería medida desde la posición de contacto del talón derecho hasta la posición de contacto subsiguiente del talón izquierdo (figura 3.5). La longitud de zancada es la distancia en la dirección de avance entre el contacto inicial de un pie y el contacto inicial subsiguiente del mismo pie. Esta medida debería ser igual para los dos pies incluso en la presencia de asimetrías de marcha si el sujeto camina en línea recta, [76]. En el caso de los experimentos realizados en este capítulo, en los cuales los sujetos no presentan marcha patológica, se puede analizar solamente la longitud de zancada, toda vez que no hay diferencias significativas en las longitudes de paso derecho e izquierdo.
- Cadencia (CAD). Es la medida del número de pasos por unidad de tiempo. Normalmente, es expresada en pasos por minuto [pasos/min]. La cadencia natural o libre es la cadencia obtenida cuando se instruye a los sujetos a andar de manera libre o natural.
- Duración de la fase de apoyo (DAp). Medida en tiempo o en porcentaje del ciclo de marcha, la duración de la fase de apoyo es el intervalo temporal entre el contacto inicial del talón hasta el despegue de puntera que marca el inicio de la oscilación. En este estudio se diferencia entre los pies derecho e izquierdo, pero en algunos casos, se trabaja con el valor medio.
- Duración de la fase de oscilación (DOsc). Igualmente medida en tiempo o en porcentaje del ciclo de marcha, este parámetro es el intervalo temporal

entre el despegue de puntera hasta el contacto inicial del talón subsiguiente de un pie.

- Duración del período de doble apoyo (DDap). Este parámetro está definido como el intervalo temporal en el cual los dos pies están en contacto con el suelo simultáneamente durante la marcha. Esta medida puede ser expresada en el unidades temporales o en porcentaje, considerando como el 100 % el tiempo medio de ciclo de marcha.

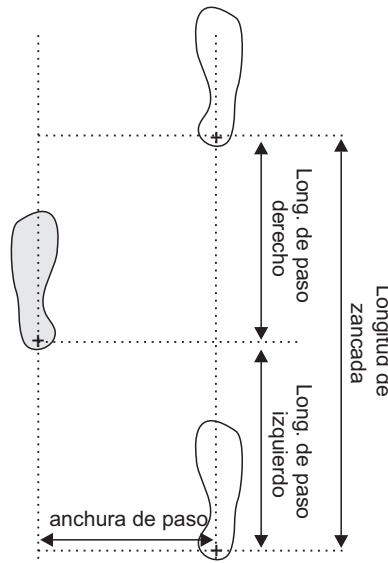


Figura 3.5: Parámetros espaciales de la marcha.

En el estudio presentado en este trabajo, las medidas espaciales de la marcha son normalizadas según la altura del sujeto (h). Es común la utilización de esta normalización en la literatura con el fin de poder comparar los parámetros espaciales de sujetos con alturas distintas. También se suele utilizar la normalización de estos parámetros según la longitud de la pierna del sujeto. En [102] se define una metodología para escalar los diversos parámetros de la marcha según las medidas del sujeto y ambas alternativas son válidas.

Otras medidas espacio-temporales pueden ser inferidas a partir de las medidas presentadas, de manera que son parámetros dependientes y por esta razón su análisis no es relevante. Por ejemplo, la velocidad media de la marcha se obtiene de la ecuación 3.1.

$$V_{media}[m/s] = \frac{LZ[m] \cdot CAD[paos/min]}{120} \quad (3.1)$$

Resultados experimentales

En los experimentos, se han obtenido para cada uno de los siete sujetos en sus nueve repeticiones una medida de los parámetros espacio-temporales descritos anteriormente. En la tabla 3.1 se presentan el valor medio de los parámetros espacio-temporales para cada uno de los sujetos, así como el valor medio para el parámetro considerando todos los sujetos.

Validez de los datos experimentales

Para comprobar si los datos experimentales obtenidos en este trabajo se encuentran en los rangos de normalidad que se obtienen en la literatura, se presenta la tabla 3.2. En esta tabla se muestra una comparación de los parámetros obtenidos en el estudio realizado en este trabajo y otros estudios de referencia presentados por Winter y Hof en la literatura. Como no se presentan diferencias significativas, se dan por válidos los experimentos de marcha libre y se utilizan estos datos para comparar con los datos de la marcha asistida por el andador SIMBIOSIS.

Cadencia, longitud de zancada y velocidad Como se puede observar en la tabla 3.1 presentada anteriormente, hay una clara reducción en los parámetros espaciales en la marcha asistida al compararse con la marcha libre a cadencia preferida. Además, se observa una reducción de la cadencia de marcha preferida con el andador.

En lo que se refiere a los parámetros temporales, se observa una reducción de la fase de oscilación acompañada del aumento de las fases de apoyo y doble apoyo.

Las relaciones entre velocidad, cadencia, longitud de zancada, duración de la fase de apoyo y doble apoyo en la marcha libre han sido documentadas en la literatura, [104, 105, 70, 69]. Considerando que la velocidad se obtiene del producto de la cadencia y la longitud de zancada, estos tres parámetros están fuertemente asociados, [101]. De esta manera, muchos estudios demuestran que un aumento de la velocidad se logra con el aumento simultáneo de la cadencia y de la longitud de zancada. Sin embargo, no se conoce si las relaciones entre el aumento de la velocidad y la cadencia o la longitud de zancada se mantienen en el caso de la marcha asistida. De esta manera se presentan en este trabajo resultados experimentales para verificar cómo influye el hecho de llevar el andador en las relaciones entre las principales variables espacio-temporales de la marcha humana.

Según se encuentra en la literatura, [106], existe una relación lineal, ecuación 3.2, entre la cadencia y la velocidad media de marcha. De esta manera, cinco de los siete sujetos de los experimentos realizados fueron sometidos a experimentos de marcha lenta no asistida con el fin de obtener datos para observar si hay alteraciones en esta relación al utilizar el andador. La figura 3.6, presenta los

Tabla 3.1: Parámetros espacio-temporales de la marcha humana libre y asistida. Valores medios de experimentos.

Sujeto	Tipo Prueba	AP [altura]	LZ [altura]	CAD [pasos/min]	DAP_der [%ciclo]	DAP_izq [%ciclo]	Dosc_der [%ciclo]	Dosc_izq [%ciclo]	Ddap [%ciclo]
1	Libre	0,094	0,790	106,758	61,311	59,767	39,567	40,522	20,200
	Andador	0,088	0,697	84,371	63,011	62,422	37,956	38,989	24,389
2	Libre	0,090	0,745	109,958	59,656	59,244	38,356	38,867	20,967
	Andador	0,085	0,666	80,453	59,856	60,567	39,163	38,556	21,656
3	Libre	0,083	0,807	103,166	59,800	61,580	39,940	37,820	21,300
	Andador	0,075	0,712	91,381	61,543	63,971	37,700	36,186	25,371
4	Libre	0,121	0,799	105,036	62,160	62,560	38,320	37,760	24,380
	Andador	0,097	0,679	91,748	63,160	62,680	35,660	35,840	27,320
5	Libre	0,092	0,756	101,014	61,286	60,657	38,986	38,686	22,000
	Andador	0,080	0,691	80,706	61,589	60,667	38,567	36,963	22,844
6	Libre	0,084	0,773	112,030	57,711	59,400	41,722	40,000	17,744
	Andador	0,081	0,668	76,426	59,429	62,471	38,957	39,586	21,271
7	Libre	0,085	0,707	101,237	60,433	61,744	39,589	38,867	21,744
	Andador	0,074	0,642	82,094	62,856	63,111	36,689	36,800	26,322
Media	Libre	0,093	0,768	105,600	60,337	60,708	39,497	38,932	21,191
		$\pm 0,013$	$\pm 0,035$	$\pm 4,242$	$\pm 1,462$	$\pm 1,291$	$\pm 1,163$	$\pm 1,029$	$\pm 2,002$
	Andador	0,083	0,679	83,883	61,635	62,270	37,813	37,560	24,168
		$\pm 0,008$	$\pm 0,023$	$\pm 5,759$	$\pm 1,514$	$\pm 1,245$	$\pm 1,267$	$\pm 1,467$	$\pm 2,328$
Relación	Andador/Libre	89,37 %	88,42 %	79,43 %	102,15 %	102,57 %	95,74 %	96,48 %	114,05 %

Tabla 3.2: Comparación de los datos obtenidos en los experimentos con los encontrados en la literatura.

Parámetro	Winter, [76]	Hof, [103]	Estudio actual
Anchura de Paso	-	-	0,093·altura
Longitud de Zancada	-	0,771·altura ¹	0,768·altura
Cadencia	107 pasos/min	111 pasos/min	105,6 pasos/min
Duración Apoyo	58 % a 61 %	-	60,52 %
Duración Oscilación	42 % a 39 %	-	39,21 %
Duración Doble Apoyo	16 % a 22 %	-	21,19 %

datos obtenidos en los experimentos y el ajuste obtenido considerando solamente los datos de la marcha libre y todos los datos experimentales.

$$CAD[pasos/min] = \alpha_1 \cdot V_{media}[m/s] + \alpha_0 \quad (3.2)$$

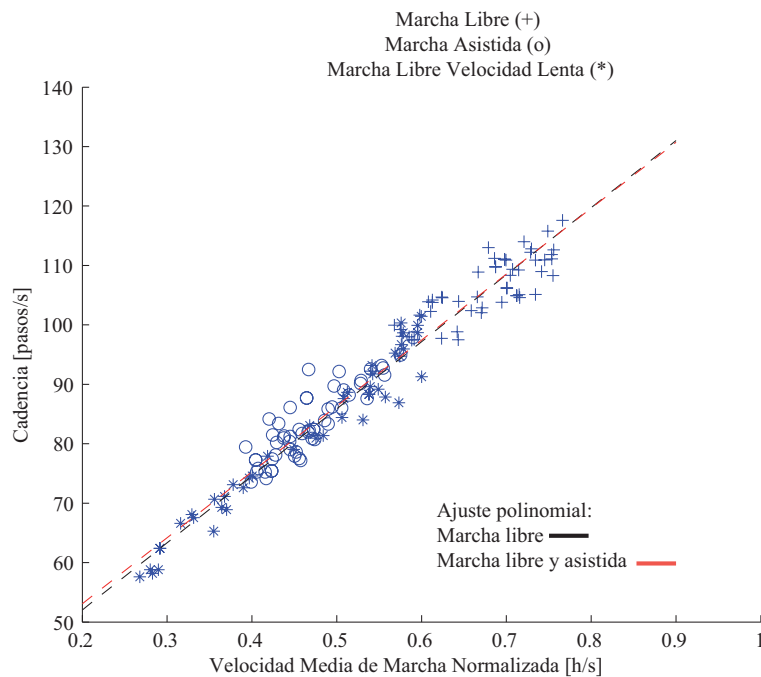


Figura 3.6: Cadencia vs. velocidad media de marcha normalizada según la altura del sujeto.

Se han obtenido, respectivamente para los datos de marcha no asistida y para el conjunto de todos los datos experimentales, valores de α_1 igual a 112,8266 y 110,9185; y α_0 igual a 29,4720 y 30,8927.

¹Hof presenta que la longitud de zancada (LZ) es 1,57 por la longitud de la pierna(lp). De [77] se obtiene que la longitud de la pierna representa el 0,491 de la altura del sujeto (h). De esta manera se obtiene la medida presentada $LZ = 1,57 \cdot lp = 1,57 \cdot 0,491 \cdot h$

A parte de este resultado, la correlación entre los datos de la marcha libre y entre todos los datos experimentales no presenta alteraciones significativas. En el caso de los experimentos realizados, se obtienen coeficientes de correlación de *Pearson*² iguales a 0,9782 y 0,9747 para los experimentos de marcha libre y con todos los datos experimentales, respectivamente.

Los resultados indican que, en el caso de sujetos sanos, el hecho de llevar el andador desarrollado en este trabajo no afecta la relación entre velocidad y cadencia en la marcha.

Del mismo modo, se obtiene de la literatura que la longitud de zancada varía de manera logarítmica, véase la ecuación 3.3, con la velocidad media de marcha, [106], o bien, acotando a una cierta franja de velocidades, esta relación puede ser aproximada con una recta, [77, 101] cuya ecuación posee forma similar a la presentada en el caso anterior, véase la ecuación 3.2. En la figura 3.7 se presenta la relación entre la longitud de zancada normalizada y la velocidad media de marcha en los experimentos realizados y ambos ajustes (logarítmico y recta) considerando ambos casos, la marcha libre y los datos de marcha libre y asistida.

$$LZ[h] = \beta_1 \cdot \ln(V_{media}[h/s]) + \beta_0 \quad (3.3)$$

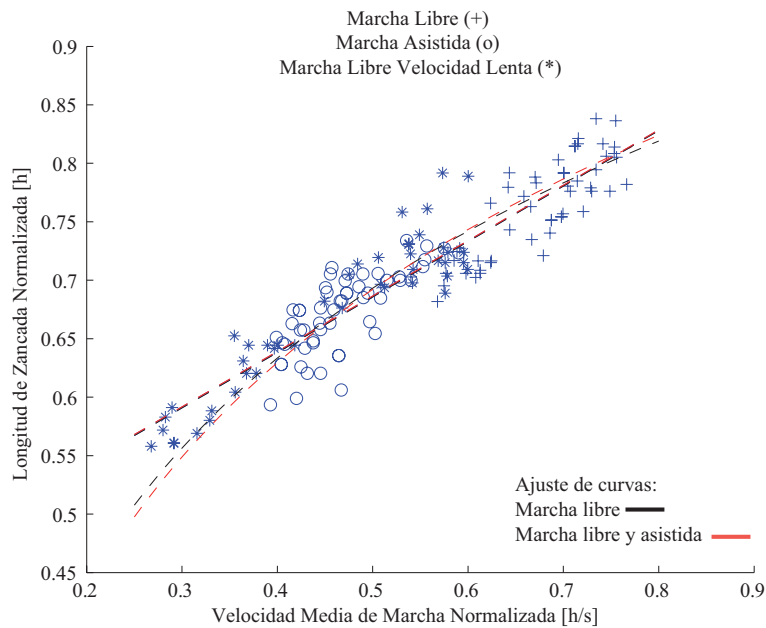


Figura 3.7: Longitud de zancada vs. velocidad media de marcha ambas normalizadas según la altura del sujeto.

²El cálculo del coeficiente de correlación lineal se realiza dividiendo la covarianza por el producto de las desviaciones estándar de ambas variables: $r = \frac{s_{XY}}{s_X \cdot s_Y}$. Siendo s_{XY} la covarianza de (X,Y) s_X y s_Y las desviaciones típicas de las distribuciones marginales.

Una vez más, se observan las similitudes en los ajustes de las curvas presentadas. Para los ajustes logarítmicos, se ha obtenido, respectivamente para la curva con los datos de marcha libre y considerando todos los datos experimentales, β_0 igual a 0,8788 y 0,8868; y β_1 igual a 0,2678 y 0,2807. Por otro lado, considerando el ajuste lineal, obtenemos respectivamente para los datos de marcha no asistida y para el conjunto de todos los datos experimentales, valores de α_1 igual a 0,4743 y 0,4739; y α_0 igual a 0,4485 y 0,4496. Finalmente, se obtienen una vez más altos coeficientes de correlación de *Pearson* iguales a 0,9368 y 0,9274 para los experimentos de marcha libre y con todos los datos experimentales, respectivamente.

Como se puede notar, sobre todo en las figuras 3.7 y 3.9, hay cierta dispersión de los datos en relación a la curva ajustada. Esta situación es común en la literatura. En las curvas obtenidas por Kirtley en [106] y presentadas en la figura 3.8 se observan dispersiones incluso superiores a las obtenidas en los experimentos realizados en este trabajo.

Del mismo modo, se resalta que todos los datos analizados presentan una correlación estadísticamente significativa ($P \ll 0,001$) y valores de correlación similares a los obtenidos en la literatura. Por ejemplo, en el estudio realizado en [101] la relación entre la velocidad media de marcha y la cadencia o la longitud de zancada presentan coeficientes de correlación del orden de 0,95 ($P < 0,001$).

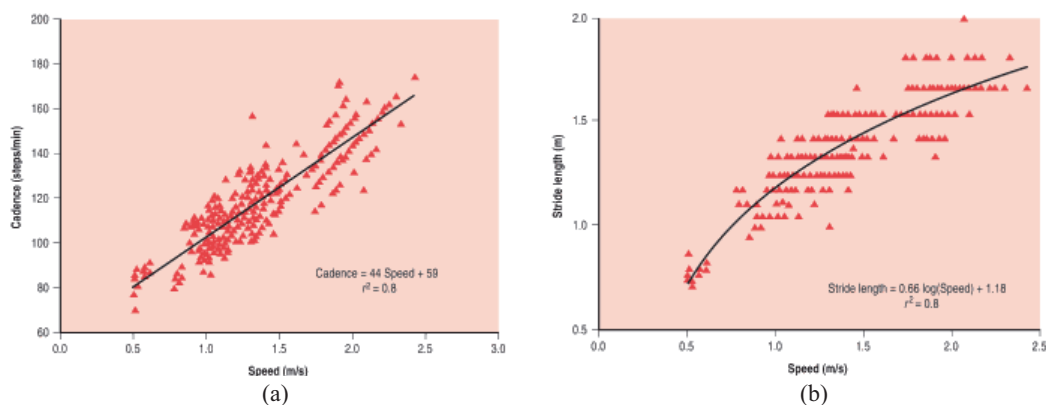


Figura 3.8: Curvas obtenidas por Kirtley: (a) cadencia vs. velocidad media de marcha y (b) Longitud de zancada vs. velocidad media de marcha.

Finalmente, en la tabla 3.3, se presentan la distancia media entre los puntos de los conjuntos de datos de marcha normal, lenta y con el andador a dos curvas ajustadas considerando los datos de marcha libre y todos los datos experimentales. Como se puede observar no hay diferencias significativas en los datos de marcha asistida y los demás, incluso considerando el ajuste de curva en los cuales estos no fueron utilizados. Este resultado indica que el uso del dispositivo por sujetos sanos no afecta a las relaciones entre cadencia y longitud de zancada a la hora de obtener una determinada velocidad de marcha.

Tabla 3.3: Distancia media entre los puntos de los tres conjuntos de datos y los ajustes de recta obtenidos.

Curva	Datos	Tipo de Experimento		
		Normal	Lenta	Andador
Cadencia vs. Vel Media	Marcha libre	3,2687	2,1373	2,219
<i>error medio [pasos/min]</i>	Todos	3,2001	2,2569	2,1648
L. zancada. vs. Vel Media	Marcha libre	1,5241	2,2416	2,2087
<i>error medio [h]</i>	Todos	1,5173	2,1662	2,1976

Otro resultado interesante es que se observa una mayor concentración en los parámetros espacio-temporales en la marcha a velocidad normal y asistida que en los parámetros de la marcha lenta. Se recuerda que no se ha ofrecido al usuario ningún tipo de instrucción de velocidad de marcha en ninguno de los experimentos. La figura 3.9 ejemplifica esta situación comparando la cadencia y la longitud de zancada en las tres situaciones experimentales. Asimismo se presentan, como en los casos anteriores, los ajustes de las rectas a los conjuntos de datos de marcha libre y con todos los datos experimentales. Como se puede observar, no hay diferencias significativas entre las dos curvas obtenidas. Los coeficientes de correlación ($r = 0,8520$ y $r = 0,8287$, $P < 0,001$) también son equivalentes a los obtenidos en la literatura ($r = 0,81$, $P < 0,001$), [101].

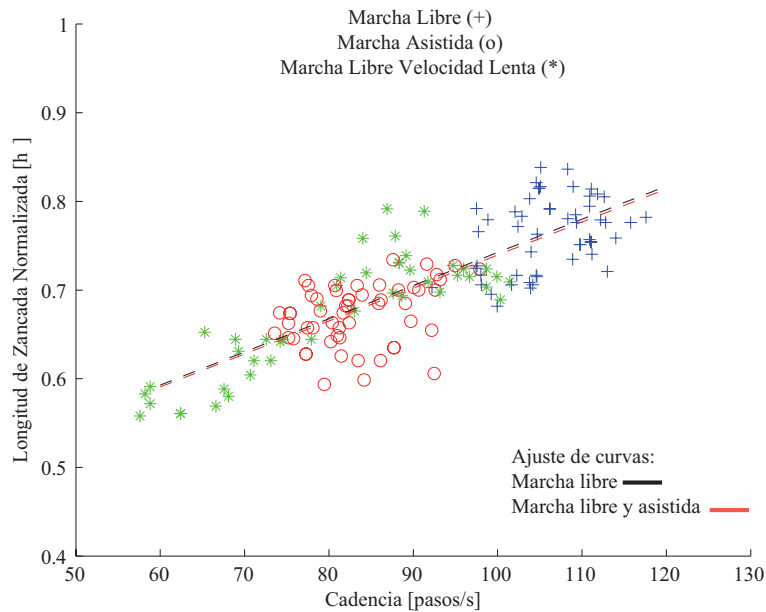


Figura 3.9: Longitud de zancada normalizada vs. cadencia de marcha.

De esta manera, se mantiene, en la marcha con andador, la observación realizada por Drillis en [69] que establece que al andar a la velocidad preferida (o

normal) hay una menor variabilidad en los parámetros de la marcha (como en el tiempo de paso) cuando se compara con marchas a velocidad lenta o rápida.

Una vez que se ha observado que el hecho de llevar el andador no afecta de manera significativa las relaciones entre velocidad, cadencia y longitud de zancada se sientan las bases para el estudio de la duración de las fases de apoyo y oscilación en los experimentos realizados.

Duración de las fases de la marcha Es sabido que la fase de apoyo y, consecuentemente, el tiempo de doble apoyo (como porcentaje del tiempo de ciclo) se reducen con el aumento de la velocidad de marcha, [101, 77]. De hecho, la ausencia de la fase de doble apoyo se reduce de manera gradual hasta que deja de existir, en el instante en el cual el sujeto deja de andar y pasa a correr. De modo contrario, la fase de oscilación porcentual aumenta en relación al ciclo de marcha con el aumento de la velocidad.

A continuación se presentan las gráficas relativas a la duración de las fases de apoyo y oscilación, tanto en segundos como relativas al tiempo total de ciclo de marcha. En la literatura, [105, 106], también se relaciona las fases de apoyo y oscilación con la velocidad de manera lineal. Como en los casos anteriores, se hace el ajuste tomando en consideración la marcha libre a distintas velocidades (lenta y preferida) y se compara con el ajuste lineal introduciendo los datos de los experimentos de marcha asistida. En el caso de la fase de apoyo (véase la figura 3.10), se observa una reducción de la duración de la fase con el aumento de la velocidad en ambos casos, tal como se esperaba.

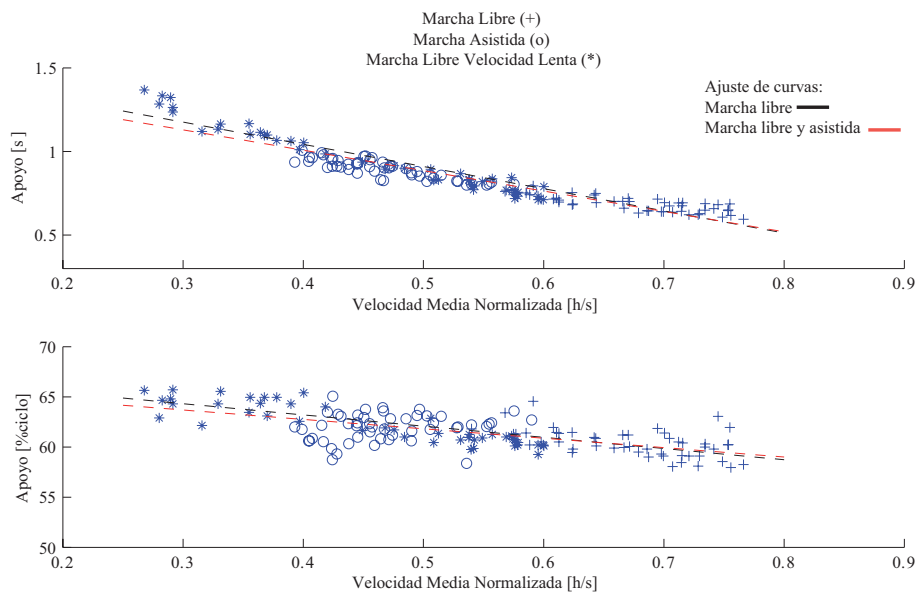


Figura 3.10: Duración de la fase de apoyo (en segundos y en porcentual al ciclo de marcha) vs. cadencia de marcha.

Del mismo modo, la introducción de los datos de marcha asistida no afectan de manera significativa a los ajustes lineales de la relación entre la fase de oscilación y la velocidad de marcha (ver figura 3.11). La tabla 3.4 presenta los valores de α_1 y α_0 para la relación lineal entre las fases de apoyo y oscilación y la velocidad de marcha. En este caso, se puede observar que en la gráfica superior, el tiempo de oscilación (en segundos) se reduce con la velocidad. Sin embargo, el tiempo de ciclo se reduce de forma más rápida, lo que implica el aumento porcentual de la fase de oscilación, como ilustra la gráfica inferior de la figura 3.11.

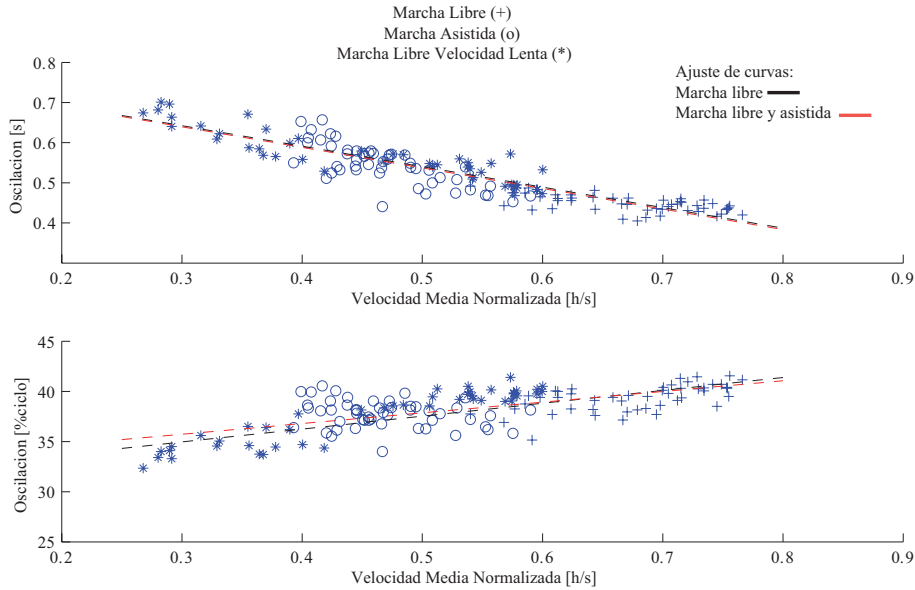


Figura 3.11: Duración de la fase de oscilación (en segundos y en percentual al ciclo de marcha) vs. cadencia de marcha.

Tabla 3.4: Distancia media entre los puntos de los tres conjuntos de datos y los ajustes de recta obtenidos.

Duración de fase [unid.]	Datos	α_1	α_0	Coef. de correlación
Apoyo [s]	Marcha libre	-1,3265	1,5733	-0,9597
	Todos	-1,2201	1,4954	-0,9447
Apoyo [%ciclo marcha]	Marcha libre	-11,1818	67,6730	-0,8063
	Todos	-9,3750	66,5028	-0,6665
Oscilación [s]	Marcha libre	-0,5105	0,7955	-0,9381
	Todos	-0,5120	0,7931	-0,9060
Oscilación [%ciclo marcha]	Marcha libre	12,8452	31,1041	0,8079
	Todos	10,6642	32,5271	0,6837

Estos últimos resultados finalizan el análisis comparativo de los paráme-

tros espacio-temporales de la marcha asistida por el andador SIMBIOSIS y los parámetros de la marcha libre. Tomando en cuenta estos parámetros, el uso del andador no parece comprometer el desarrollo de la marcha del usuario y no afecta a las relaciones entre parámetros de manera significativa. Los valores obtenidos de los distintos parámetros aquí estudiados indican que la marcha con andador se asemeja a una marcha libre a velocidad preferida más lenta. En la sección siguiente se realizará el estudio de la cinemática articular de la marcha asistida.

3.3.2. Cinemática articular

En esta sección se hará el análisis cinemático articular de la marcha con andador tomándose como referencia la marcha libre de los mismos sujetos. Este estudio incluye las articulaciones del tobillo, rodilla y cadera.

El análisis articular consiste en comparar las curvas de los ángulos medidos con el sistema de fotogrametría infrarroja anteriormente presentado en este capítulo. Sin embargo, para facilitar la interpretación de los datos obtenidos y para que esta interpretación sea consistente, se empleará la metodología presentada en [107] que consiste en comparar instantes significativos en cada una de las curvas analizadas. El autor extiende el estudio tanto a las curvas de cinemática y cinética articular como al análisis de las fuerzas de reacción en el suelo. Un estudio similar será desarrollado en este trabajo para la comparación cuantitativa de los ángulos en las articulaciones en el plano sagital.

Es importante destacar que el análisis presentado en esta sección se realiza sobre las evoluciones angulares de las articulaciones del tobillo, de la rodilla y de la cadera en el plano sagital. Sin embargo, el sistema de adquisición ofrece la medida y el cálculo de los parámetros cinemáticos en las tres dimensiones, de manera que los errores debidos a la orientación de los segmentos en el espacio son disminuidos.

En las secciones siguientes, se presentan los parámetros a ser analizados en las articulaciones y el análisis estadístico correspondiente.

Estadística

Dado el número limitado de participantes (7), se realiza, en este trabajo, un estudio estadístico basado en un test no paramétrico para encontrar si hay diferencias significativas entre los parámetros medidos en las tres articulaciones en la marcha con andador frente a la marcha humana libre. El test conocido como *Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas* es un test estadístico que se utiliza cuando la población no puede ser asumida como distribuida según una distribución normal. El test se realiza con un nivel de significación de $p = 0,05$ de manera que, en la tablas presentadas en las secciones siguientes, si la significación entre los parámetros con y sin andador es mayor

que 0,05 se debe conservar la hipótesis nula (“la mediana de diferencias entre los parámetros es igual a 0”) y si es menor que 0,005 se debe rechazar esta hipótesis, indicando que los dos parámetros son distintos. Al final de la sección se recogen los resultados del estudio estadístico de los parámetros cinemáticos de la marcha.

De forma complementaria, se realiza un estudio descriptivo de las variables en el cual se presentan los valores de la mediana y de la amplitud intercuartil.

Tobillo

La primera articulación sobre la cual se hace el análisis es el tobillo. En este caso, los parámetros angulares más relevantes a analizar, [107], son (véase la figura 3.12):

- Flexión en el contacto inicial (A1),
- Máxima flexión plantar en la respuesta a la carga (A2),
- Máxima flexión dorsal en la fase de apoyo (A3),
- Flexión en el instante de despegue de puntera (A4),
- Máxima flexión dorsal en la fase de oscilación (A5),
- Excursión total en el plano sagital (A6).

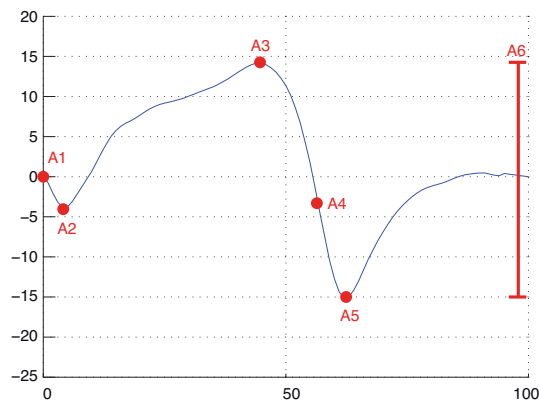


Figura 3.12: Parámetros cinemáticos a analizar en la articulación del tobillo.

En la tabla 3.5 se presenta el resultado del estudio descriptivo de las variables (A1-A6). En todos los casos, como los sujetos no presentan patologías relacionadas con la marcha, se asume la marcha simétrica y se realiza el estudio sobre la media de los datos experimentales considerando tanto el miembro inferior izquierdo como el derecho en un mismo conjunto de datos.

Tabla 3.5: Estudio descriptivo de los parámetros de la articulación del tobillo en los experimentos de marcha.

Parámetro [°]	<i>Mediana (Amplitud Intercuartil)</i>	
	marcha libre	marcha con andador
A1	6,617(3,189)	6,420(5,406)
A2	1,889(3,283)	2,117(5,464)
A3	18,528(4,251)	18,707(5,010)
A4	-8,264(4,656)	-4,489(4,590)
A5	-13,850(4,961)	-10,520(4,222)
A6	32,644(4,844)	30,994(3,017)

En el caso del tobillo, ninguna variable ha presentado diferencias estadísticamente significativas según la *Prueba de Wilcoxon de los rangos con signos*, es decir, en todos los casos se ha obtenido $p > 0,005$.

Rodilla

De forma análoga al caso anterior, en la articulación de la rodilla los parámetros a analizar son (véase la figura 3.13):

- Flexión en el contacto de inicial (K1),
- Máxima flexión en la respuesta a la carga (K2),
- Extensión máxima en la fase de apoyo (K3),
- Flexión en el despegue de puntera (K4),
- Máxima flexión en la fase de oscilación (K5),
- Excursión total en el plano sagital (K6).

En la tabla 3.6 se presenta el resultado del estudio descriptivo de las variables y se indica los parámetros (K1-K6) en los cuales se ha obtenido una diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,005$).

Cadera

Finalmente, los parámetros analizados en la articulación de la cadera son (véase la figura 3.14):

- Flexión en el contacto inicial (H1),
- Máxima flexión en la respuesta a la carga (H2),
- Extensión máxima en la fase de apoyo (H3),

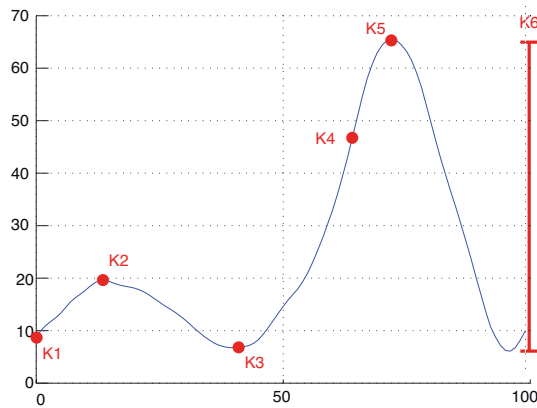


Figura 3.13: Parámetros cinemáticos a analizar en la articulación de la rodilla.

Tabla 3.6: Estudio descriptivo de los parámetros de la articulación de la rodilla en los experimentos de marcha. Se destacan con un * las variables en las que se han obtenido diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,005$)

Parámetro [°]	Mediana (Amplitud Intercuartil)	
	marcha libre	marcha con andador
K1	9,450(3,517)	8,767(3,302)
K2*	18,550(11,550)	17,343(10,088)
K3*	3,917(4,019)	5,311(8,407)
K4	33,700(7,890)	36,364(12,728)
K5*	63,633(8,518)	62,133(13,567)
K6*	60,922(7,607)	56,293(13,350)

- Flexión en el despegue de puntera (H4),
- Máxima flexión en la fase de oscilación (H5),
- Excursión total en el plano sagital (H6).

En la tabla 3.7 se presenta el resultado del estudio descriptivo de las variables y se indica los parámetros (H1-H6) en los cuales se ha obtenido una diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,005$).

Análisis y discusiones

En el caso del modelado de la marcha con andador, analizar los datos a través de un estudio comparativo con la bibliografía no es una tarea sencilla. Conforme se ha presentado anteriormente, el único estudio similar al presentado en esta sección ha sido realizado recientemente por T. Alkjaer en [95]. El estudio presentado por el autor tiene una muestra similar a la empleada en este estudio (siete usuarios) y, en cuanto a la cinemática articular, presenta un estudio estadístico tomando en

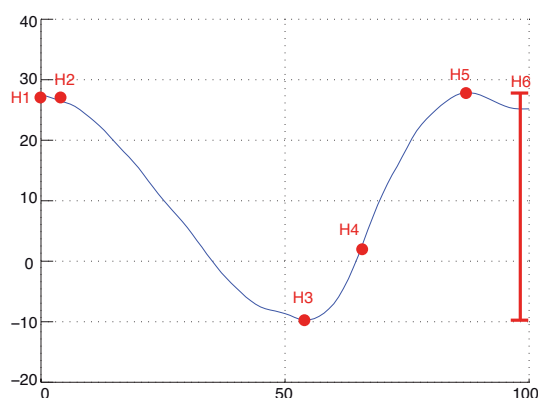


Figura 3.14: Parámetros cinemáticos a analizar en la articulación de la cadera.

Tabla 3.7: Estudio descriptivo de los parámetros de la articulación de la cadera en los experimentos de marcha. Se destacan con un * las variables en las que se han obtenido diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,005$)

Parámetro [°]	<i>Mediana (Amplitud Intercuartil)</i>	
	marcha libre	marcha con andador
H1	18,490(5,206)	20,633(3,333)
H2	23,970(9,242)	24,117(4,644)
H3*	-5,039(5,029)	-0,580(5,526)
H4*	12,364(10,700)	12,983(6,467)
H5	47,311(5,039)	47,022(7,567)
H6*	54,339(8,184)	49,972(11,733)

cuenta solamente el rango de movimiento (parámetros A6, K6 y H6 en el estudio presentado en esta tesis) y la posición en estático. Además, en dicho estudio, se utiliza un andador con apoyo de manos que difiere de lo utilizado en este capítulo (apoyo de manos y antebrazo).

De esta manera, debido a la carencia de estudios de referencia, se realizará un estudio considerando, en la mayoría de los parámetros, solamente los resultados aquí obtenidos.

Considerando inicialmente los rangos de movimiento, se observa una diferencia frente a lo obtenido en el estudio realizado con los andadores con apoyo de manos. En [95], se han observado diferencias estadísticamente significativas en los rangos de movimiento del tobillo ($p = 0,031$) y de la rodilla ($p = 0,013$), mientras que se ha conservado la hipótesis nula en la articulación de la cadera ($p = 0,166$). En el estudio realizado en esta tesis, se sigue obteniendo la diferencia en el rango de movimiento angular de la rodilla ($p = 0,018$). Además, se obtiene una diferencia en la cadera ($p = 0,018$). Sin embargo, en lo que se refiere al tobillo, se obtiene un valor de $p = 0,237$, lo que indica que se debe conservar la hipótesis nula.

Un resultado interesante del estudio realizado es que no se han obtenido diferencias significativas en ninguno de los parámetros del tobillo, lo cual indica que el uso del andador SIMBIOSIS no afecta en gran medida la cinemática de esta articulación.

Considerando la rodilla, igualmente no se observan diferencias significativas en los parámetros K1 y K4. Considerando los demás parámetros, algunas ponderaciones son relevantes:

- K2. Este parámetro está fuertemente relacionado con la carga dinámica durante el período de recepción de la carga en el inicio de la fase de apoyo. La flexión de rodilla actúa amortiguando el impacto de la pierna oscilante. De la literatura, [106], se obtiene que al caminar a una menor velocidad, se disminuye el impacto y, consecuentemente, la máxima flexión en la respuesta a la carga. Esta reducción de la flexión máxima en la respuesta a la carga se observa en la marcha con andador que es, como se ha mencionado anteriormente, más lenta que la marcha libre. Además, al estar apoyado sobre la estructura del dispositivo, parte de esta recepción de la carga o del peso del sujeto se hace en los soportes de los antebrazos generando un patrón oscilatorio de fuerzas de interacción que será abordado con detalle en el Capítulo 4.
- K3. De la misma manera, en la literatura se observa que, en general, en el caso de una marcha a menor velocidad, además de una menor flexión en la respuesta a la carga, se obtiene una menor extensión subsiguiente. De esta manera, se vuelve a obtener lo esperado en el caso de la marcha con andador.
- K5. La reducción de la máxima flexión en la fase de oscilación al caminar con menor velocidad (como es la marcha con andador) es compatible con lo obtenido en la literatura, [106, 107, 76].
- K6. La reducción del rango total de movimiento en la rodilla es consecuencia directa de las reducciones observadas en los parámetros anteriormente mencionados. De esta manera, se obtiene de los datos adquiridos experimentalmente una reducción del rango de movimiento al utilizar el andador.

La articulación de la cadera sufre modificaciones significativas no sólo relacionadas con la disminución de la velocidad de marcha, sino también debido a la postura adoptada durante la marcha asistida. Como se observa en la tabla 3.7, hay una reducción significativa en la extensión máxima en la fase de apoyo (H3) acompañada de una reducción consecuente en el rango de movimiento de la articulación (H6).

3.4. Estudio de las fuerzas de reacción verticales en la marcha asistida

Como se ha mencionado en el capítulo anterior, Ishikura presenta en [93] un análisis del peso soportado por el andador en la marcha asistida. El andador utilizado en el estudio de Ishikura es un dispositivo pasivo con apoyo en antebrazos diseñado para el soporte parcial del peso del sujeto. Los resultados obtenidos son el cambio en la forma de la señal de fuerzas de reacción en el suelo, además de comprobar que el grado de apoyo del sujeto está directamente relacionado con el ángulo de flexión de la cadera. Definiendo un modelo simple del troco y de los miembros superiores en el plano sagital (véase la figura 3.15), Ishikura obtiene una expresión matemática (ecuación 3.4) que da la relación entre este ángulo de flexión y el valor máximo del peso descargado sobre las piernas del usuario o la fuerza de reacción con el suelo máxima durante la marcha.

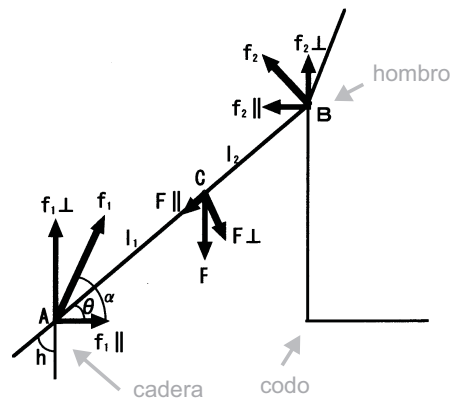


Figura 3.15: Modelo biomecánico utilizado en los cálculos de la fuerza de reacción en el suelo en la marcha con andador.

$$\frac{GRF}{BW} = F - \frac{l_1}{l_1 + l_2} \cdot F \cdot \cos(90 - h) \cdot \cos(90 - h) + F_l \quad (3.4)$$

donde GRF (*Ground Reaction Forces*) es la fuerza de reacción en el suelo, BW (*Body Weight*) es el peso del sujeto, F es la relación entre el peso del grupo superior (sin considerar los brazos) y el peso total del sujeto (BW), h es el ángulo de inclinación de la cadera y F_l es la relación entre el peso de las piernas y el peso total del sujeto.

Ishikura parte de la aproximación de que durante la marcha con el andador la forma de onda de las fuerzas medidas en el suelo son muy planas y que se aproximan al valor obtenido en el caso estático en el cual el usuario solamente apoya su peso sobre el andador pero no realiza la marcha. Este modelo descrito anteriormente es evaluado con 7 usuarios en los cuales se observa poca diferencia

entre el valor calculado con las ecuaciones y el valor obtenido durante la marcha con andador (véase la figura 3.16). Como se puede observar el aumento de la flexión de la cadera resulta en una reducción en la fuerza de reacción en el suelo debido al aumento en el componente de apoyo en los soportes de brazos del andador.

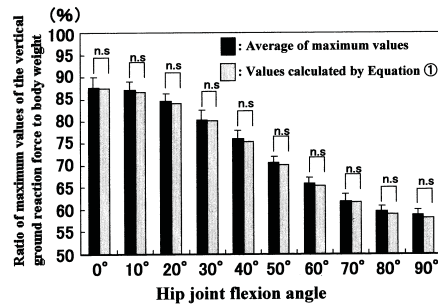


Figura 3.16: Comparación entre el valor obtenido con el modelo matemático y las fuerzas medidas en el experimento con usuarios.

El autor, además, presenta un estudio relacionado con el cambio en la forma de onda de la señal de la fuerza de reacción en el suelo (véase la figura 3.17). Por un lado, el apoyo en el suelo se ve reducido en amplitud debido a la componente de apoyo sobre la estructura del andador.

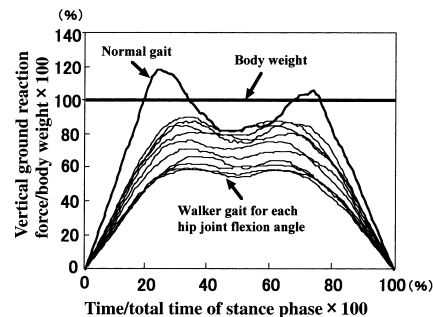


Figura 3.17: Forma típica de las fuerzas de reacción en el suelo durante la marcha normal.

Por otro lado, el doble pico característico de la forma de onda de las fuerzas de reacción es disminuido debido a la restricción en el movimiento horizontal del centro de masas del sujeto y la disminución de la velocidad de marcha. Esto se debe, primeramente, a la postura adoptada por el usuario al guiar el andador y la consiguiente reducción en la componente vertical del movimiento del tronco del sujeto. Consecuentemente, la aceleración vertical del CoM, principal causante del doble pico anteriormente mencionado, se ve reducida. A esto hay que sumar la reducción de la velocidad de marcha al utilizar el andador que también contribuye

a la reducción del movimiento vertical del centro de masas. Ishikura menciona que en estudios realizados anteriormente se ha observado que si la velocidad de marcha es inferior al 70 % de la velocidad natural, el doble pico deja de ser significativo. En el caso de sus experimentos, la velocidad media con andador adoptada por los sujetos ha sido de 68,9 % de la velocidad en marcha libre.

Sin embargo, no se ha realizado un estudio cuantitativo de la reducción del movimiento del centro de masas del sujeto durante la marcha asistida por andador. De esta manera, se ha presentado en [108] un estudio cuantitativo del movimiento vertical del tronco del sujeto en la marcha asistida por andadores con la finalidad de complementar el estudio previamente realizado por Ishikura. Los resultados presentados en la sección siguiente son parte de un estudio preliminar de la marcha asistida realizado con el fin de comprobar las afirmaciones encontradas en la literatura.

Utilizando la posición de dos marcadores puestos en la espalda del sujeto (C7 y PSIS) se hace la estimación de la posición instantánea del centro de masas del tronco. Esta estimación se hace con base en la tabla antropométrica presentada en [109]. Al mismo tiempo, se hace la medición de las fuerzas de reacción en el suelo (GRF) y el cómputo de la velocidad de marcha del sujeto. Los experimentos se realizan con tres sujetos en cinco repeticiones de marcha asistida y libre (sin andador). Ninguna indicación de velocidad es dada al sujeto durante los experimentos de manera que se obtenga la velocidad natural de marcha de cada usuario con y sin andador con la finalidad de observar si la reducción en la velocidad es similar a la obtenida en [93].

Resultados experimentales y discusión Considerando las fuerzas de reacción en el suelo, se observa en la figura 3.18 la reducción tanto en la amplitud, debido a la descarga parcial del peso sobre el andador, como en la forma de los picos, debido a la reducción de la componente vertical de la aceleración del centro de masas del sujeto. Como se observa en la misma figura, algunos sujetos apoyan una mayor fracción de su peso en el andador. Sin embargo el porcentaje del peso aplicado por cada persona es constante en las cinco repeticiones realizadas, como se puede notar en la pequeña desviación estándar en la señales. Además, a diferencia de los experimentos realizados por Ishikura en [93], en algunos casos se sigue observando el doble pico en la marcha asistida por el andador, aunque con amplitud bastante reducida.

En la figura 3.19 se observa la reducción del movimiento del centro de masas del sujeto debido a la postura adoptada por el mismo en la marcha con el andador. En todos los casos, como era esperado, se nota la clara reducción del desplazamiento horizontal del centro de masas del tronco en la marcha asistida. Como en el caso anterior se observa poca dispersión de los datos en los experimentos realizados con los tres sujetos.

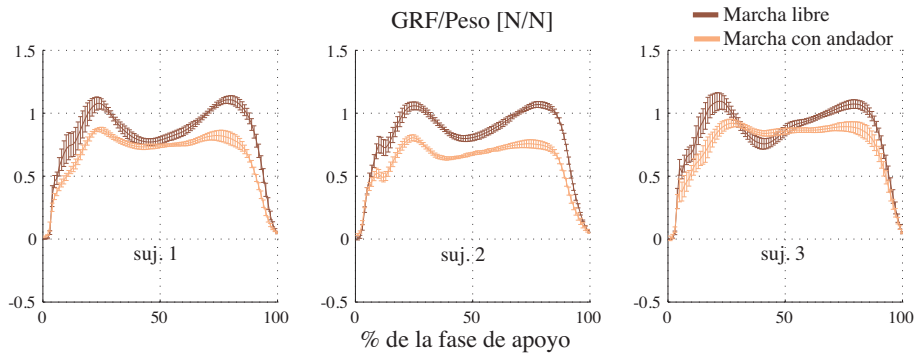


Figura 3.18: Fuerzas de reacción en el suelo durante la marcha normal y asistida.

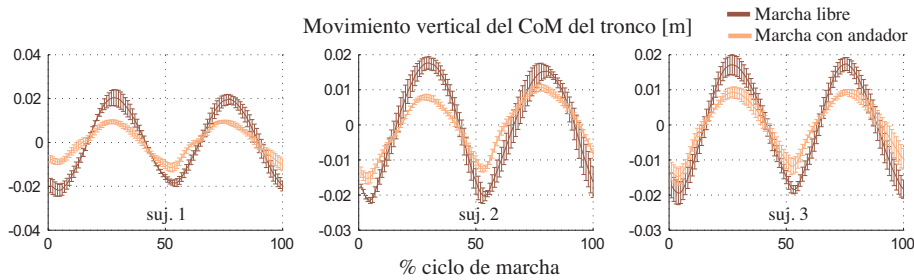


Figura 3.19: Desplazamiento del centro de masas de los tres sujetos en los experimentos.

De manera más objetiva, la tabla 3.8 presenta los datos referentes a las dos principales causas (según lo indicado en [93]) del cambio en la forma de las fuerzas de reacción: la disminución del movimiento del centro de masas del tronco y la reducción en la velocidad de marcha.

Tabla 3.8: Comparación de parámetros de la marcha normal y asistida por el andador.

	Suj.	Marcha normal	Marcha asistida	$\frac{M.normal}{M.asistida}$
Amplitud de movimiento del CoM del tronco [$10^{-1}m$]	1	$0,435 \pm 0,054$	$0,225 \pm 0,024$	51,8 %
	2	$0,399 \pm 0,026$	$0,262 \pm 0,020$	65,7 %
	3	$0,400 \pm 0,027$	$0,250 \pm 0,030$	62,4 %
Velocidad media de marcha [m/s]	1	$1,1998 \pm 0,085$	$0,9073 \pm 0,053$	75,6 %
	2	$1,2318 \pm 0,065$	$0,9766 \pm 0,042$	79,3 %
	3	$1,1939 \pm 0,035$	$0,8773 \pm 0,047$	73,5 %

Como se observa, en ambos casos hay una clara reducción en ambos parámetros. En el caso de la amplitud del movimiento del centro de masas del tronco, la reducción observada está entre el 51 % - 66%. Sin embargo, en el caso de la velocidad, se observa que la reducción está entre el 73 % y 79 %, resultado un

poco distinto a lo indicado por Ishikura en su estudio, en el cual la velocidad de la marcha asistida estaba por debajo del 70 % de la velocidad natural de marcha. Dado que en ambos estudios se han realizado experimentos con sujetos sanos y jóvenes, una posible causa de esta diferencia puede ser el andador utilizado. Finalmente, en el caso de las dos variables observadas, hay poca dispersión de los datos, indicando la buena consistencia y repetitividad en los experimentos.

3.5. Conclusiones

En este capítulo, se ha presentado el estudio biomecánico de la marcha asistida por el andador SIMBIOSIS. Dada a la existencia de pocos trabajos sobre la caracterización de la marcha asistida por andador, en especial considerando andadores de cuatro ruedas con apoyos en antebrazos, el trabajo presentado en este capítulo es bastante novedoso y los resultados presentados son de gran interés en lo que se refiere a la obtención de parámetros de comparación para el estudio de la marcha asistida en sujetos con patologías relacionadas con la marcha.

Considerando el estudio de la cinemática, se ha realizado el análisis de parámetros espacio-temporales y de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital. En lo que se refiere a la caracterización espacio-temporal, se ha observado una reducción general de la velocidad de marcha del sujeto al caminar con el dispositivo. Sin embargo, se ha constatado experimentalmente que esta reducción no afecta de forma significativa las relaciones cadencia-velocidad y longitud de paso-velocidad adoptadas para caminar. Además, se ha observado que las fases de apoyo y oscilación en la marcha se han mantenido dentro de los valores esperados para la velocidad de marcha realizada.

En cuanto a la cinemática articular, se ha observado que la reducción de la velocidad al caminar, la disminución de la carga en las extremidades inferiores y la postura adoptada afectan directamente a ciertos parámetros de las articulaciones de la rodilla y cadera. En la primera articulación, diferencias estadísticamente significativas han sido observadas en el mecanismo de la recepción de la carga al principio de la fase de apoyo y una reducción de la flexión máxima en la oscilación y del rango de movimiento. En la cadera, se ha observado una flexión menor en la fase de apoyo y un menor rango de movimiento. Además, la modificación en la postura adoptada ha causado la modificación en la flexión en el despegue del pie.

A pesar de que el estudio ha estado más centrado en los parámetros cinemáticos de la marcha, se han abordado las fuerzas verticales de reacción en el suelo con el fin de constatar las reducciones tanto en amplitud como en el patrón oscilatorio relatadas en la literatura. En los estudios encontrados, se asumía que estas reducciones eran fruto de una menor velocidad de marcha y de una reducción del movimiento del centro de gravedad del sujeto debido a la postura adoptada al ca-

minar con el andador. Estas afirmaciones han sido verificadas experimentalmente y se han observado patrones coincidentes con lo relatado en la literatura.

De esta manera, una vez realizado el estudio y la caracterización de la marcha asistida, en el Capítulo 4 se realizará el estudio de los parámetros de interacción hombre-máquina obtenidos con los subsistemas sensoriales instalados en el andador.

Capítulo 4

Caracterización de la interacción hombre-máquina en marcha con el andador SIMBIOSIS

4.1. Introducción

En este capítulo se realiza la caracterización cuantitativa de parámetros que describen la interacción entre el usuario y el andador durante la marcha asistida. Primeramente, se hace el estudio de las fuerzas de interacción entre usuario y andador en el tren superior (brazos y tronco). Para ello se ha desarrollado el subsistema de medición de fuerzas en el tren superior que consiste en la instalación de sensores tridimensionales basados en galgas extensométricas en los apoyos de antebrazos del andador.

De este primer subsistema de medida de fuerzas se identifican tres componentes principales. La primera componente está relacionada con vibraciones de la estructura debido a irregularidades tanto en el suelo como en las ruedas del dispositivo. Estas componentes deben ser eliminadas en tiempo real sin causar un retardo considerable en la señal.

Debido al elevado grado de apoyo aplicado de manera natural por el usuario sobre la estructura del andador, se observa la reflexión de ciertas pautas de marcha a partir de las cuales se obtienen parámetros descriptivos de la marcha del sujeto. Esta segunda componente permite realizar, por un lado, la caracterización de la marcha asistida de forma ambulatoria, añadiendo la posibilidad de realizar un acompañamiento continuado de la evolución de terapias y de la rehabilitación de un sujeto. Por otro lado, el conocimiento continuo del estado en el que se encuentra el sujeto ofrece la posibilidad de desarrollar estrategias de control más

seguras y robustas.

Finalmente, se hace la descripción y extracción de una tercera componente, que contiene las intenciones de marcha del sujeto que utiliza el andador, es decir, se trata de eventos transitorios en las señales de fuerza relacionados con las intenciones de guiado del andador. Estas componentes son discriminadas de las señales de fuerza a través de la propuesta de un nuevo método de filtrado.

Este primer subsistema de fuerzas constituye entonces el primer canal cognitivo de interacción hombre-máquina.

Sin embargo, una medida más directa de las evoluciones de los miembros inferiores del sujeto ofrecen también información valiosa sobre la interacción hombre-máquina. En este contexto se ha planteado el segundo subsistema de medida embarcado en el andador. El estudio realizado en este capítulo ofrece la posibilidad de caracterizar tanto parámetros de la marcha del sujeto como de la evolución y desplazamiento del andador a partir de la medida de la distancia entre los pies del sujeto y el dispositivo. Es interesante resaltar en esta introducción que en el marco de esta tesis doctoral se han desarrollado las estrategias de obtención de parámetros a través de las señales de distancia entre los pies y el andador y no se ha centrado en el desarrollo del sistema electrónico propiamente.

4.2. Modelado de la interacción hombre-máquina en el tren superior

Para la caracterización de la interacción hombre-máquina a través del intercambio de fuerzas en el tren superior (brazos y tronco) se ha realizado un sistema de medida basado en galgas extensométricas reemplazando los manillares convencionales del andador. Así, se presenta la concepción del subsistema de medición de fuerzas en miembros superiores y tronco.

4.2.1. Concepción y propuesta del subsistema de medición de fuerzas en el tren superior

El dispositivo desarrollado en este trabajo está basado en un andador convencional adaptado para ofrecer un mayor soporte físico al usuario. Ese soporte es importante especialmente para personas mayores o con cierto grado de discapacidad que experimentan inestabilidad en el caminar o en el mantenimiento de la posición de bipedestación.

Los andadores en general ofrecen más puntos de contacto con el suelo que la marcha no asistida. La fase de oscilación es crítica para personas con problemas de estabilidad en la marcha ya que se produce solamente el contacto de un pie con el suelo en la marcha sin andador. Al utilizar un andador de cuatro ruedas, además de la pierna en fase de apoyo, las cuatro ruedas siempre se encuentran en

contacto con el suelo ampliando, de forma considerable, la base de sustentación de importancia en los casos de inestabilidad dinámica por balanceo durante la marcha.

Además se han considerado algunas mejoras que pueden ser establecidas sobre los andadores convencionales y avanzados presentes en la literatura que emplean tradicionalmente apoyo de manos. En el andador SIMBIOSIS, se ha conseguido un mayor grado de apoyo con respecto a los manillares convencionales mediante plataformas de apoyo de los antebrazos (figura 4.1) proporcionando más superficie de contacto con el dispositivo y un mejor acoplo mecánico entre el usuario y el andador. Se trata de mejorar la estabilidad general del sujeto, especialmente de su tronco. Se consigue así reducir la longitud de los apoyos del tronco y disminuir en buena medida los movimientos descontrolados de la articulación más débil y distante del tronco, la muñeca.



Figura 4.1: Andador SIMBIOSIS.

Estos apoyos de antebrazos actúan, además, disminuyendo la carga sobre los miembros inferiores, ya que parte del peso total del sujeto está soportado por la estructura mecánica del dispositivo a través del apoyo de antebrazos. Esto facilita el movimiento de los miembros inferiores y consecuentemente la marcha del usuario. La figura 4.2 ilustra la situación presentada.

Una vez modificada la estructura del andador, se ha incorporado sensores de fuerza con el objetivo de realizar la caracterización de la interacción hombre-máquina en la marcha asistida. Se ha optado por instalar dos tipos de sensores por cada apoyo de antebrazo - un sensor uniaxial y un sensor biaxial. De esta

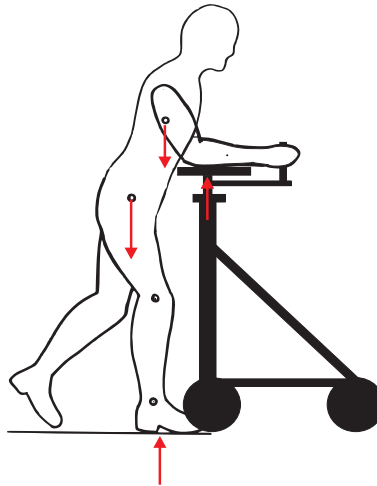


Figura 4.2: Disminución de la carga sobre los miembros inferiores a través de la instalación de los apoyos de antebrazo.

manera, al independizar los tres ejes de medición de fuerzas, se ha conducido un estudio para obtener la mejor posición de los sensores en la estructura del dispositivo.

Inicialmente, se había optado por la instalación de los sensores uniaxiales debajo de los apoyos de antebrazos y de los biaxiales en las empuñaduras del dispositivo como se muestra en la figura 4.3. Sin embargo, se ha concluido a través de la realización de experimentos que dicha configuración no era la más adecuada para la aplicación desarrollada. Se ha observado que gran parte de las fuerzas de interacción (y no sólo de apoyo) eran aplicadas directamente debajo de los apoyos de los antebrazos donde es más significativo el soporte de peso del sujeto.

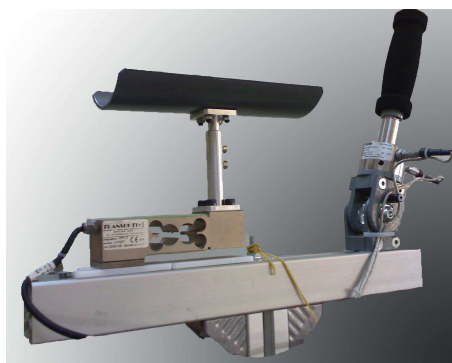


Figura 4.3: Conjunto dinámico lateral del andador SIMBIOSIS.

En otras palabras, se ha concluido que sería interesante adquirir todas las fuerzas en el mismo punto y considerar el antebrazo y la mano como un elemento

rígido y único. Así se ha modificado la plataforma de adquisición de fuerzas de manera que se obtengan las fuerzas en los tres ejes en el mismo punto de apoyo.

Los criterios utilizados en la selección de los sensores de fuerza, así como la caracterización de los mismos se presentan en el Apéndice A.

4.2.2. Estudio preliminar: Validación de la interfaz básica

Tanto la selección como el calibrado y la caracterización de los sensores de fuerza (ver Apéndice A) instalados en la plataforma de apoyo de los antebrazos como los experimentos preliminares, que serán discutidos en esta sección, forman parte de un estudio inicial del proyecto SIMBIOSIS realizado en el marco de esta tesis doctoral.

En dicho estudio, el objetivo ha sido identificar, de manera cualitativa, información relevante relacionada con la interacción física hombre-máquina y así describir este intercambio de fuerzas durante la marcha asistida. De esta manera, se han conducido algunos experimentos preliminares con sujetos sin ningún tipo de patología o afección relacionadas con la marcha. Estos experimentos y sus resultados serán presentados a continuación.

De esta manera, se define en la figura 4.4, los ejes y nombres de todas las fuerzas adquiridas en la plataforma del andador.

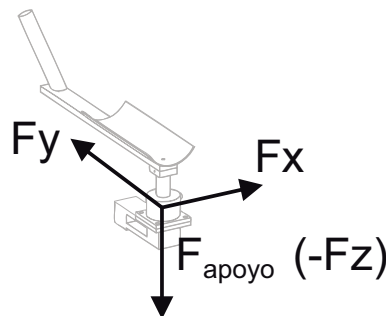


Figura 4.4: Relación de las fuerzas de apoyo y la marcha del usuario.

El objetivo original del subsistema de medición de fuerzas en el grupo superior es la identificación de gestos o posturas que estén relacionados con las intenciones del usuario en el guiado del dispositivo. Conforme a lo esperado, se ha observado experimentalmente en los datos obtenidos de los sensores de fuerza señales características de eventos de guiado del dispositivo. Las señales de fuerza referentes a eventos de inicio/fin de marcha y giros, por ejemplo, fueron identificadas en experimentos realizados en el laboratorio de análisis de movimiento, midiendo de forma síncrona las fuerzas en los sensores instalados en el andador y la posición del mismo en el espacio.

Para la obtención de la posición del andador, se ha instrumentado el dispositivo con seis marcadores (tres en cada lado) sensibles a la luz infrarroja conforme

indica la figura 4.5. Con los marcadores instalados en el dispositivo, se ha obtenido la posición tridimensional del andador en el espacio.

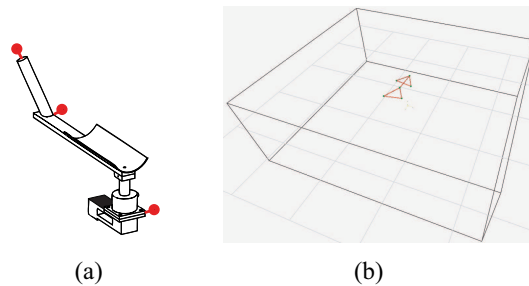


Figura 4.5: (a) Diagrama indicando la posición de los reflectores instalados en un apoyo de antebrazo del andador. (b) Espacio de trabajo y estructura del andador captada por el sistema de fotogrametría IR.

Así, se han realizado experimentos con cinco usuarios que deberían realizar trayectorias preestablecidas dentro del espacio de trabajo con la finalidad de obtener una relación cualitativa de dichas trayectorias con las fuerzas aplicadas sobre los apoyos de antebrazos. La figura 4.6 es un ejemplo del informe generado en los experimentos en el cual se observa la evolución temporal de las fuerzas y del ángulo de giro del andador

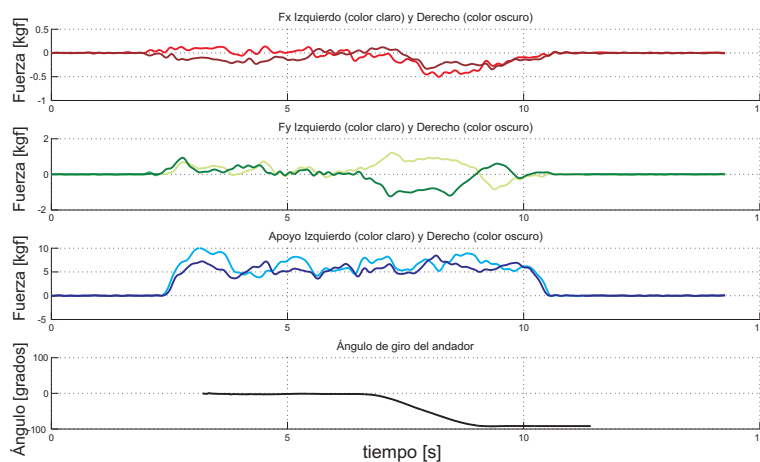


Figura 4.6: Informe generado en los experimentos preliminares en un giro a la derecha.

De este estudio preliminar se han identificado entre los sujetos ciertas similitudes en las señales de fuerza durante la ejecución de las tareas, sobre todo en la ejecución de giros, como el par de fuerzas F_y en los apoyos derecho e izquierdo. Igualmente, se ha observado, de manera cualitativa, ciertas diferencias entre sujetos indicando una manera personal de caminar con el dispositivo durante las pruebas.

Sin embargo, como el usuario aplica una fracción importante de su peso sobre la estructura del andador a través de los apoyos de antebrazos, se ha observado que las señales provenientes de los sensores de fuerza contienen más información que los comandos de guiado.

En las pruebas piloto del dispositivo, se han obtenido en el eje vertical de los apoyos de antebrazo fuerzas como las presentadas en la figura 4.7. En estas señales se identifican, primeramente, una componente de tipo continuo relacionada con el grado de apoyo del sujeto.

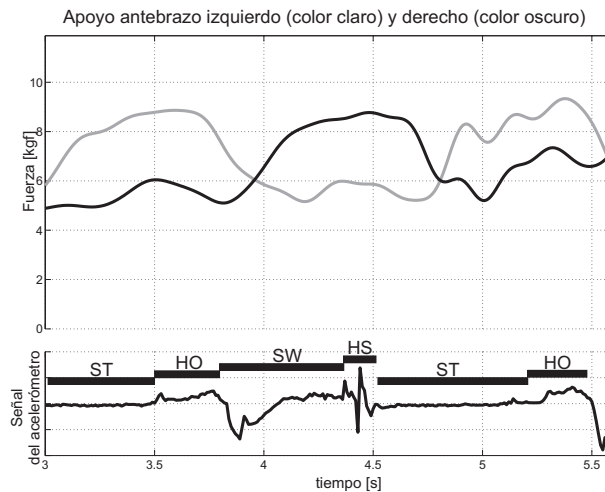


Figura 4.7: Relación de las fuerzas de apoyo y la marcha del usuario.

Aunque estas componentes de tipo continuo son interesantes para la valoración de la postura del sujeto y la identificación del grado de apoyo o asimetrías en la marcha, hay una segunda componente de tipo oscilatorio resultado de la variación lateral del apoyo durante la marcha. Como se presenta a continuación, esta segunda componente contiene información importante relacionada con la marcha del usuario.

Como en el caso anterior, la amplitud de la componente oscilatoria también está influenciada por el grado de apoyo del sujeto sobre la estructura y el peso del mismo. Se nota, además, el patrón alterno desfasado aproximadamente 180 grados entre las fuerzas en los lados derecho e izquierdo. De manera intuitiva se ha asociado esta componente a la pauta de marcha del sujeto.

Para verificar dicha afirmación, además de los sensores de fuerza se ha introducido en el sistema un acelerómetro uniaxial debidamente instalado en el talón de la zapatilla del pie derecho de tres sujetos que deberían andar con el dispositivo. De esta manera se pudo captar una referencia precisa en el ciclo de marcha.

En estas pruebas se han obtenido resultados que indican gran correspondencia de las señales obtenidas de los sensores de fuerza con la marcha humana. En la

figura 4.7 se muestran en detalle unos resultados típicos obtenidos y el gran reflejo de la marcha humana en los apoyos de antebrazo. Efectivamente, la cadencia de la marcha se refleja en todas las fuerzas adquiridas, pero no de la manera tan clara como la que se nota en los apoyos de antebrazo. Por esta razón, se ha analizado principalmente las fuerzas aplicadas sobre los apoyos de antebrazo en este experimento.

De la señal del acelerómetro ha sido posible identificar las fases y subfases de la marcha según el modelo de Winter, [76]: apoyo (ST, *stance*), despegue del talón (HO, *heel-off*), la fase de oscilación (SW, *swing*) y el contacto de talón (HS, *heel-strike*).

La evolución vista en los apoyos de antebrazo es resultado directo del mecanismo interno de control motor humano de equilibrio y estabilidad durante la marcha. En un estudio presentado por David A. Winter, [76], referencia en el análisis de la marcha humana, se puede observar (figura 4.9) la evolución del centro de gravedad (*CoG* en la misma figura) de una persona durante la marcha.

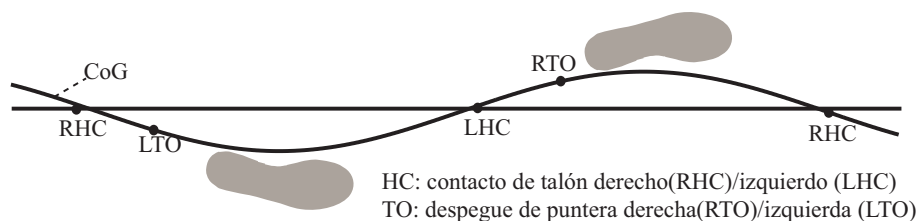


Figura 4.8: Evolución del centro de gravedad durante la marcha humana normal (Adaptación de figura presentada originalmente por Winter).

En el caso de la marcha con el andador SIMBIOSIS, se observa directamente el reflejo de la oscilación del centro de gravedad sobre los apoyos de antebrazo generando el patrón oscilatorio y la relación antifase entre los apoyos derecho e izquierdo mostrados anteriormente en los experimentos (figura 4.7).

De esta manera, se ha presentado en [110] un estudio cualitativo preliminar en el cual se observa que la suma de las señales de apoyo en antebrazos presenta un comportamiento oscilatorio bastante similar a la evolución lateral del centro de gravedad del sujeto en la marcha asistida. Este resultado, aunque preliminar, es importante para el desarrollo que se conduce en las secciones que siguen.

Como se observa en la figura 4.7, el apoyo se incrementa de forma más significativa durante la fase en la cual la pierna ipsilateral oscila debido a la ausencia de contacto con el suelo. Sin embargo, en el lado contralateral, se observa un pequeño pico creciente en la fuerza en la fase final de la oscilación debido al apoyo aplicado sobre la estructura del andador al frenar la pierna oscilante. Estos datos dan una idea de la gran relación existente entre las fases de la marcha y ciertas componentes observadas en las señales de fuerzas de interacción.

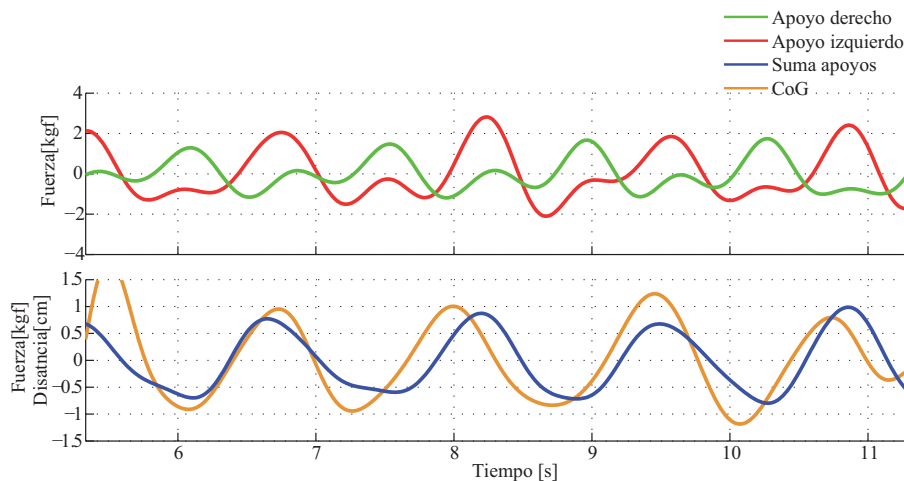


Figura 4.9: Evolución de las fuerzas de apoyo y de la componente lateral del centro de gravedad durante la marcha asistida.

Conclusiones preliminares

Una vez realizados estos experimentos iniciales, se ha confirmado la validez de la interfaz de medición de fuerzas en el tren superior. Se han detectado los posibles parámetros a obtener del sistema de fuerzas. Por un lado, se encuentran componentes relacionadas con la marcha humana, fundamentalmente en las pautas oscilatorias obtenidas en los sensores, sobre todo en los ejes verticales por el soporte parcial del peso del usuario. Por otro lado, se identifican componentes transitorias que están relacionadas con comandos de guiado (inicio y fin de marcha, giros, etc.). Los resultados de estos experimentos preliminares y la concepción del subsistema de fuerzas han sido publicados en [111, 1, 112, 113, 110, 41], y están recogidos con más detalles en el Trabajo de Investigación Tutelado, [114], realizado en el año de 2008 en la Universidad de Alcalá, bajo la tutela del Prof. Dr. Manuel Mazo Quintas y la dirección del Prof. Dr. Ramón Ceres Ruiz.

Se han conducido, posteriormente, experimentos más rigurosos en los cuales se busca describir de manera cuantitativa los parámetros anteriormente presentados y clasificarlos con el objetivo de caracterizar y modelar la interfaz de fuerzas entre el sujeto y el dispositivo. Estos experimentos, seguidos de sus resultados, serán descritos a continuación.

En la sección 4.2.3, se realiza la extracción de parámetros relacionados con la pauta y las fases de la marcha. A continuación, en la sección 4.2.4 se extraen y caracterizan las componentes de las señales de fuerzas que describen las intenciones de guiado aplicadas por el sujeto, identificando eventos transitorios de la marcha asistida, como inicio, fin y giros, entre otros.

4.2.3. Estimación y cuantificación de parámetros de la marcha

Conforme se ha mencionado anteriormente, para la evaluación de ciertas herramientas de rehabilitación, para la detección de situaciones de riesgo, así como para la mejora en el control de dispositivos de ayuda, es importante obtener ciertos parámetros de marcha de forma continua, durante el uso del dispositivo y no sólo durante el análisis de la marcha en un laboratorio o clínica de rehabilitación.

Tal como se presentó en el capítulo 3, el análisis de la marcha humana está bastante difundido en la literatura. Tradicionalmente, es posible obtener los parámetros de la marcha humana a través de sensores instalados en el entorno de análisis, como es el caso de los laboratorios de análisis de movimiento, [115], o bien a través de la instrumentación de los miembros inferiores del usuario con elementos inerciales basados en acelerometría o giróscopos, [116]. Sin embargo, para medir de manera continua es importante utilizar métodos que requieran la mínima instrumentación del entorno o del sujeto.

Del estudio preliminar presentado anteriormente, se ha concluido que los sensores de fuerza ofrecen información mas allá de los comandos de guiado. Debido al diseño del andador, existe una fuerte conexión física entre el usuario y el dispositivo a través de las plataformas de apoyo de antebrazo. Consecuentemente, analizando las fuerzas medidas en el subsistema, es posible la identificación de ciertos componentes como el nivel de soporte, los efectos de la lateralidad, [110], ciertos comandos de guiado, [1], y componentes periódicos que están fuertemente correlacionados con el proceso de marcha.

Considerando el plano sagital, durante la marcha el tronco del sujeto, y consecuentemente su centro de masas, se mueve en ambas direcciones: vertical y horizontal, [76]. En el caso en el cual el sujeto se encuentra soportado por el dispositivo de asistencia, dicho movimiento se disminuye (tal como se ha observado en la sección 3.4), y se obtiene una componente oscilatoria en los sensores de fuerza del andador.

Alwan et al. demuestra en [96] que es posible determinar ciertos eventos de la marcha, como el contacto inicial del talón y el despegue de puntera de los datos de sensores de fuerza y par instalados en un andador. De la misma manera, se propone como primer objetivo la mejora en la detección precisa de las fases de apoyo y oscilación en marcha asistida. Este objetivo implica detectar el inicio de las fases de apoyo y oscilación de cada pie en todos los momentos, es decir, los contactos iniciales de los talones y el despegue de las punteras.

Esta información es muy valiosa para determinar los instantes de máxima estabilidad (doble apoyo) del sujeto durante la marcha asistida. Considerando el caso del control motorizado de las ruedas del andador es importante saber los momentos correctos para realizar cambios bruscos en las consignas de control (cambio de sentido, por ejemplo). Durante la fase de doble apoyo se disminuye el riesgo de caída durante la marcha con andador, [96].

El segundo objetivo es la estimación continua de la cadencia. Esta información es importante para el estudio de la marcha asistida. Conociendo la cadencia de forma precisa y el desplazamiento del andador (por medio de encoders, por ejemplo) es posible estimar los demás parámetros espaciales y temporales de la marcha, como la velocidad, las longitudes de paso y de zancada. Esta información es interesante no sólo para el estudio de la marcha. Además también pueden ser utilizados como indicadores de la calidad de la marcha, para evaluar la evolución de una terapia de rehabilitación o también como índices de riesgo de caída.

Detección precisa de los instante de contacto de talón y despegue de puntera en marcha asistida

Anteriormente, en este capítulo, se ha presentado de forma cualitativa una relación entre las fuerzas aplicadas en los apoyos de antebrazo y las fases de la marcha. En esta sección, se ha desarrollado una metodología para determinar de manera precisa dos importantes eventos de la marcha: el contacto de talón (o *Heel-strike*, HS) y el despegue de la puntera (*Toe-off*, TO).

Utilizando las señales de fuerzas y basándose en el estudio presentado anteriormente que relaciona la evolución del centro de gravedad del sujeto y estas fuerzas, se presenta en la figura 4.10 el diagrama de bloques utilizado para la detección de los dos eventos de la marcha - *HS* y *TO*. Como se observa en los experimentos realizados anteriormente (figura 4.9) existe una gran correlación entre las componentes verticales de las fuerzas medidas en los apoyos de antebrazos y el movimiento del CoG del usuario. De esta manera, la componente total de la fuerza vertical (F_T) es empleada para el estudio de los eventos de la marcha del usuario del dispositivo.

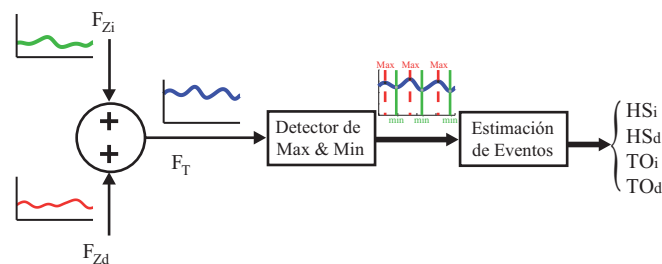


Figura 4.10: Preprocesado empleado anteriormente al algoritmo de estimación de *HS* y *TO*. La componente vertical de ambos sensores (izquierdo - F_{Zi}) y derecho - (F_{Zd}) son sumadas obteniéndose la señal F_T . Esta señal resultante pasa, entonces, por un algoritmo de estimación de eventos basado en la detección de máximos y mínimos.

F_T oscila debido al movimiento del centro de gravedad del sujeto y está compuesta con una componente continua asociada con la cantidad de peso aplicado por el sujeto sobre la estructura del andador (véase la figura 4.11). En la marcha

asistida, aparte de los dos apoyos de antebrazo, el peso del sujeto es soportado de forma alterna por una o dos piernas dependiendo de si el sujeto está en fase de apoyo simple o doble. Por esta razón, durante la fase de doble apoyo, la fuerza F_T disminuye debido a que el peso se distribuye por las dos piernas del usuario. En el caso contrario, F_T aumenta en el apoyo simple cuando una de las piernas oscila. Así, la identificación del inicio y fin de doble apoyo o de cambio de fases de marcha (apoyo-oscilación-apoyo) en cada pierna pasa por la determinación de los instantes de máximos y mínimos locales de la curva F_T : TO se asocia con un mínimo, mientras que el HS con un punto de máximo.

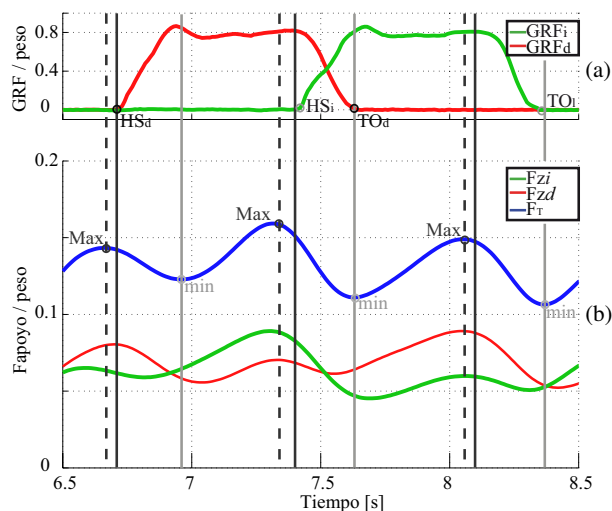


Figura 4.11: (a) Fuerzas de reacción en el suelo (GRF) normalizadas según el peso del usuario, donde GRF_d y GRF_i se corresponden a las fuerzas de reacción del pie derecho e izquierdo respectivamente. Los instantes de contacto del talón (HS_d y HS_i) y despegue de puntera (TO_d y TO_i) están señalados. (b) Razón entre las fuerzas en los apoyos y el peso del sujeto (F_{zd} y F_{zi}). F_T representa la fuerza total en el eje z. Puntos locales de máximos (Max) y mínimos (min) de la curva F_T han sido señalados. Las líneas discontinuas representan la corrección aplicada entre el punto de máximo y el contacto real del talón.

Como se puede observar en la figura 4.11, se utiliza como referencia la señal de fuerzas de reacción en el suelo. Esto se debe al hecho de que esta es la señal que ofrece mayor precisión en la determinación de los instantes de inicio y fin de contacto del pie con el suelo por ser una medida directa del evento. En esta misma figura se aprecia que en el punto de máximo de la curva F_T ocurre algunos milisegundos antes del contacto del talón (HS). Este fenómeno se debe al hecho de que el punto de máximo esfuerzo para frenar la pierna oscilante justo antes del contacto del pie con el suelo ocurre antes del instante del contacto.

Esto no es necesariamente una desventaja, pues, (i) se puede detectar el contacto del talón de forma anticipada y (ii) se puede estimar linealmente este ins-

tante a través de una relación lineal del tipo $\delta_t \simeq \alpha \cdot v_{marcha}$, donde v_{marcha} es la velocidad de marcha del sujeto y δ_t es la diferencia temporal entre el instante de máximo y el contacto del talón.

Para la validación de la detección precisa de los instantes de HS y TO basándose en los máximos y mínimos de la curva de fuerza de reacción en los apoyos de antebrazo, se han adquirido las fuerzas en los apoyos de antebrazo y las de reacción en el suelo de dos sujetos sin ningún tipo de patología asociada a la marcha. Diez repeticiones fueron realizadas por cada sujeto sumando un total de 40 pasos sobre las plataformas dinamométricas. Los datos obtenidos de estos experimentos son analizados a continuación.

Inicialmente, se ha realizado un estudio de la correlación entre la detección temporal de los instantes de HS y TO estimados utilizando los apoyos de antebrazos y la medida directa de las fuerzas de reacción en el suelo. Como se puede observar en la figura 4.12, se obtienen índices de correlación de 0.99864 y 0.99819 para la estimación del TO y HS respectivamente. Este primer resultado indica que la metodología propuesta es válida y que existe una relación bastante lineal entre el instante real de los eventos y los valores estimados.

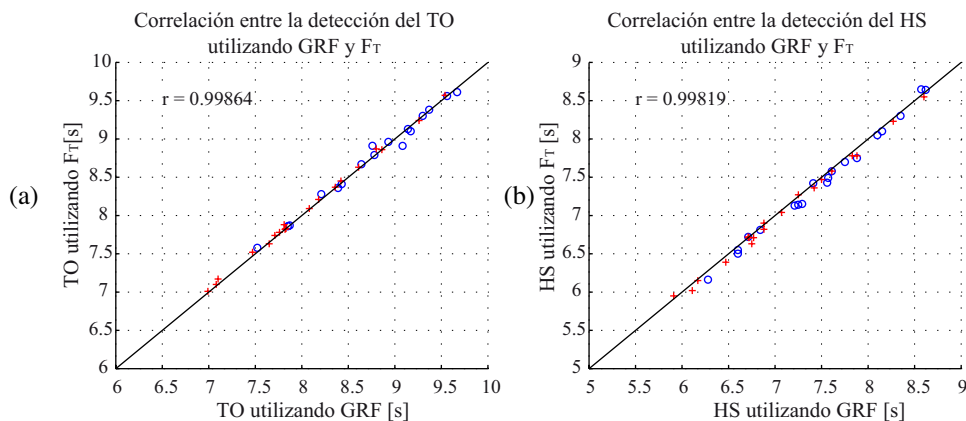


Figura 4.12: + Usuario 1, o Usuario 2, (a) Correlación de la detección de TO utilizando GRF y F_T . (b) Correlación de la detección de HS utilizando GRF y F_T .

Además, de los experimentos realizados, se obtienen errores medios de estimación de $(-23,50 \pm 46,10) \text{ ms}$ y $(46,75 \pm 50,60) \text{ ms}$ para TO y HS. Estos resultados son positivos considerando, por un lado, el tiempo total de ciclo (aproximadamente de 1.5 s de media). En este caso, se obtienen errores para el TO de $(-0,55 \pm 1,85) \%$ y $(1,35 \pm 2,77) \%$ para el HS. Cabe resaltar que valores negativos de error indican una detección anticipada del evento.

Por otro lado, comparando los resultados con una aplicación actual y bastante similar encontrada en la literatura, se obtienen errores sustancialmente menores. Alwan et al. presenta en [96] un método para la identificación de HS y TO midien-

do las fuerzas o pares de reacción en los manillares de un andador instrumentado. En su trabajo, la estimación del instante de HS se hace a partir de la detección de máximos en la medida de los pares en el eje transversal en el manillar del andador. Una vez estimado el instante de HS, el autor utiliza la metodología descrita por él como la regla del 60 % que se basa en una marcha ideal, [117], y define que la fase de apoyo corresponde al 60 % del ciclo de marcha. Como el HS marca el inicio de la fase de apoyo y el TO su fin, el autor define que el TO ocurre en un intervalo de tiempo ($t = 0,6 \cdot T_{ciclo}$) después de la estimación del HS, utilizando el ciclo de marcha anterior como referencia para el tiempo total de ciclo (T_{ciclo}). Aunque el valor del tiempo de ciclo se vaya actualizando a cada ciclo finalizado, no hay evidencias de que la relación de la duración de la fase de apoyo relativa al ciclo sea igual al 60 %. De hecho este valor es aceptado solamente como un valor aproximado bajo unas condiciones de marcha no asistida y a velocidad preferida. La tabla 4.1 presenta una comparación del método desarrollado en esta tesis y el estudio presentado en [96].

Tabla 4.1: Coeficientes de correlación (r), media (m) y desviación estándar (Std) del error entre los instantes de TO y HS y error porcentual. Comparación de los resultados presentados por Alwan et al. y los de este trabajo.

Método	Evento	r	m [ms]	Std	m [%]	Std
Trabajo actual	TO	0.9986	-23.50	46.10	-0.55	1.85
	HS	0.9981	46.75	50.60	1.35	2.77
Alwan et al.	TO	0.9992	53.54	42.60	4.10	2.75
	HS	0.9990	67.27	50.38	5.27	3.66

Estimación continua de la cadencia

En esta sección se presenta un método para la obtención de la cadencia en la marcha asistida por andadores a través de la medición de fuerzas de interacción entre el sujeto y el dispositivo. La información de cadencia es importante para realizar el estudio o la observación espacio-temporal continuada de la marcha humana asistida. A continuación se presenta la técnica utilizada para la estimación y el seguimiento de la cadencia.

Estimación adaptativa de la cadencia En este trabajo, se propone el *Weighted-Frequency Fourier Linear Combiner (WFLC)* como el método para la estimación continua de la cadencia de marcha a través de las fuerzas de interacción hombre-máquina. El WFLC es un algoritmo adaptativo que es capaz de ajustarse a una entrada periódica utilizando un modelo sinusoidal, estimando su amplitud, frecuencia y fase. La técnica se basa en IEEE-STD-1057, un estándar para el ajuste de ondas sinusoidales en observaciones discretas en el tiempo.

Riviere extendió las características del filtro FLC (*Fourier Linear Combiner*), un filtro tipo *notch* adaptativo originalmente propuesto para la cancelación de ruido, [118], de manera que éste pudiera adaptarse también a los cambios de frecuencia del movimiento por medio de una modificación del algoritmo de mínimos cuadrados (LMS), [119]. La adaptación de los parámetros del modelo, en este caso los coeficientes de Fourier, se realiza a través de la utilización de un algoritmo recursivo de mínimos cuadrados (*Least-Mean-Square* - LMS). Esta adaptación ha extendido el uso del WFLC a otras aplicaciones. Por ejemplo, E. Rocon presenta en [120] la utilización del WFLC para la estimación del movimiento tembloroso en la aplicación de una ortesis activa para la cancelación del temblor patológico en miembro superior. El algoritmo WFLC ofrece, entre otras ventajas, una salida de fase cero y de bajo coste computacional, posibilitando su implementación en tiempo real.

Anteriormente, se ha discutido que, debido al soporte parcial del peso del usuario, las fuerzas verticales en cada uno de los apoyos de antebrazos presentan gran correlación con las fases de marcha. Para la estimación de la cadencia, estas fuerzas son combinadas. Como el algoritmo está diseñado para adaptarse a la frecuencia dominante de una señal, [119], es importante realizar un filtrado para aislar la banda de frecuencia en la cual la cadencia de marcha se encuentra. De esta manera, se ha utilizado el filtro paso-banda (1-2Hz) de quinto orden tipo Butterworth presentado en la figura 4.13.

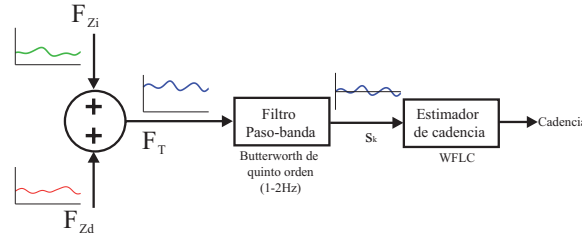


Figura 4.13: Etapa de preprocesado empleada antes del algoritmo de estimación. El componente vertical de ambos apoyos de antebrazos son sumados y pasados por un filtro paso-banda para el acondicionamiento de la señal. La señal resultante es utilizada para la estimación de cadencia a través del algoritmo WFLC.

La recursividad del WFLC minimiza el error ε_k entre la entrada s_k y la señal del modelo armónico, ecuación 4.1. Se asume que la señal de interacción de fuerzas medida por los sensores puede ser modelada matemáticamente como una señal sinusoidal pura de frecuencia ω_{0_k} más M armónicos, [121].

$$\varepsilon_k = s_k - \sum_{r=1}^M [w_{r_k} \sin(r\omega_{0_k} k) + w_{r_k+M} \cos(r\omega_{0_k} k)] \quad (4.1)$$

En la implementación del WFLC, se utiliza un algoritmo de mínimos cuadra-

dos para adaptar recursivamente el valor de ω_{0_k} , proporcionando una estimación instantánea de la frecuencia:

$$\omega_{0_{k+1}} = \omega_{0_k} - 2\mu\varepsilon_k \frac{\partial\varepsilon_k}{\partial\omega_{0_k}} \quad (4.2)$$

$$\frac{\partial\varepsilon_k}{\partial\omega_{0_k}} = -k \sum_{k=1}^M \left[w_{r_k} \cos \left(r \sum_{t=1}^k \omega_{0_t} \right) - w_{r_k+M} \sin \left(r \sum_{t=1}^k \omega_{0_t} \right) \right] \quad (4.3)$$

El algoritmo WFLC es formulado de la siguiente manera: la ecuación 4.4 representa una señal sinusoidal de frecuencia fundamental, ω_{0_t} . El error utilizado para realizar la adaptación está descrito en la ecuación 4.5. Los pesos de frecuencia y amplitud actualizados según el algoritmo de mínimos cuadrados (*Least Mean Square - LMS*), [118], están descritos en las ecuaciones 4.6 y 4.7 respectivamente.

$$x_{r_k} = \begin{cases} \sin \left(r \sum_{t=1}^k \omega_{0_t} \right), & 1 \leq r \leq M \\ \cos \left(r \sum_{t=1}^k \omega_{0_t} \right), & M + 1 \leq r \leq 2M \end{cases} \quad (4.4)$$

$$\varepsilon_k = s_k - \mathbf{W}_k^T \mathbf{X}_k - \mu_b \quad (4.5)$$

$$\omega_{0_{k+1}} = \omega_{0_k} + 2\mu_0\varepsilon_k \sum_{r=1}^M r (w_{r_k} x_{M+r_k} - w_{M+r_k} x_{r_k}) \quad (4.6)$$

$$\mathbf{W}_{k+1} = \mathbf{W}_k + 2\mu_1\varepsilon_k \mathbf{X}_k \quad (4.7)$$

De esta manera, el algoritmo propuesto tiene cinco parámetros para ser ajustados: el número de armónicos del modelo, M , que es normalmente fijado en 1, la frecuencia instantánea de inicialización, $\omega_{0,0}$, los pesos de actualización de amplitud y frecuencia, μ_0 y μ_1 , y el peso de sesgo, μ_b , para compensar derivas de baja frecuencia, [119]. Estos parámetros fueron ajustados para estimar la frecuencia de la señal de fuerzas preprocesada en la entrada que es la cadencia de la marcha humana.

Metodología experimental Para la validación experimental del método de estimación de cadencia propuesto, se ha solicitado a tres sujetos que anduvieran en una cinta tipo tapiz rodante mientras utilizaban el andador. Durante los experimentos, la velocidad de marcha se mantuvo constante durante 60 segundos y fue manualmente cambiada para validar la capacidad del algoritmo WFLC en seguir la cadencia de marcha en distintas velocidades. Tres velocidades fueron utilizadas en los experimentos: 2, 3 y 4 Km/h. Las fuerzas aplicadas en las plataformas de apoyo de antebrazos fueron adquiridas a 1 KHz y almacenadas para el análisis futuro.

Los experimentos se han realizado en el laboratorio de análisis de movimiento. Cuatro marcadores fueron ubicados en los pies de los usuarios (véase la figura

4.14c). Durante los experimentos, los datos cinemáticos referentes a las posiciones de los pies fueran adquiridos por las seis cámaras sensibles a la luz infrarroja a 250Hz para la obtención de una señal de cadencia de referencia estable para comparar con la estimación realizada por el algoritmo propuesto. La figura 4.14 ilustra el esquema experimental utilizado para la validación experimental.

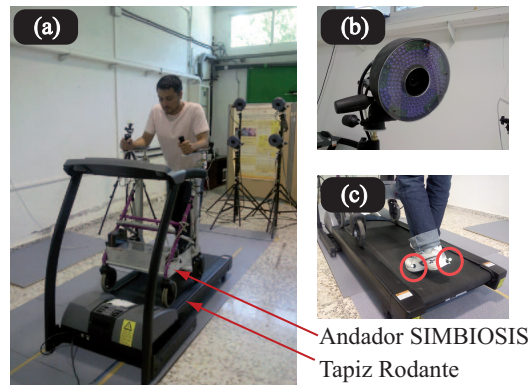


Figura 4.14: Metodología experimental. (a) Imagen estática del experimento. (b) Cámaras infrarroja. (c) Ubicación de marcadores en en los pies del sujeto.

Como en las situaciones anteriores, ambos sistemas de adquisición están sincronizados a través de una señal de RF. La figura 4.15 ilustra de manera esquemática la arquitectura de adquisición empleada en estos experimentos de validación.

La componente en la dirección de avance (eje x en la referencia del sistema de análisis de movimientos) del movimiento de los pies es usada para obtener la señal de referencia de cadencia. Considerando la referencia del sistema de fotogrametría presentado en la figura 4.16a, cuando la componente x de la evolución de los pies llega al punto de mínimo local 4.16b, se indica el contacto inicial del pie y consecuentemente el inicio de la fase de apoyo. Este evento puede ser determinado de manera automática por el cruce por cero de la señal derivada de los componentes x de la evolución de ambos pies. La cadencia, entonces, medida en número de pasos por unidad de tiempo, es obtenida de forma discreta midiendo el tiempo entre dos eventos consecutivos de la marcha. En este caso, la cadencia es determinada a través de la inversa del intervalo temporal entre dos contactos iniciales de uno de los pies. Los resultados de la estimación de la cadencia utilizando el algoritmo WFLC y las señales de fuerza son presentados y comparados con esta cadencia de referencia.

Resultados y Discusión Conforme se ha mencionado, el algoritmo WFLC posee cinco parámetros que deben ser ajustados: el número de armónicos, M , que normalmente se fija a 1, la frecuencia instantánea de inicialización, $\omega_{0,0}$, los pesos de actualización de amplitud y frecuencia, μ_0 y μ_1 , y el peso de sesgo, μ_b ,

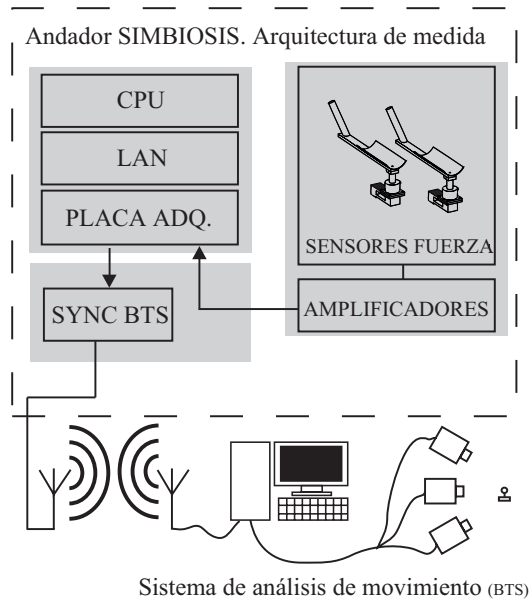


Figura 4.15: Arquitectura de adquisición utilizada en los experimentos. El *PC/104-Plus* y su tarjeta de adquisición son responsables de la conversión A/D de los sensores de fuerza y proporcionan las señales de sincronía con el laboratorio de análisis de movimiento. Este último está equipado con las seis cámaras IR brindando la evolución espacio-temporal de los pies del sujeto.

que en este caso a sido fijado a cero, toda vez que debido al filtrado paso-banda no se observan derivas de baja frecuencia. El parámetro $\omega_{0,0}$ fue fijado a 1 Hz, la frecuencia de corte inferior del filtro Butterworth y, de esta manera, el valor mínimo que puede alcanzar la cadencia en los experimentos propuestos.

Para el ajuste de los parámetros μ_0 y μ_1 , se probaron diversas combinaciones buscando la minimización del Error Cuadrático Medio (MSE, *Mean Square Error*). La ecuación del error utilizado se presenta en la ecuación 4.8. La Tabla 4.2 presenta los valores ajustados de μ_0 y μ_1 para los tres sujetos, además del MSE obtenido en los experimentos.

$$MSE = \sum_{k=1}^n \frac{\sqrt{f_{c_k}^2 - \hat{f}_{c_k}^2}}{n} \quad (4.8)$$

Donde f_{c_k} y \hat{f}_{c_k} son las cadencias medidas y estimadas, respectivamente, en la muestra k , considerando n como el número total de muestras de un determinado experimento.

Una vez ajustados los parámetros, la figura 4.17 ilustra un ejemplo de la cadencia estimada y la referencia con el sistema de fotogrametría y el error porcentual instantáneo descrito en la ecuación 4.9. Como puede ser observado en las curvas, el error es máximo en el inicio de los experimentos, durante el tiempo de

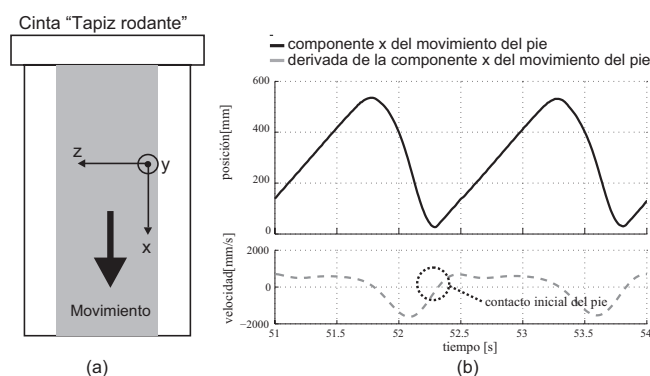


Figura 4.16: (a) Definición de los ejes y (b) la evolución de los pies del sujeto en la dirección x empleada para el cálculo de la señal de referencia para la cadencia. El cruce por cero de la señal derivada de la componente x de la progresión de los pies es utilizado para la obtención de la cadencia con el sistema de fotogrametría.

Tabla 4.2: Parámetros ajustados para cada sujeto y el Error Cuadrático Medio obtenido.

Sujeto	μ_0	μ_1	MSE [Hz]
1	$1,290 \cdot 10^{-5}$	$3,200 \cdot 10^{-2}$	$3,188 \cdot 10^{-2}$
2	$1,200 \cdot 10^{-5}$	$2,150 \cdot 10^{-2}$	$3,931 \cdot 10^{-2}$
3	$4,800 \cdot 10^{-6}$	$2,000 \cdot 10^{-2}$	$5,404 \cdot 10^{-2}$

estabilización del algoritmo.

$$\%E_k = \frac{|f_{c_k} - \hat{f}_{c_k}|}{f_{c_k}} \cdot 100\% \quad (4.9)$$

Se considera superado el tiempo de estabilización una vez que el error instantáneo $\%E_k$ se encuentra por debajo de 5%. En el caso presentado en la figura 4.17, el tiempo de estabilización es de 2.749 s. Para los otros dos sujetos, se ha obtenido un tiempo de estabilización similar al presentado (3.053 s y 4.132 s para los sujetos 2 and 3 respectivamente). Una vez que el algoritmo ofrece valores de salida estables, la estimación de cadencia es bastante precisa incluso en los instantes en los cuales se introducen los cambios de velocidad en el tapiz rodante. En el caso de la figura 4.17, los cambios de velocidad ocurren en los instantes $t=70$ s y $t=130$ s. Como se observa, el algoritmo ofrece el seguimiento de cadencia con poco error en estos instantes igualmente.

El estudio presentado en esta sección es importante no sólo para la estimación en tiempo real de la cadencia con las señales de fuerza. Como se observará en la sección siguiente, es importante saber la frecuencia de los pasos del sujeto de manera a estimar y eliminar la componente de fuerzas debido a la marcha humana en todos los ejes de los sensores de fuerza. De esta manera, se podría realizar el filtrado selectivo de esta componente para obtener las fuerzas debidas

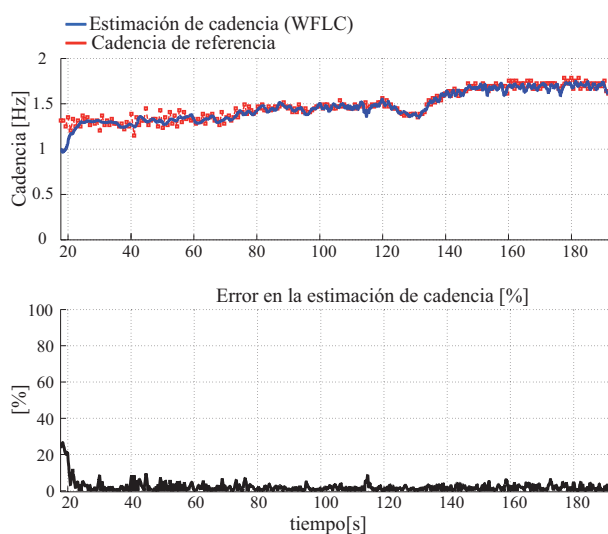


Figura 4.17: Curva de aprendizaje (*learning curve*): cadencia de referencia versus estimada con el algoritmo WFLC y el error instantáneo de estimación.

a otros eventos de la interacción hombre-máquina en la marcha asistida.

4.2.4. Eventos transitorios relacionados con intenciones de guiado

Antes de iniciar el estudio de las señales de fuerza relacionadas con los gestos, posturas y los comandos de guiado es importante definir una serie de conceptos que serán usados en esta sección.

Inicialmente, conviene realizar un análisis más detallado de las señales obtenidas en el subsistema de medición de fuerzas en el grupo superior. La figura 4.18 muestra un ejemplo típico de las señales obtenida de un experimento.

Como se puede observar en la figura 4.18, aparte de las dos componentes relacionadas con las fases de marcha y las intenciones de guiado, hay una componente de frecuencia más alta que sólo se presenta durante la etapa del experimento en la cual el sujeto se mueve con el dispositivo. Esta componente se observa especialmente en el eje y (dirección de avance) de las señales de fuerza y está relacionada con las imperfecciones en el suelo o excentricidades en las ruedas del andador, originando vibraciones en la estructura. Debido a la alta sensibilidad de los sensores de fuerza instalados en el andador, estas componentes indeseadas son captadas.

De esta manera, para la obtención de las componentes de fuerza relacionadas con las intenciones de guiado aplicadas por el usuario, se propone el método de doble filtrado, presentado en la figura 4.19. Por un lado, la etapa de filtrado superior elimina las componentes de alta frecuencia relacionadas con las imperfecciones de las ruedas o las irregularidades del terreno. Por otro, la etapa inferior estima las componentes de las señales de fuerza relacionadas con la pauta de marcha del sujeto. Para ello, se utiliza un filtro selectivo y adaptativo ajustado

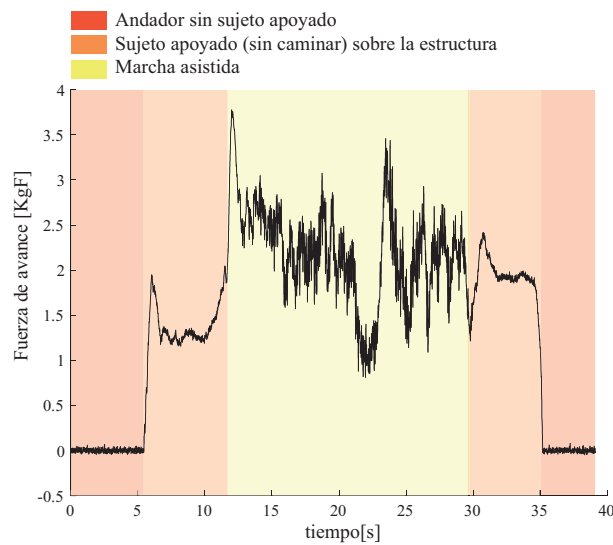


Figura 4.18: Datos originales obtenidos del eje y (dirección de avance) del sensor de fuerza del lado derecho de la plataforma de medición.

a la frecuencia de la cadencia (obtenida con la técnica WFLC) del sujeto. En las secciones siguientes se presentan el diseño y la validación de estas dos etapas de filtrado de la señal.

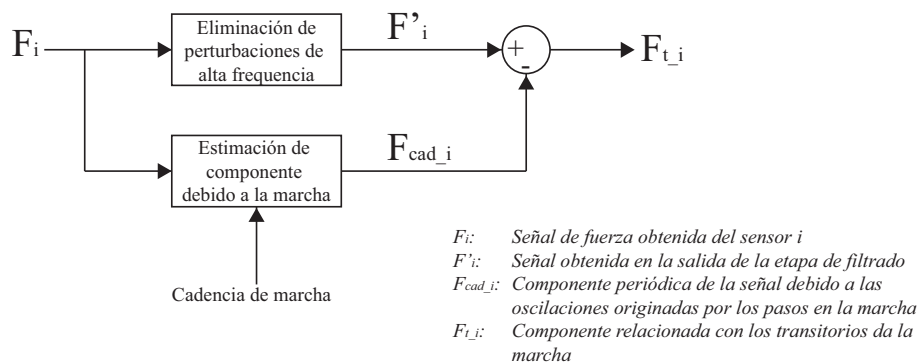


Figura 4.19: Doble filtrado utilizado para la extracción de las componentes de las señales de fuerza relacionadas con las intenciones de guiado del dispositivo.

Eliminación de las perturbaciones de alta frecuencia

Anteriormente, las señales de alta frecuencia fueron ignoradas y se han eliminado empleando filtros conocidos como *Zero-phase forward and reverse digital filtering*, [122]. Estos filtros son implementados en dos fases. La primera, de forma causal, avanzando en el tiempo, y la segunda, de forma no causal, filtran los datos

de forma inversa en el tiempo. De esta manera se obtienen filtros con fase zero y con excelentes características de magnitud.

Evidentemente, debido a la no causalidad, estos filtros sólo pueden ser empleados en el procesamiento *off-line* de los datos. De esta manera, para la identificación de los parámetros de la marcha asistida conviene el estudio de técnicas de filtrado que puedan ser implementadas en tiempo real.

Los filtros recursivos clásicos siempre introducen una diferencia de fase importante entre la señal de entrada y la de salida, provocando un retardo temporal en la señal filtrada. Esa situación no es deseada en casos como el presentado en esta tesis doctoral, en los cuales un retraso muy elevado en la señal de salida podría originar un problema práctico importante en la respuesta del sistema de marcha asistida. Si suponemos una versión motorizada del andador SIMBIOSIS, el retraso procedente del filtrado de las señales se sumaría a los retrasos introducidos por los clasificadores o sistemas de control utilizados para la determinación de los comandos a ser ejecutados por el sistema motor.

Si, por un lado, debido a la problemática presentada, conviene buscar técnicas de filtrado más eficientes, por otro, considerando que el dispositivo desarrollado lleva una electrónica empotrada se debe dar importancia al coste computacional de estas técnicas. De esta manera se han estudiado e implementado filtros g-h¹ para la eliminación de estas componentes indeseadas de forma eficiente y sin introducir retardos importantes en las señales medidas.

Filtros g-h Los filtros g-h son filtros recursivos muy simples, basados en estimadores de segundo orden que estiman la posición y velocidad de un objeto utilizando un modelo dinámico en donde la referencia a seguir se mueve a velocidad constante. Aunque el modelo dinámico suponga un sistema de velocidad constante, puede que la referencia no se mueva así. Sin embargo, como los movimientos humanos son lentos y con aceleraciones muy pequeñas, [123], y utilizando una tasa de muestreo elevada, la asunción de velocidad constante es bastante razonable. Por ejemplo, en su tesis doctoral, E. Rocon, [120], propone la utilización de filtros g-h para la extracción de movimientos voluntarios en usuarios con temblor patológico y la utilización de estos movimientos para el control de una ortesis activa de miembro superior.

De esta manera, se presentan las *ecuaciones g-h de actualización o filtrado*, (4.10) (4.11), que ofrecen la actualización de la posición y velocidad de un objeto.

$$\hat{x}_{k|k} = \hat{x}_{k|k-1} + g_k(y_k - \hat{x}_{k|k-1}) \quad (4.10)$$

$$\hat{\dot{x}}_{k|k} = \hat{\dot{x}}_{k|k-1} + h_k\left(\frac{y_k - \hat{x}_{k|k-1}}{T}\right) \quad (4.11)$$

¹En la literatura, los filtros g-h también son conocidos como filtros $\alpha - \beta$.

Donde, x y \dot{x} son la posición y la velocidad del objeto, $\hat{x}_{i|j}$ y $\hat{\dot{x}}_{i|j}$ son las estimaciones de la posición y velocidad en el instante i utilizando la medición realizada en el instante j . Los parámetros g_k e h_k son los parámetros con los cuales se atribuye un mayor o menor peso a la medida, y_k . En general, estos parámetros dependen del tiempo de muestreo. Finalmente, T simboliza el periodo de estimación, que en este caso es igual al periodo de muestreo.

Por lo general, no interesa conocer el valor de $\hat{x}_{k|k}$ y si $\hat{x}_{k+1|k}$. De esta manera, se presentan las *ecuaciones g-h de predicción*, en las cuales se asume un movimiento de velocidad constante, ecuaciones 4.12 y 4.13.

$$\hat{\dot{x}}_{k+1|k} = \hat{\dot{x}}_{k|k} \quad (4.12)$$

$$\hat{x}_{k+1|k} = \hat{x}_{k|k} + T\hat{\dot{x}}_{k+1|k} \quad (4.13)$$

Combinando las cuatro ecuaciones anteriores, se obtienen las *ecuaciones g-h de predicción y filtrado*.

$$\hat{\dot{x}}_{k+1|k} = \hat{\dot{x}}_{k|k-1} + \frac{h_k}{T}(y_k - \hat{x}_{k|k-1}) \quad (4.14)$$

$$\hat{x}_{k+1|k} = \hat{x}_{k|k-1} + T\hat{\dot{x}}_{k+1|k} + g_k(y_k - \hat{x}_{k|k-1}) \quad (4.15)$$

Finalmente, considerando criterios de estabilidad, de la literatura se obtiene que los filtros g-h son estables siempre que se cumplan las condiciones presentadas en la ecuación 4.16, [124].

$$\begin{cases} g > 0 \\ h > 0 \\ 4 - 2g - h > 0 \end{cases} \quad (4.16)$$

Como se puede observar de las ecuaciones 4.14 y 4.15, el método de filtrado empleado es de simple implementación siendo bastante razonable su empleo en aplicaciones embarcadas como la diseñada en este trabajo. El ajuste de los filtros depende únicamente de la selección de los parámetros g_k e h_k que pueden ser constantes, o pueden variar a lo largo del tiempo, como en el caso del *Filtro de Kalman*, [125].

En este trabajo se utilizarán los filtros g-h con coeficientes constantes (i.e., $g_k = g$ y $h_k = h$) manteniendo el criterio del bajo coste computacional de los algoritmos de filtrado. De esta manera, el problema del ajuste adecuado del filtro g-h se resume a la selección de los parámetros g y h .

En la literatura hay varias métricas para la elección de los parámetros de filtros g-h. Algunas de ellas serán evaluadas a continuación.

Filtro Benedict-Bordner El filtro Benedict-Bordner está concebido para minimizar el error transitorio de predicción para una variación de velocidad de tipo escalón en la referencia que se está siguiendo, [126]. El error de estimación transitorio es definido como el error producido en la estimación del filtro cuando hay un cambio brusco en la velocidad de la referencia.

Considerando la minimización presentada por los autores en [126], la selección óptima del parámetro h es dada por la ecuación 4.17

$$h = \frac{g^2}{2 - g} \quad (4.17)$$

Sin embargo, los autores no presentan una metodología para la selección del parámetro g . La selección de dicho parámetro se debe hacer, por un lado, considerando las ecuaciones de estabilidad (4.16) presentadas anteriormente. Por otro lado, se debe obtener una métrica para la selección del parámetro g de manera que el filtrado sea eficiente y no introduzca una sobre amortiguación en la señal deseada. La métrica para la optimización en la selección del parámetro g en este caso y en el de los demás filtros analizados en este trabajo será presentada más adelante en este capítulo.

Cabe resaltar que según las ecuaciones de los filtros g - h presentadas anteriormente el parámetro T también influye en el rendimiento del filtro. En este caso, como se ha optado por una frecuencia de muestreo de 1 KHz para todos los subsistemas integrados en el andador, se ha dejado fijo este parámetro en $T = \frac{1}{1000} s$.

Filtro críticamente amortiguado Como el propio nombre del filtro indica, en el caso de este filtro, los parámetros g y h son seleccionados de manera que la respuesta del filtro sea críticamente amortiguada, [124]. El fundamento de esta técnica de selección de los parámetros del filtro se basa en estimar la posición futura según una recta que mejor se ajusta a todos los puntos medidos hasta el momento. Considerando una aproximación óptima para el ajuste de esta recta, se podría utilizar la minimización del error por el método de mínimos cuadrados según la ecuación 4.18.

$$e = \sum_{n=0}^N \epsilon_n^2 = \sum_{n=0}^N (\hat{x}_n - y_n)^2 \quad (4.18)$$

El principal problema de esta solución es que se asigna un peso idéntico a todas los datos anteriores y a la última muestra. Para eliminar este problema, se propone una modificación que da mayor importancia a los errores más recientes, según la ecuación 4.19, conocida por ajuste por mínimos cuadrados descontados.

$$e_D = \sum_{r=0}^N \theta^r \epsilon_{n-r}^2 \quad (4.19)$$

Donde el factor de peso θ es dado por $0 \leq \theta \leq 1$.

De esta manera, realizadas ciertas simplificaciones matemáticas, presentadas en [124], se obtiene que los parámetros g y h de las ecuaciones de los filtros g-h son dados por:

$$\begin{cases} g=1 - \theta^2 \\ h=(1 - \theta)^2 \end{cases} \quad (4.20)$$

Aparte de esto, otra ventaja conseguida es que no es necesario almacenar todos los datos anteriores para la predicción como sería necesario en el método de los mínimos cuadrados.

Igualmente que en el caso del filtro Benedict-Bordner solamente hay que seleccionar un parámetro (θ) en el diseño del filtro.

Selección y optimización de los filtros Para la selección de los parámetros en los filtros g-h mencionados anteriormente, se ha empleado una métrica que determina el error de la señal filtrada con los filtros propuestos en relación a una señal de referencia. Esta señal de referencia ha sido obtenida empleando los filtros conocidos por *Zero-phase forward and reverse digital filtering*, presentados al principio de esta sección. La construcción no causal de estos filtros hace que estos sean óptimos para el procesamiento *off-line* de los datos toda vez que no introducen ningún tipo de retraso en la señal filtrada. De esta manera que se pueden emplear filtros de alto orden sin el problema asociado del desfase en la señal filtrada.

Para la determinación de la expresión a ser utilizada para el error, se debe tener en cuenta, por un lado, la velocidad con que los algoritmos propuestos responden a los cambios en las señales de fuerza y, por otro, la suavidad de la señal de salida. De esta manera, se ha empleado la formulación conocida como Error Cinemático de Seguimiento (*ECS*), presentado en la ecuación 4.21.

$$ECS = \sqrt{|\overline{\varepsilon}|^2 + \sigma^2} \quad (4.21)$$

Donde, $|\overline{\varepsilon}|$ es valor medio del error absoluto de la señal filtrada en relación a la señal de referencia y σ^2 es la varianza de la estimación de la referencia. De esta manera, $|\overline{\varepsilon}|$ representa una medida de lo rápido que se ajusta la señal filtrada a la señal de referencia y σ^2 es una medida de la suavidad de la señal filtrada.

Siguiendo esta aproximación, las señales obtenidas de experimentos de marcha realizados con cinco sujetos han sido procesadas de manera que se seleccionara los valores óptimos de los coeficientes de cada filtro para obtener el mínimo Error Cinemático de Seguimiento en cada caso y para cada tipo de filtro.

Los experimentos consisten en cinco etapas: (i) apoyarse sobre el andador durante 3-5 segundos, (ii) caminar con el andador en línea recta por un largo pasillo, (iii) realizar un giro de 90 grados, (iv) seguir caminando por un segundo

pasillo, (v) pararse y quedarse apoyado sobre el andador por 3-5 segundos. Se realizaban alternadamente giros a la derecha (GD) y a la izquierda (GI) con el fin de obtener las señales más diversas. Cada experimento se ha repetido tres veces para cada lado, generándose un total de seis experimentos por cada sujeto y treinta señales para la selección de los filtros. Cada experimento tenía una duración de entre 50 y 70 segundos dependiendo de la velocidad de marcha de cada sujeto que ha sido dejada a la elección del mismo. De esta manera se evidencia la gran cantidad de datos utilizada en la selección y optimización de los filtros.

Los valores óptimos de los coeficientes de los filtros, acompañados del *ECS* y del retraso (δ) asociados han sido comparados también con el filtro Butterworth de orden uno, en el cual la frecuencia de corte también ha sido optimizada según el mismo criterio (reducción del *ECS*). Los resultados de este análisis se presentan en la tabla 4.3. Como los experimentos con giros a la derecha y a la izquierda no presentan diferencias significativas en la selección del filtro apropiado para la eliminación de las componentes de alta frecuencia, los resultados de los seis experimentos realizados con cada uno de los cinco sujetos han sido agrupados.

En el estudio presentado en la tabla 4.3 se analizan solamente los resultados de los filtros aplicados sobre los ejes *y* de los sensores de fuerza, debido al hecho de que estas son las señales que más influencia sufren por el ruido introducido por las excentricidades e imperfecciones en las ruedas o irregularidades en el suelo.

Como se puede observar, el *ECS* es muy bajo para todos los filtros empleados. Conforme a lo esperado, las señales filtradas por el filtro de Butterworth de orden 1 presentan los menores *ECS* ($(1,605 \pm 0,3325) \cdot 10^{-1}$), por el hecho de que como este filtro no ofrece una estimación de las señales futuras hay menores sobre-oscilaciones en la señales filtradas. Sin embargo, por esta misma razón, estas son las señales que más retraso presentan en relación con las señales de referencia (cerca de $32ms$ en media).

En el caso de las señales filtradas con el filtro Benedict-Bordner se observa que aplicando los filtros ideales (según la minimización del *ECS*), se obtiene el menor retraso en las señales. Sin embargo, para este filtro así como para el filtro de Butterworth, hay una mayor dispersión en los valores de los coeficientes de los filtros ideales para cada caso cuando se compara con el filtro críticamente amortiguado.

Los valores de *ECS* obtenidos con el filtro críticamente amortiguado son equivalentes a los obtenidos con el filtro Benedict-Bordner ($1,923 \pm 0,4002) \cdot 10^{-1}$ y $(2,014 \pm 0,4194) \cdot 10^{-1}$, respectivamente). Por un lado, el retraso introducido en las señales, aunque menor que los obtenidos por el filtro Butterworth, son mayores que los introducidos por el filtro Benedict-Bordner.

Por otro lado, hay una menor desviación estándar en los coeficientes de los filtros óptimos cuando son comparados con los otros dos métodos, lo que indica que si se emplea el filtro con el coeficiente medio entre todos los experimentos

Tabla 4.3: Comparativa entre los estimadores propuestos y el filtro de Butterworth de orden 1. Valores dados en la forma $\{media \pm deviación\ estándar\}$ para cada sujeto considerando los seis experimentos.

Filtro Butterworth				
Suj.	Sensor	ECS [kgf]	δ [ms]	frecuencia de corte
1	F_{Yder}	$(1,727 \pm 0,1161) \cdot 10^{-1}$	$(3,000 \pm 0,1633) \cdot 10^1$	$(4,233 \pm 0,4298) \cdot 10^0$
	F_{Yizq}	$(1,674 \pm 0,0756) \cdot 10^{-1}$	$(2,967 \pm 0,1247) \cdot 10^1$	$(4,483 \pm 0,3880) \cdot 10^0$
2	F_{Yder}	$(1,093 \pm 0,1219) \cdot 10^{-1}$	$(3,133 \pm 0,2211) \cdot 10^1$	$(3,975 \pm 0,5170) \cdot 10^0$
	F_{Yizq}	$(1,041 \pm 0,1145) \cdot 10^{-1}$	$(3,067 \pm 0,1795) \cdot 10^1$	$(4,283 \pm 0,4870) \cdot 10^0$
3	F_{Yder}	$(1,772 \pm 0,2902) \cdot 10^{-1}$	$(3,167 \pm 0,2809) \cdot 10^1$	$(3,767 \pm 0,6718) \cdot 10^0$
	F_{Yizq}	$(1,772 \pm 0,2638) \cdot 10^{-1}$	$(3,217 \pm 0,1067) \cdot 10^1$	$(3,767 \pm 0,2494) \cdot 10^0$
4	F_{Yder}	$(1,732 \pm 0,2201) \cdot 10^{-1}$	$(3,217 \pm 0,1067) \cdot 10^1$	$(3,458 \pm 0,4522) \cdot 10^0$
	F_{Yizq}	$(1,652 \pm 0,2061) \cdot 10^{-1}$	$(3,217 \pm 0,1067) \cdot 10^1$	$(3,633 \pm 0,2115) \cdot 10^0$
5	F_{Yder}	$(1,771 \pm 0,1740) \cdot 10^{-1}$	$(3,467 \pm 0,1374) \cdot 10^1$	$(3,100 \pm 0,3354) \cdot 10^0$
	F_{Yizq}	$(1,817 \pm 0,1905) \cdot 10^{-1}$	$(3,300 \pm 0,1547) \cdot 10^1$	$(3,500 \pm 0,3266) \cdot 10^0$
Media		$(1,605 \pm 0,3325) \cdot 10^{-1}$	$(3,175 \pm 0,2150) \cdot 10^1$	$(3,820 \pm 0,5885) \cdot 10^0$
Filtro Benedict-Bordner				
Suj.	Sensor	ECS [kgf]	δ [ms]	g
1	F_{Yder}	$(2,194 \pm 0,1455) \cdot 10^{-1}$	$(1,583 \pm 0,1462) \cdot 10^1$	$(2,817 \pm 0,1795) \cdot 10^{-2}$
	F_{Yizq}	$(2,131 \pm 0,0893) \cdot 10^{-1}$	$(1,517 \pm 0,1951) \cdot 10^1$	$(2,900 \pm 0,2828) \cdot 10^{-2}$
2	F_{Yder}	$(1,396 \pm 0,1569) \cdot 10^{-1}$	$(1,933 \pm 0,3902) \cdot 10^1$	$(2,517 \pm 0,3727) \cdot 10^{-2}$
	F_{Yizq}	$(1,333 \pm 0,1414) \cdot 10^{-1}$	$(1,850 \pm 0,4113) \cdot 10^1$	$(2,633 \pm 0,4758) \cdot 10^{-2}$
3	F_{Yder}	$(2,203 \pm 0,4284) \cdot 10^{-1}$	$(1,900 \pm 0,4397) \cdot 10^1$	$(2,425 \pm 0,3521) \cdot 10^{-2}$
	F_{Yizq}	$(2,291 \pm 0,3513) \cdot 10^{-1}$	$(1,933 \pm 0,2134) \cdot 10^1$	$(2,542 \pm 0,2070) \cdot 10^{-2}$
4	F_{Yder}	$(2,105 \pm 0,2947) \cdot 10^{-1}$	$(1,967 \pm 0,1972) \cdot 10^1$	$(2,223 \pm 0,1863) \cdot 10^{-2}$
	F_{Yizq}	$(2,019 \pm 0,2605) \cdot 10^{-1}$	$(1,967 \pm 1,5986) \cdot 10^1$	$(2,292 \pm 0,1170) \cdot 10^{-2}$
5	F_{Yder}	$(2,183 \pm 0,2209) \cdot 10^{-1}$	$(2,383 \pm 0,2544) \cdot 10^1$	$(2,041 \pm 0,1538) \cdot 10^{-2}$
	F_{Yizq}	$(2,284 \pm 0,2446) \cdot 10^{-1}$	$(2,100 \pm 0,3215) \cdot 10^1$	$(2,229 \pm 0,2634) \cdot 10^{-2}$
Media		$(2,014 \pm 0,4194) \cdot 10^{-1}$	$(1,9133 \pm 0,3721) \cdot 10^1$	$(2,469 \pm 0,3781) \cdot 10^{-2}$
Filtro Críticamente Amortiguado				
Suj.	Sensor	ECS [kgf]	δ [ms]	θ
1	F_{Yder}	$(2,124 \pm 0,1447) \cdot 10^{-1}$	$(2,050 \pm 0,2432) \cdot 10^1$	$(9,857 \pm 0,01374) \cdot 10^{-1}$
	F_{Yizq}	$(2,056 \pm 0,0896) \cdot 10^{-1}$	$(1,967 \pm 0,2494) \cdot 10^1$	$(9,850 \pm 0,01528) \cdot 10^{-1}$
2	F_{Yder}	$(1,321 \pm 0,1437) \cdot 10^{-1}$	$(2,533 \pm 0,4988) \cdot 10^1$	$(9,877 \pm 0,02054) \cdot 10^{-1}$
	F_{Yizq}	$(1,262 \pm 0,1311) \cdot 10^{-1}$	$(2,217 \pm 0,3891) \cdot 10^1$	$(9,862 \pm 0,02267) \cdot 10^{-1}$
3	F_{Yder}	$(2,108 \pm 0,3627) \cdot 10^{-1}$	$(2,533 \pm 0,6600) \cdot 10^1$	$(9,882 \pm 0,02340) \cdot 10^{-1}$
	F_{Yizq}	$(2,174 \pm 0,3218) \cdot 10^{-1}$	$(2,617 \pm 0,3184) \cdot 10^1$	$(9,878 \pm 0,01344) \cdot 10^{-1}$
4	F_{Yder}	$(2,035 \pm 0,2687) \cdot 10^{-1}$	$(2,567 \pm 0,3815) \cdot 10^1$	$(9,890 \pm 0,01633) \cdot 10^{-1}$
	F_{Yizq}	$(1,947 \pm 0,2533) \cdot 10^{-1}$	$(2,433 \pm 0,1795) \cdot 10^1$	$(9,883 \pm 0,00745) \cdot 10^{-1}$
5	F_{Yder}	$(2,094 \pm 0,2037) \cdot 10^{-1}$	$(2,967 \pm 0,3543) \cdot 10^1$	$(9,900 \pm 0,01155) \cdot 10^{-1}$
	F_{Yizq}	$(2,177 \pm 0,2495) \cdot 10^{-1}$	$(2,783 \pm 0,3288) \cdot 10^1$	$(9,899 \pm 0,01344) \cdot 10^{-1}$
Media		$(1,923 \pm 0,4002) \cdot 10^{-1}$	$(2,467 \pm 0,4847) \cdot 10^1$	$(9,877 \pm 0,0225) \cdot 10^{-1}$

de todos los usuarios se estaría seleccionando el filtro que más se acerca al filtro ideal particular.

De esta manera, considerando que el valor del ECS es bajo para los tres casos, se debe seleccionar entre el filtro Benedict-Bordner, que ofrece el menor retraso, y el críticamente amortiguado, en el cual el filtro medio es bastante cercano al filtro óptimo para cada sujeto y experimento.

Aparentemente, por el hecho de haber menos dispersión entre los coeficientes del filtro críticamente amortiguado éste parece ser la mejor opción. Sin embargo, esta afirmación no tendría en cuenta la sensibilidad de los dos filtros frente a la variación de los coeficientes seleccionados. De esta manera, para la selección del filtro más adecuado a las señales, es decir, el filtro que presente el mejor ECS y el menor retraso sobre la señal filtrada, se han procesado todos los datos con los valores medios de los coeficientes de los filtros Benedict-Bordner y críticamente amortiguado. Los resultados obtenidos se presentan en la tabla 4.4.

Tabla 4.4: Comparativa entre los estimadores propuestos utilizando los valores medios para los filtros obtenidos para los cinco sujetos en sus seis experimentos. Valores dados en la forma $\{media \pm desviación\ estándar\}$.

Filtro Benedict-Bordner $g = 2,469 \cdot 10^{-2}$			
Suj.	Sensor	ECS [kgf]	δ [ms]
1	$F_{Y\ der}$	$(2,212 \pm 0,1483) \cdot 10^{-1}$	$(1,850 \pm 0,055) \cdot 10^1$
	$F_{Y\ izq}$	$(2,153 \pm 0,8693) \cdot 10^{-1}$	$(1,883 \pm 0,041) \cdot 10^1$
2	$F_{Y\ der}$	$(1,406 \pm 0,1700) \cdot 10^{-1}$	$(1,933 \pm 0,103) \cdot 10^1$
	$F_{Y\ izq}$	$(1,343 \pm 0,1469) \cdot 10^{-1}$	$(1,950 \pm 0,055) \cdot 10^1$
3	$F_{Y\ der}$	$(2,231 \pm 0,4683) \cdot 10^{-1}$	$(1,850 \pm 0,176) \cdot 10^1$
	$F_{Y\ izq}$	$(2,299 \pm 0,3875) \cdot 10^{-1}$	$(2,000 \pm 0) \cdot 10^1$
4	$F_{Y\ der}$	$(2,126 \pm 0,3298) \cdot 10^{-1}$	$(1,783 \pm 0,041) \cdot 10^1$
	$F_{Y\ izq}$	$(2,028 \pm 0,2834) \cdot 10^{-1}$	$(1,833 \pm 0,082) \cdot 10^1$
5	$F_{Y\ der}$	$(2,244 \pm 0,2702) \cdot 10^{-1}$	$(1,983 \pm 0,117) \cdot 10^1$
	$F_{Y\ izq}$	$(2,303 \pm 0,2508) \cdot 10^{-1}$	$(1,900 \pm 0,063) \cdot 10^1$
Media		$(2,035 \pm 0,358) \cdot 10^{-1}$	$(1,897 \pm 0,697) \cdot 10^1$
Filtro Críticamente Amortiguado, $\theta = 9,877 \cdot 10^{-1}$			
Suj.	Sensor	ECS [kgf]	δ [ms]
1	$F_{Y\ der}$	$(2,140 \pm 0,145) \cdot 10^{-1}$	$(2,517 \pm 0,075) \cdot 10^1$
	$F_{Y\ izq}$	$(2,082 \pm 0,080) \cdot 10^{-1}$	$(2,567 \pm 0,103) \cdot 10^1$
2	$F_{Y\ der}$	$(1,331 \pm 0,157) \cdot 10^{-1}$	$(2,467 \pm 0,103) \cdot 10^1$
	$F_{Y\ izq}$	$(1,271 \pm 0,136) \cdot 10^{-1}$	$(2,533 \pm 0,082) \cdot 10^1$
3	$F_{Y\ der}$	$(2,144 \pm 0,410) \cdot 10^{-1}$	$(2,333 \pm 0,103) \cdot 10^1$
	$F_{Y\ izq}$	$(2,180 \pm 0,356) \cdot 10^{-1}$	$(2,550 \pm 0,084) \cdot 10^1$
4	$F_{Y\ der}$	$(2,061 \pm 0,314) \cdot 10^{-1}$	$(2,183 \pm 0,075) \cdot 10^1$
	$F_{Y\ izq}$	$(1,954 \pm 0,279) \cdot 10^{-1}$	$(2,283 \pm 0,075) \cdot 10^1$
5	$F_{Y\ der}$	$(2,149 \pm 0,251) \cdot 10^{-1}$	$(2,350 \pm 0,084) \cdot 10^1$
	$F_{Y\ izq}$	$(2,196 \pm 0,259) \cdot 10^{-1}$	$(2,350 \pm 0,084) \cdot 10^1$
Media		$(1,951 \pm 0,350) \cdot 10^{-1}$	$(2,413 \pm 0,131) \cdot 10^1$

Aunque anteriormente se haya observado que los coeficientes óptimos del filtro críticamente amortiguado presentan menor dispersión, de los datos de la tabla 4.4 se observa que el filtro Benedict-Bordner presenta mejores resultados para los datos obtenidos experimentalmente. Tal como indica la tabla, en todos los casos este filtro presenta el menor retraso y un valor de ECS bastante similar (aunque un poco superior).

De esta manera, se selecciona el filtro Benedict-Bordner como ideal, entre las opciones analizadas en este trabajo, para la eliminación de las componentes

de alta frecuencia en las señales de fuerza de interacción en el tren superior. La figura 4.20 presenta la señal original y la filtrada con el filtro Benedict-Bordner con $g = 2,469 \cdot 10^{-2}$. Como se puede observar, todavía existe un pequeño rizado en la señal, pero la reducción de éste a través de la modificación del parámetro g del filtro implicaría un mayor retraso en la señal y, por consiguiente, un peor ECS.

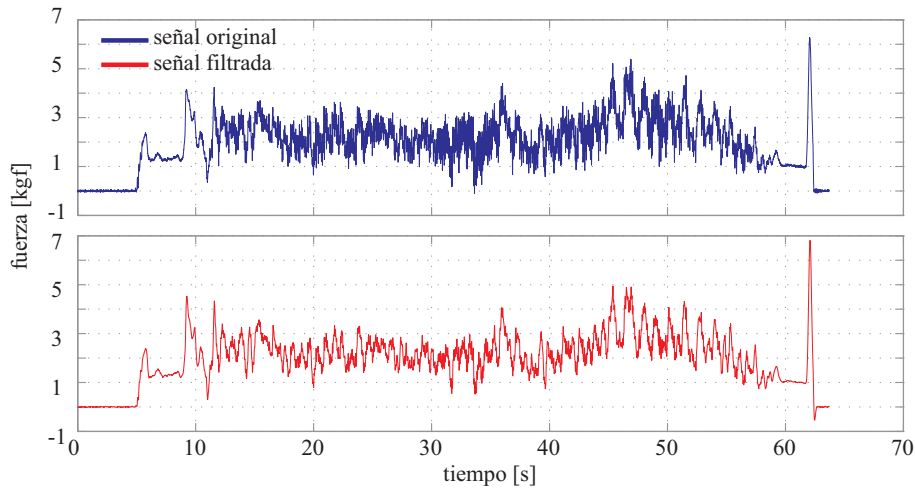


Figura 4.20: Señal original y filtrada con el filtro Benedict-Bordner elegido en esta sección.

La figura 4.21 presenta un detalle de las mismas señales presentadas anteriormente. Como se puede observar, hay pequeñas sobreoscilaciones debido a la característica de estimación y filtrado de los filtros g-h. Sin embargo, a la vez se observa el pequeño retraso introducido por el filtro y la elevada calidad de filtrado conseguida.

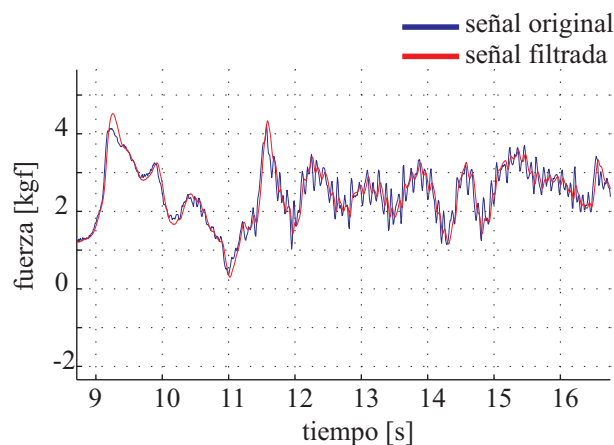


Figura 4.21: Detalle de las señales de fuerza con y sin el filtro elegido.

Estimación de componente debido a la cadencia y pautas de marcha del sujeto

Antes de llegar al diagrama de bloques presentado anteriormente en la figura 4.19, algunas posibilidades han sido estudiadas para eliminar de las señales de fuerza las componentes relacionadas con los movimientos debidos a la marcha del sujeto.

La primera opción, quizás la más intuitiva, sería el filtrado en serie de la señal con una metodología similar a lo presentado en la sección anterior (véase la figura 4.22). De hecho se podría utilizar un filtro para eliminar, a la vez, las perturbaciones de alta frecuencia y las señales debidas a la marcha del usuario. Esta solución no sería apropiada por la cercanía entre las frecuencias de las señales de marcha y las señales gestuales/posturales aplicadas por el usuario que indiquen los comandos de guiado. De esta manera, si se hubiera optado por esta alternativa, habría el riesgo de eliminar, de forma no intencionada, ciertas componentes importantes de las señales de fuerzas.

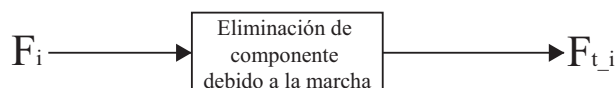


Figura 4.22: Opción de filtrado para eliminar, a la vez, las perturbaciones de alta frecuencia y las señales debido a la marcha del usuario.

Anteriormente, en este capítulo, se ha presentado el algoritmo WFLC. Como se ha indicado, este algoritmo WFLC estima una entrada periódica utilizando un modelo sinusoidal, estimando su frecuencia, amplitud y fase, todas ellas variantes en el tiempo. Así, la segunda posibilidad estudiada ha sido la utilización de este algoritmo para estimar la componente debida a la marcha del sujeto y, así, eliminar esta señal de la señales de fuerza originales, según se indica en la figura 4.23. Del mismo modo, esta opción no es la más adecuada ya que introduce retraso debido el filtro pasa-banda necesario para garantizar el funcionamiento adecuado del algoritmo WFLC. Así, la resta de esta componente sería realizada con desfase en relación a la señal original.

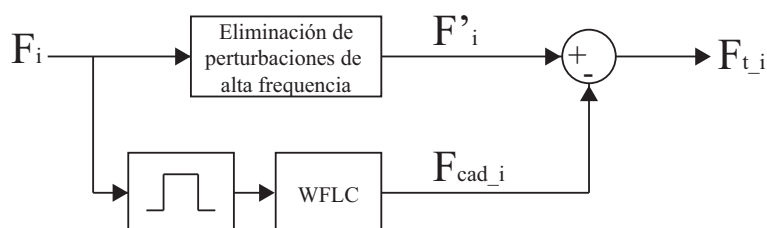


Figura 4.23: Doble filtrado utilizado para la extracción de las componentes de las señales de fuerza relacionadas con las intenciones de guiado.

Por todo ello, se ha estudiado una tercera variante, presentada inicialmente

por Riviere, [127], que combina el algoritmo WFLC con el FLC (figura 4.24). El FLC (*Fourier Linear Combiner*) es un algoritmo adaptativo que utiliza un modelo dinámico de Fourier para estimar señales cuasi-periódicas con una frecuencia conocida. De esta manera, la etapa WFLC pasa la estimación de frecuencia (cadencia) al algoritmo FLC y éste se encarga de estimar la componente en esta misma frecuencia (y sus armónicos) de la señal de entrada. Considerando que la cadencia no varía de manera rápida durante la marcha, aunque exista algún retraso en la estimación de la frecuencia, la estimación final de la señal F_{cad_i} no se ve afectada.

Otra ventaja de este método es que se pueden utilizar señales distintas (o combinaciones de varias señales) para la entrada de la etapa de estimación de la cadencia. Así, se pueden seleccionar las componentes en las cuales las señales debidas a la cadencia sean más evidentes o bien señales provenientes de otros subsistemas, mejorando el filtrado adaptativo de las señales de fuerza. Como se puede observar en la figura 4.24, se ha utilizado la etapa de estimación de cadencia desarrollada anteriormente en este capítulo. En esta misma figura ya se ha incluido el filtro Benedict-Bordner de la etapa superior (ajustado en la sección anterior).

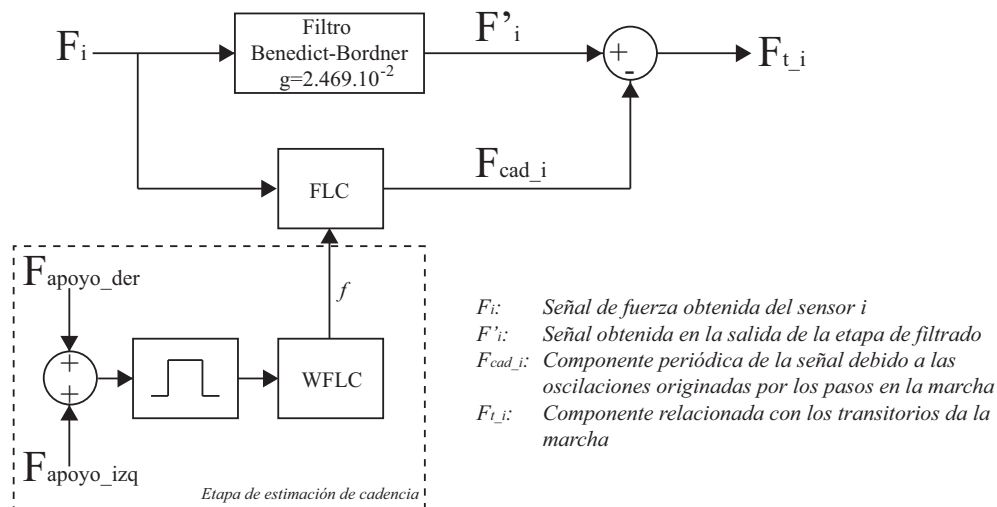


Figura 4.24: Esquema actualizado del doble filtrado utilizado para la extracción de las componentes de las señales de fuerza relacionadas con las intenciones de guiado.

El algoritmo FLC El FLC es un algoritmo adaptativo que, utilizando un modelo dinámico de Fourier, es capaz de estimar señales cuasi periódicas. En este caso, a diferencia del WFLC presentado anteriormente, la frecuencia de la señal que se quiera estimar debe ser conocida y el algoritmo FLC adapta la amplitud y la fase

de la señal a esta frecuencia. El modelo de Fourier con M armónicos utilizado está presentado en la ecuación 4.22.

$$s = \sum_{r=1}^M [w_r \sin(r\omega_0 k) + w_{M+1} \cos(r\omega_0 k)] \quad (4.22)$$

El algoritmo FLC opera estimando de forma adaptativa los coeficientes de la serie de Fourier (W_k) según un algoritmo recursivo basado en el método de mínimos cuadrados (algoritmo LMS). Como se puede ver en la figura 4.25, el algoritmo tiene dos tipos de entradas. Por un lado, se encuentran las señales de referencia (X_k), un conjunto de M armónicos de senos y cosenos a la frecuencia $f_0 = \frac{\omega_0}{2\pi}$. Por otro lado, la señal ε_k , resultado de la resta entre las señales y_k y \hat{s}_k . La primera señal, y_k , es normalmente la señal medida en un proceso y comprende una componente oscilatoria, s_k , la cual se desea estimar con el algoritmo FLC y la componente v_k , en este caso, la señal de entrada libre de la componente oscilatoria (s_k).

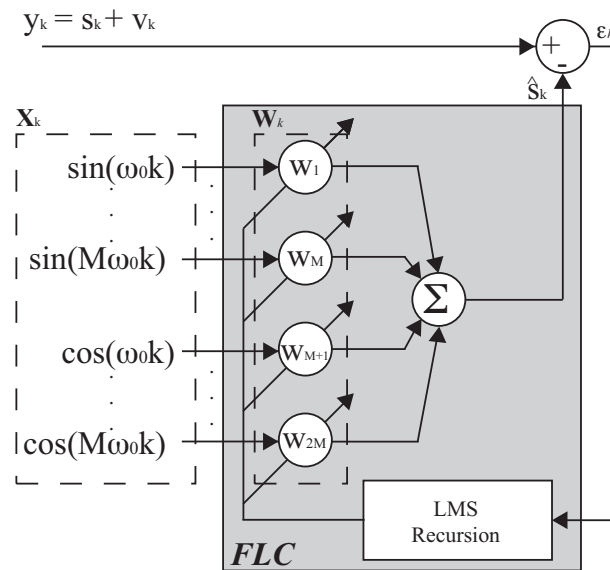


Figura 4.25: El algoritmo conocido como *Fourier Linear Combiner - FLC*. Este algoritmo adaptativo compone una serie dinámica de Fourier truncada para modelar la señal de entrada, conociéndose la frecuencia de esta señal.

Como se muestra en la figura, el algoritmo LMS se encarga de la adaptación de los parámetros del modelo, es decir, del ajuste del vector de los coeficientes W_k de la serie de Fourier. Finalmente, el algoritmo FLC queda definido de la siguiente forma:

$$x_{r_k} = \begin{cases} \sin(r\omega_0 k), & 1 \leq r \leq M \\ \cos((r-M)\omega_0 k), & M+1 \leq r \leq 2M \end{cases} \quad (4.23)$$

$$\varepsilon_k = y_k - \mathbf{W}_k^T \mathbf{X}_k \quad (4.24)$$

$$\mathbf{W}_{k+1} = \mathbf{W}_k + 2\mu\varepsilon_k \mathbf{X}_k \quad (4.25)$$

Donde $\mathbf{W}_k = [W_{1k} \dots W_{2Mk}]$ es el vector adaptativo de los coeficientes de Fourier, y_k es la señal de entrada, M es el número de armónicos del modelo utilizado y μ es el parámetro de ajuste de los coeficientes a ser estimados.

Varias características del FLC son útiles para la cancelación de señales cuasi-periódicas, como en el caso presentado en este trabajo. Primeramente, el FLC adapta la amplitud y fase de una oscilación en su entrada y es capaz de hacer un seguimiento de sus cambios, [128]. Además, es un método de muy bajo coste computacional, [128], ofrece intrínsecamente una salida de fase cero, [129], y tiene un cero en el infinito, [127].

A modo de demostración de la potencia del algoritmo aquí propuesto, se presenta una simulación utilizando señales sintéticas. En la figura 4.26 se muestra el funcionamiento del algoritmo propuesto. De manera intencionada se ha seleccionado un valor de $\mu = 0,009$ para que se pueda apreciar el tiempo de convergencia del algoritmo. De la literatura, [128], se obtiene que el tiempo de convergencia está relacionado con el valor del parámetro μ seleccionado. Como indica la figura, la señal y seleccionada está compuesta por una señal sinusoidal con frecuencia de 50 Hz (y_1), una segunda senoide a 5 Hz (y_2) y una componente dc (y_3). Todas estas señales tienen amplitud unitaria y son sumadas para obtener la señal $y = y_1 + y_2 + y_3$. Se ajustan las entradas del algoritmo FLC para separar la componente de 50 Hz, como se puede ver en la figura 4.26.

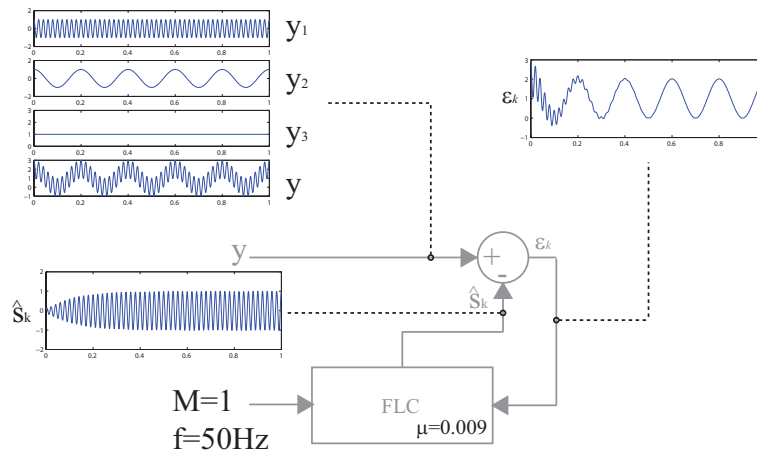


Figura 4.26: Simulación del algoritmo FLC con señales sintéticas.

Sin embargo, el buen funcionamiento del algoritmo depende de la determinación correcta de la frecuencia de referencia, ω_0 . En el caso del análisis *off-line* de los datos, esta frecuencia puede ser introducida al algoritmo, pero en el caso de este trabajo, interesa conocer esta frecuencia en tiempo real, para que el algoritmo FLC sea capaz de estimar la componente de la fuerza relacionada con los pasos de manera continua durante la marcha. Como ya se ha presentado en la figura 4.24, en este trabajo se utiliza la estrategia anteriormente empleada por Riviere en [127] que trata de realizar la estimación de la frecuencia con el algoritmo WFLC, presentado anteriormente en este trabajo.

Valoración del método de filtrado con señales de marcha Para realizar el análisis del algoritmo WFLC+FLC propuesto anteriormente sin el efecto del filtro Benedict-Bordner, se ha realizado un filtrado previo de las señales con un filtro no causal tipo *Zero-phase forward and reverse digital filtering*. El resultado del filtrado adaptativo propuesto sobre la misma señal presentada anteriormente en la figura 4.20 se muestra en la figura 4.27.

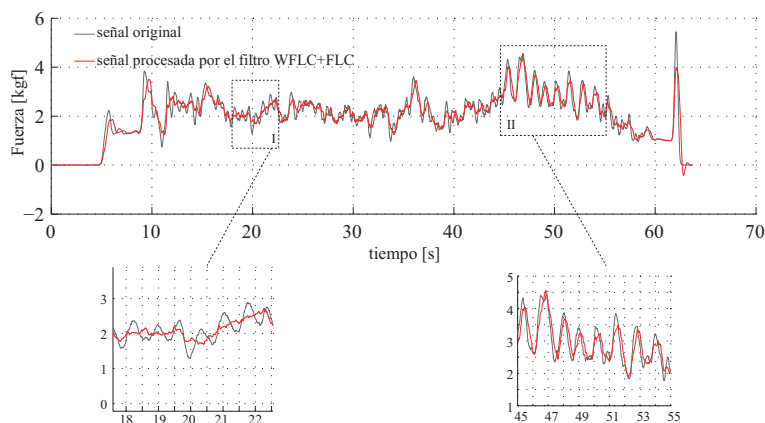


Figura 4.27: Eliminación de la componente debido a los pasos de las señales de fuerza utilizando el algoritmo WFLC+FLC propuesto. Dos zonas destacadas: un tramo de marcha en línea recta (I) y un tramo de un giro (II). En este experimento se han utilizado los parámetros $\mu_0 = 3 \cdot 10^{-5}$, $\mu_1 = 9 \cdot 10^{-2}$ y $M = 1$, para los coeficientes del algoritmo WFLC y $\mu = 2 \cdot 10^{-3}$, $M = 1$ para el FLC.

Como se puede apreciar en la figura, el método propuesto funciona bastante bien en el área de marcha en línea recta (I), sin embargo, su efecto es prácticamente nulo en el tramo en el cual se realiza el giro. Este fenómeno se debe al apoyo asimétrico en los soportes de antebrazo, realizado durante la ejecución del giro (II). Esta asimetría se traduce en una mayor influencia de los pasos dados por el pie ipsilateral al sensor de fuerza en cuestión.

Para solucionar el problema presentado en la figura 4.27, inicialmente se había considerado la adición de un nuevo lazo de cancelación WFLC+FLC para elimi-

nar las componentes debidas a los apoyos asimétricos generados por la ejecución de un giro o bien por asimetrías debido a marcha patológica.

Sin embargo, el cambio introducido por asimetrías interfieren sobre la cadencia de la marcha, afectando de manera igual a la secuencia de pasos dados por los dos pies. En otras palabras, aunque las asimetrías de marcha afecten los tiempos de ciclo de cada pierna, no es posible la obtención de cadencias distintas para cada pierna. De esta manera, la solución del problema pasa por cancelar, utilizando el algoritmo FLC, dos armónicos ($M = 2$) de la señal de fuerzas con frecuencias $f_1 = \frac{cadencia}{2}$ y $f_2 = cadencia$. En la figura 4.28, se presenta la configuración final de filtrado utilizada en este trabajo.

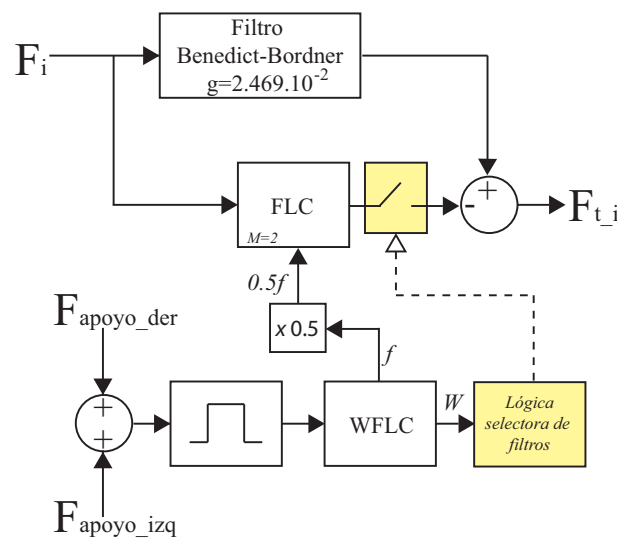


Figura 4.28: Configuración final del filtrado de las señales de fuerzas.

Una modificación adicional en el esquema final de filtrado presentado en la figura 4.28 es la introducción del bloque selector de filtrado (en amarillo). Este bloque utiliza como entrada los coeficientes de amplitud (\mathbf{W}) obtenidos como salida del algoritmo WFLC. Estos coeficientes indican la presencia o no de la señal de frecuencia, en ausencia de pasos, la salida del algoritmo WFLC puede constar de una frecuencia no nula y una amplitud nula.

La introducción de este bloque de selección de filtros ofrece la gran ventaja de sólo activar la salida del FLC en los instantes en los cuales el usuario realmente está caminando. Para ello, se hace el cálculo del módulo de las componentes seno y coseno y mediante un umbral se determina si el sujeto está o no en marcha y consecuentemente si se activa o no el filtro. Sin embargo, el algoritmo FLC se mantiene siempre activo para evitar el tiempo de convergencia del algoritmo.

El resultado de este nuevo esquema de filtrado se presenta en la figura 4.29. Del mismo modo que en el caso anterior, presentado en la figura 4.27, se emplea en este ejemplo el filtro ideal no causal para que se pueda apreciar de forma

aislada el efecto de los conjuntos WFLC+FLC propuestos.

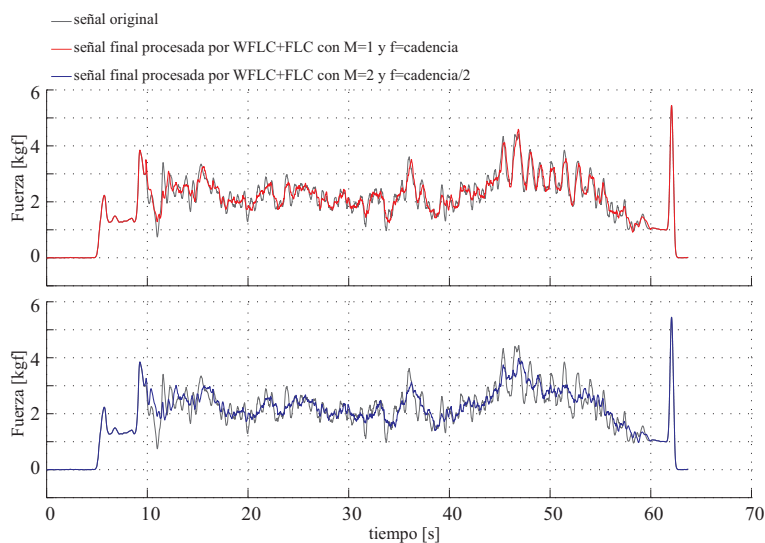


Figura 4.29: Eliminación de las componentes debido a los pasos de las señales de fuerza utilizando el algoritmo WFLC+FLC propuesto. En este experimento se han utilizado los parámetros $\mu_0 = 3 \cdot 10^{-5}$, $\mu_1 = 9 \cdot 10^{-2}$ y $M = 1$, para los coeficientes del algoritmo WFLC y $\mu = 2 \cdot 10^{-3}$, $M = 2$ para el bloque FLC.

Como se puede observar, debido al filtrado selectivo, no se ha observado distorsiones en las partes inicial y final de la señal filtrada, ya que en estos instantes el sujeto no está caminando. De esta manera, los instantes de inicio y fin de marcha quedan bastante marcados y no sufren influencia del filtro propuesto.

Otro dato importante es que esta nueva propuesta de filtrado es capaz de eliminar de las señales de fuerza las componentes asimétricas de la marcha, es decir, que filtra incluso en los casos en los cuales los pasos dados por cada pierna están más evidenciados en un determinado sensor de fuerza. Esto es de gran interés a la hora de la realización de estrategias de ayuda a sujetos con marcha patológica en la cual la presencia de asimetrías es muy común.

Una vez definido el esquema final de filtrado, se presenta el resultado de los conjuntos de filtros propuestos en las mismas señales sin la utilización de los filtros no causales. Inicialmente, se muestran la señal original en la cual se observa la presencia de todas las componentes mencionadas anteriormente: elementos de alta frecuencia debido a las vibraciones de la estructura, las componentes relativas a los pasos y las componentes transitorias de marcha en las cuales se encuentran las intenciones de guiado del sujeto (figura 4.30 (a)). En la figura 4.30 (b) se presenta el resultado de la primera etapa de filtrado, la eliminación de los componentes de alta frecuencia. Finalmente, en la figura 4.30 (c), se muestra la señal de fuerza una vez realizadas todas las etapas de filtrado.

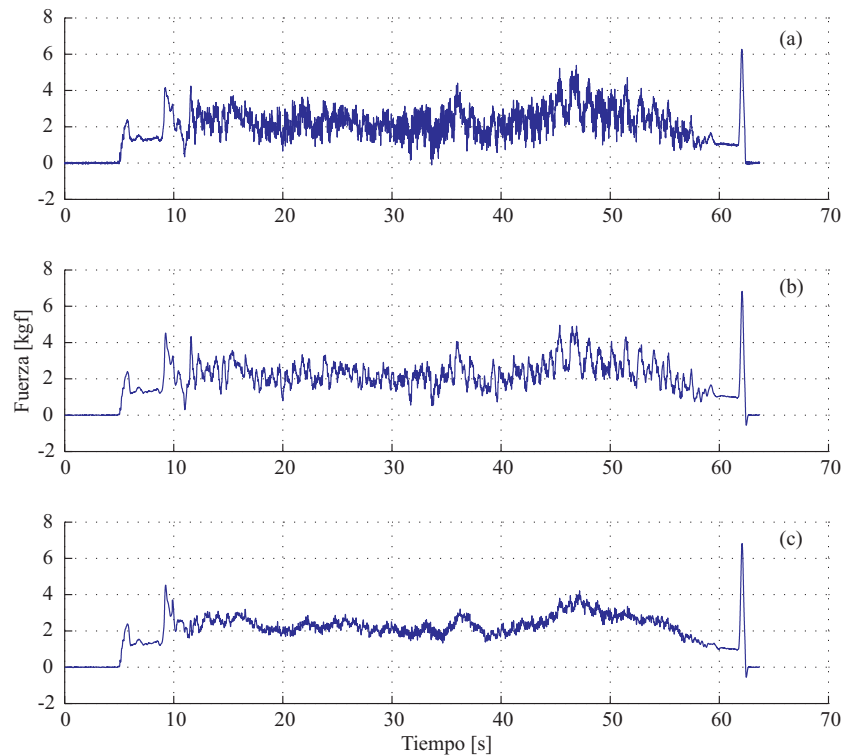


Figura 4.30: (a) Señal de fuerza obtenida del sensor. (b) Señal filtrada por el filtro Benedict-Bordner. (c) Señal filtrada por todos los algoritmos propuestos (Benedict-Bordner y WFLC+FLC).

Selección de los coeficientes de filtrado adaptativo A diferencia de la selección del coeficiente del filtro Benedict-Bordner, la selección de los parámetros de los filtros WFLC y FLC no presenta una metodología tan clara. Esto se debe, sobre todo, a la dificultad de encontrar una señal de referencia para establecer reglas de optimización y, así, encontrar el coeficiente que mejor se ajuste en cada caso. Considerando la variabilidad de la cadencia durante la marcha con andador en la cual el sujeto puede caminar a la velocidad que le sea más cómoda en cada instante, la definición de filtros no adaptativos para obtener la señal de referencia no es una metodología adecuada.

A esto hay que sumar el hecho de la proximidad entre la frecuencia de cadencia del usuario (alrededor de 1 Hz) con las frecuencias de los movimientos voluntarios del ser humano. La utilización de un filtro paso-bajo o paso-banda para eliminar estas componentes relacionadas con los pasos del sujeto podría causar la cancelación de ciertas componentes de movimiento voluntario.

Primeramente, en el caso de la etapa de estimación de frecuencia, que consiste en el bloque WFLC, interesa que los coeficientes sean seleccionados de manera que la salida, sobre todo en frecuencia, se adapte de forma rápida a la cadencia

del sujeto. Asimismo, parámetros de adaptación altos dan lugar a sistemas más susceptibles de ser afectado por ruidos en la señal, [118]. Además, interesa que los parámetros seleccionados sean únicos para todos los sujetos.

Así se han seleccionado de forma empírica los parámetros de la etapa WFLC de estimación de cadencia: $\mu_0 = 3,0 \cdot 10^{-5}$, $\mu_1 = 1,0 \cdot 10^{-3}$, $\omega_{0,0} = 0,5$ y $M = 1$.

Del mismo modo, las frecuencias de corte inferior y superior de los filtros paso-banda introducidos antes de los bloques WFLC fueron fijados en 0.5 Hz y 1.8 Hz, respectivamente. Este prefiltrado es algo problemático, toda vez que si no está bien ajustado puede generar que las salidas de frecuencia de los bloques WFLC sean inestables, como se muestra en la figura 4.31. Más adelante en este trabajo, se propondrá la utilización del seguimiento de la posición de los pies del sujeto utilizando señales ultrasónicas como alternativa para una estimación más robusta de la cadencia de marcha con andador y, consecuentemente, del mejor filtrado de las señales de fuerzas.

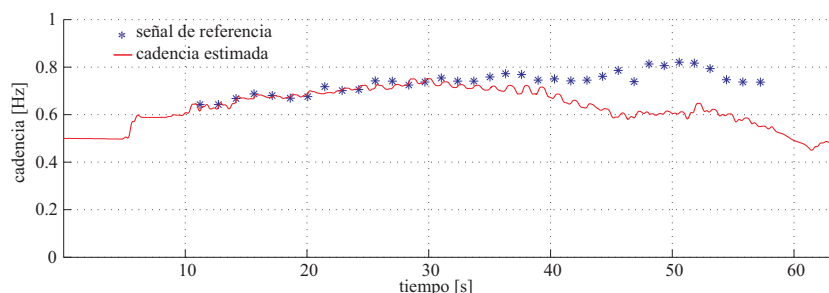


Figura 4.31: Inestabilidad en la determinación de la cadencia de marcha por la selección incorrecta de los filtros paso-banda anteriores a los bloques WFLC.

En el caso del filtro FLC, a la hora de elegir la ganancia adaptativa μ hay que considerar que ésta junto con el tiempo de convergencia, afecta al ancho de banda del filtro FLC, [128]. La selección de un valor muy bajo de μ , por un lado, implica un filtro con banda muy estrecha y, como consecuencia, resulta en la cancelación de las componentes muy cercanas a la frecuencia de cadencia. Considerando que las componentes debidas a la marcha sufren ciertas distorsiones hasta la transmisión de las fuerzas a los sensores, interesa que la banda del filtro no sea demasiada estrecha. Por otro lado, la selección de un valor muy elevado implicaría una deformación excesiva de la señal dado que se cancelan más frecuencias.

De esta manera y considerando la dificultad de obtener una metodología óptima para la selección automática de los valores de la ganancia adaptativa, se ha realizado una selección empírica de la ganancia adaptativa ($\mu = 2,0 \cdot 10^{-3}$) para el algoritmo FLC.

Resultados experimentales y discusión Una vez definido el diagrama final de filtrado para la obtención de las componentes intencionales de fuerza de interacción entre usuario y andador, se presentan los resultados de la metodología sobre los experimentos realizados con cinco sujetos. Los datos utilizados en este análisis son los mismos que los anteriormente empleados para la selección de los filtros para eliminar las componentes de fuerzas de alta frecuencia.

Inicialmente, se analiza un caso particular. La figura 4.32 presenta los datos obtenidos del eje y del sensor derecho de la primera repetición del experimento que contiene un giro a la izquierda del sujeto 3. Se puede observar el efecto tanto del filtro Benedict-Bordner como del bucle de filtrado WFLC+FLC. Alrededor del intervalo 22-25 segundos se realiza el giro a la izquierda y se puede apreciar la fuerza aplicada sobre el eje de avance del sensor derecho necesaria para cambiar la trayectoria del andador. Este fenómeno es bastante más evidente en la tercera gráfica, una vez realizado el filtrado adaptativo.

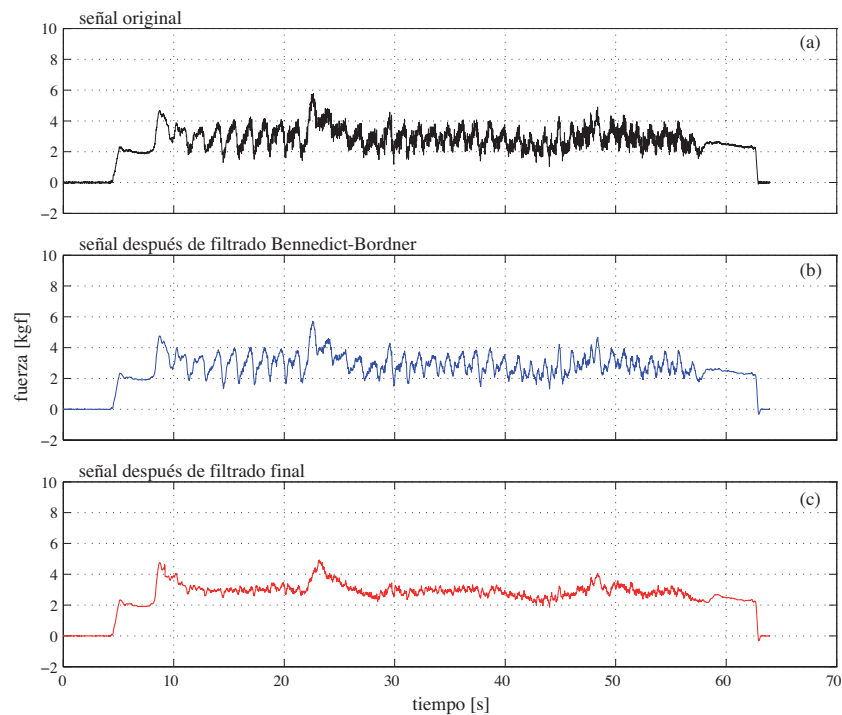


Figura 4.32: Resultados del filtrado desarrollado sobre la señal obtenida en el eje y del sensor derecho durante un experimento.

Considerando el mismo experimento, se ha realizado un análisis espectral, presentado en las figuras 4.33 y 4.34. Estas figuras ofrecen una visualización cualitativa bastante completa del filtrado desarrollado. Los espectrogramas ilustran cómo la densidad espectral de potencia (PSD) de una señal varía con el tiempo. Para ello, se utiliza la *Short-time Fourier Transform (STFT)*, [130].

De forma resumida, la STFT se obtiene dividiendo la señal en ventanas de tiempo $w[m]$, normalmente con superposición entre ventanas adyacentes, y realizando la transformada de Fourier, o bien la FFT en el caso discreto, para cada ventana. En el caso discreto, una secuencia unidimensional $x[n]$, función de una única variable, es convertida en una función bidimensional del tiempo n y frecuencia λ , ecuación 4.26. En el caso del procesamiento digital de las señales, tanto el tiempo como la frecuencia son variables discretas.

$$\begin{aligned} STFT\{x[n]\} &= X[n, \lambda] \\ STFT\{x[n]\} &= \sum_{m=-\infty}^{\infty} x[n+m]w[m]e^{-j\lambda m} \end{aligned} \quad (4.26)$$

El espectrograma de una señal es la representación de la magnitud al cuadrado del la STFT, ecuación 4.27.

$$Espectrograma\{x[n]\} = |X[n, \lambda]|^2 \quad (4.27)$$

Así, en la figura 4.33, se presenta la densidad espectral de potencia (PSD) del espectrograma de la señal original obtenida del eje y del sensor de fuerza derecho, cuya evolución temporal se ha presentado anteriormente en la figura 4.32. Las líneas continuas en azul indican las dos frecuencias estimadas con los bloques de WFLC y que sirven de referencia para el filtrado adaptativo. Como se puede observar, el seguimiento de la cadencia de marcha coincide con máximos locales de potencia. A parte de esto, es interesante resaltar la cercanía de la frecuencia inferior de cadencia del pie contralateral (derecho, en este caso), con otras distribuciones de potencia debido a otros fenómenos y no a la cadencia de marcha propiamente. Esto evidencia la dificultad de crear filtros pasa-bajas para cancelar estas componentes de las señales de los sensores, ya que se podría eliminar, de manera indeseada, información valiosa sobre las componentes intencionales de fuerza aplicadas por el sujeto. Se puede, también, observar la presencia de ruido de frecuencias más elevadas que serán cancelados con el filtro Benedict-Bordner.

Para demostrar la calidad del filtrado selectivo desarrollado, la figura 4.34 presenta la PSD del espectrograma de la señal filtrada por el conjunto de filtros: Benedict-Bordner y el lazo WFLC+FLC. Del mismo modo se marcan con líneas continuas de color azul las dos frecuencias estimadas por el WFLC. Comparando con la curva presentada anteriormente, se puede constatar la cancelación selectiva de las componentes debidas a la cadencia, afectando en menor proporción las bandas de frecuencia cercanas a estas. Al mismo tiempo, se nota la cancelación de las componentes de ruido de mayor frecuencia.

A partir de los resultados obtenidos con los espectrogramas, se ha obtenido un índice numérico que indique la calidad del filtrado realizado por los lazos WFLC+FLC. Se trata de obtener una medida de la energía en las frecuencias

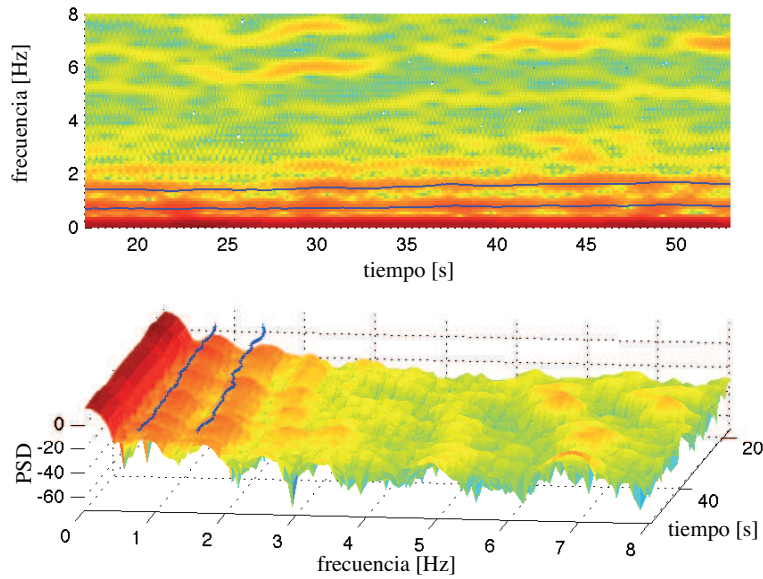


Figura 4.33: Densidad espectral de potencia de la señal no filtrada en el eje y del sensor derecho durante un experimento. Las líneas continuas azules indican la estimación instantánea de las dos frecuencias sobre las cuales se realiza la cancelación mediante el filtro FLC. Las ventanas empleadas en la STFT son de 4096 muestras con 4000 muestras de superposición.

de cadencia del usuario antes y después de filtrar la señal. De esta manera, se presenta el índice R definido en la ecuación 4.28.

$$R = 1 - \frac{\sum_{\lambda=f_{1,1}}^{f_{1,2}} |X_{filt}[\lambda]| + \sum_{\lambda=f_{2,1}}^{f_{2,2}} |X_{filt}[\lambda]|}{\sum_{\lambda=f_{1,1}}^{f_{1,2}} |X[\lambda]| + \sum_{\lambda=f_{2,1}}^{f_{2,2}} |X[\lambda]|} \quad (4.28)$$

Donde, $f_{1,1}$ y $f_{1,2}$ son los valores mínimo y máximo que puede asumir la cadencia de la primera zona de filtrado WFLC+FLC ($f = \frac{cadencia}{2}$). Del mismo modo, $f_{2,1}$ y $f_{2,2}$ son los valores correspondientes al segundo intervalo de filtrado ($f = cadencia$). La parte superior de la ecuación es proporcional a la energía en los intervalos de interés una vez realizado el filtrado y la parte inferior es proporcional a la energía contenida en los mismos intervalos en la señal original. De esta manera, R es un valor adimensional. La figura 4.35 ilustra los términos del método anteriormente descrito en la ecuación 4.28.

De esta manera, se ha realizado el cálculo del término R para datos obtenidos del eje de avance (y) de los sensores de fuerza para los experimentos realizados por los 5 sujetos. La tabla 4.5 presenta los valores de R en cada caso.

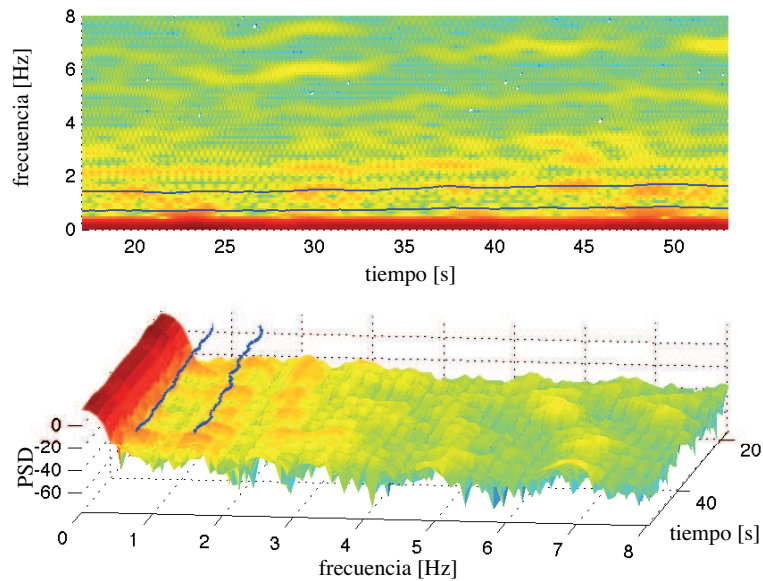


Figura 4.34: Densidad espectral de potencia de la señal filtrada en el eje y del sensor derecho durante un experimento. Las líneas continuas azules indican la estimación instantánea de las dos frecuencias sobre las cuales se realiza la cancelación mediante el filtro FLC. Se observa tanto la eliminación de las componentes de alta frecuencia como la atenuación de las componentes debido a la cadencia de marcha.

Como se puede observar en la tabla, hay una reducción aproximada del 80 % en la energía en las dos bandas de frecuencia en las cuales se realiza el filtrado adaptativo. Son pertinentes algunos comentarios relacionados con los datos presentados en la tabla:

- Salvo en el caso de la segunda repetición del segundo experimento del sujeto 2, hay muy poca dispersión en los resultados demostrando la robustez de la metodología de filtrado propuesta en este trabajo.
- Hay poca variación entre los resultados obtenidos de los sensores derecho e izquierdo en cada repetición del mismo experimento. Esto se debe, por un lado, a la simetría de la marcha humana no patológica. Por otro lado, los experimentos 1 y 2 incluyen, respectivamente, un giro a la derecha o izquierda de 90 grados, introduciendo intencionadamente cierta asimetría en los datos medidos en los sensores. Al no obtenerse diferencias significativas en cada caso, se reitera la fiabilidad de la estrategia de filtrado propuesta.
- La diferencia mínima entre los errores obtenidos del filtrado de los sensores derecho e izquierdo también indica la ventaja del segundo lazo de filtrado

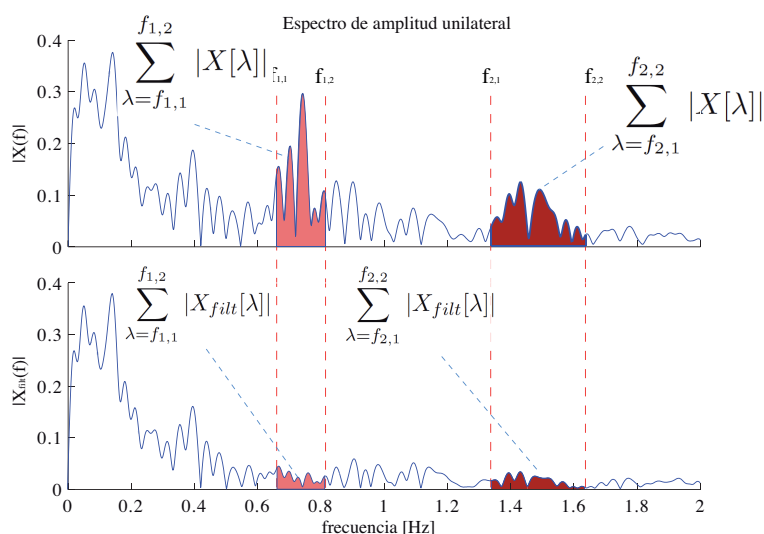


Figura 4.35: Explicación gráfica de la metodología utilizada para evaluar la calidad de filtrado.

WFLC+FLC introducido en la figura 4.28. Este segundo bucle de filtrado también ayuda a compensar posibles asimetrías debido al apoyo más intensificado en uno de los apoyos de antebrazo.

4.3. Estudio y caracterización de la evolución de los pies en marcha asistida

Tal como se ha mencionado anteriormente, para el estudio de la evolución de los miembros inferiores y para la medición de parámetros de la marcha humana libre (sin andador) se han propuesto giroscopios uniaxiales, [131], para medir rotaciones de los segmentos de las extremidades inferiores junto con la información de presiones en la planta de los pies en desplazamientos libres. Del mismo modo, se ha utilizado la combinación de giroscopios y acelerómetros en el cuerpo para la medida cinemática, [132]. También se ha propuesto la utilización de los giroscopios en los segmentos corporales para la determinación de parámetros espacio-temporales en la marcha patológica, [133], y en la detección de fases de la marcha, [116, 134]. Otros autores han propuesto la utilización de telemetría IR en combinación con transductores de fuerza en bastones, [135]. En cuanto a la medida de movimientos restringidos externamente, también se han propuesto, recientemente, métodos ambulatorios mediante sensores inerciales para controlar y monitorizar ortesis y prótesis inteligentes, [28].

Como en el caso del sistema utilizado en el capítulo anterior, los sistemas de captura del movimiento humano con mayor precisión son los ópticos de foto-

Tabla 4.5: Cálculo del parámetro R para el eje y en los experimentos de marcha asistida.

Sujeto	Experimento	Repetición	Sensor	R	$Media \pm STD$
1	Exp. 1	1	$F_{Y_{der}}$	0,7992	0,8084 \pm 0,014
			$F_{Y_{izq}}$	0,8118	
		2	$F_{Y_{der}}$	0,8054	
			$F_{Y_{izq}}$	0,8068	
		3	$F_{Y_{der}}$	0,8038	
			$F_{Y_{izq}}$	0,8018	
	Exp. 2	1	$F_{Y_{der}}$	0,8422	
			$F_{Y_{izq}}$	0,8302	
		2	$F_{Y_{der}}$	0,8054	
			$F_{Y_{izq}}$	0,7925	
		3	$F_{Y_{der}}$	0,8015	
			$F_{Y_{izq}}$	0,8001	
2	Exp. 1	1	$F_{Y_{der}}$	0,8056	0,7605 \pm 0,1104
			$F_{Y_{izq}}$	0,8010	
		2	$F_{Y_{der}}$	0,7995	
			$F_{Y_{izq}}$	0,7994	
		3	$F_{Y_{der}}$	0,8047	
			$F_{Y_{izq}}$	0,8143	
	Exp. 2	1	$F_{Y_{der}}$	0,8221	
			$F_{Y_{izq}}$	0,8173	
		2	$F_{Y_{der}}$	0,5212	
			$F_{Y_{izq}}$	0,5281	
		3	$F_{Y_{der}}$	0,8054	
			$F_{Y_{izq}}$	0,8070	
3	Exp. 1	1	$F_{Y_{der}}$	0,8135	0,7915 \pm 0,0147
			$F_{Y_{izq}}$	0,7975	
		2	$F_{Y_{der}}$	0,7773	
			$F_{Y_{izq}}$	0,7772	
		3	$F_{Y_{der}}$	0,7875	
			$F_{Y_{izq}}$	0,7845	
	Exp. 2	1	$F_{Y_{der}}$	0,8074	
			$F_{Y_{izq}}$	0,7633	
		2	$F_{Y_{der}}$	0,8060	
			$F_{Y_{izq}}$	0,8005	
		3	$F_{Y_{der}}$	0,7865	
			$F_{Y_{izq}}$	0,7973	
4	Exp. 1	1	$F_{Y_{der}}$	0,8162	0,8045 \pm 0,0173
			$F_{Y_{izq}}$	0,8016	
		2	$F_{Y_{der}}$	0,8186	
			$F_{Y_{izq}}$	0,7755	
		3	$F_{Y_{der}}$	0,7712	
			$F_{Y_{izq}}$	0,8031	
	Exp. 2	1	$F_{Y_{der}}$	0,8216	
			$F_{Y_{izq}}$	0,8066	
		2	$F_{Y_{der}}$	0,8014	
			$F_{Y_{izq}}$	0,7964	
		3	$F_{Y_{der}}$	0,8162	
			$F_{Y_{izq}}$	0,8261	
5	Exp. 1	1	$F_{Y_{der}}$	0,8181	0,7970 \pm 0,0204
			$F_{Y_{izq}}$	0,8041	
		2	$F_{Y_{der}}$	0,8089	
			$F_{Y_{izq}}$	0,7996	
		3	$F_{Y_{der}}$	0,8186	
			$F_{Y_{izq}}$	0,8085	
	Exp. 2	1	$F_{Y_{der}}$	0,7800	
			$F_{Y_{izq}}$	0,7551	
		2	$F_{Y_{der}}$	0,8194	
			$F_{Y_{izq}}$	0,7930	
		3	$F_{Y_{der}}$	0,7874	
			$F_{Y_{izq}}$	0,7707	

grametría. Estos sistemas son bastante precisos, pero presentan la desventaja de no ser ambulatorios y de tener un entorno de medición confinado a un área de trabajo.

En lo que se refiere a sistemas portados en los dispositivos aumentativos de ayuda a la movilidad o de rehabilitación no hay una gran variedad de ejemplos en la literatura orientados al estudio y seguimiento de la marcha humana. En el caso de los andadores los estudios relacionados con las interfaces hombre-máquina encontrados en la literatura están más centrados en el desarrollo de sistemas para la detección de intenciones de guiado del usuario, normalmente a través de la medición e interpretación de las fuerzas aplicadas en los manillares del dispositivo. Sin embargo, sensores tradicionalmente utilizados en robótica (como los sensores láser, cámaras de vídeo, transductores ultrasónico, etc.) pueden ser empleados en la solución del problema de estudio de la marcha humana con andadores.

Un ejemplo de sistemas para la determinación de la posición de los pies en dispositivos de rehabilitación se presenta en [136]. Se trata de una cinta de ejercicio tipo “tapiz rodante” en la cual se ajusta la velocidad automáticamente según la evolución de los pies. La determinación de la posición de los pies se hace utilizando un emisor magnético, instalado en la estructura del dispositivo, y dos receptores, uno en cada pie del usuario. Estos sensores presentan gran precisión y son capaces de medir la posición y orientación de los pies del usuario en tres dimensiones. Aparte del elevado coste económico, esta solución no es la más indicada para este tipo de aplicaciones, ya que hay posibilidad de distorsión de la medida debido a la presencia de materiales ferromagnéticos o bien campos electromagnéticos generados por motores. Si consideramos que los sistemas de rehabilitación convencionales, como los andadores, son normalmente construidos de materiales metálicos como hierro, el sistema es poco indicado. Además, como casi todos los parámetros más significativos de la marcha humana ocurren en el plano sagital, el sistema puede ser simplificado y la medición tridimensional de posición y orientación no es necesaria.

En esta sección se presenta la concepción, el desarrollo y la validación de un sistema de determinación en continuo de la posición relativa de los pies del usuario respecto a la estructura del dispositivo en el sentido de avance (eje anteroposterior). Por un lado, esta medida puede ser utilizada para modular de forma automática la velocidad de avance del andador e incluso para detenerlo en caso de una separación excesiva de la persona y la base evitando riesgos de caída. Por otro lado, la medida de la posición de los pies es interesante, como se verá a lo largo de esta sección, para el estudio de la evolución espacio temporal de los mismos a fin de obtener una caracterización dinámica de la marcha del usuario. De esta manera, se ha desarrollado un sistema ultrasónico (US) para la caracterización y modelado de la marcha humana asistida por andadores robóticos a través de la determinación y el seguimiento de la posición de los pies del usuario.

4.3.1. Subsistema de estimación de la posición relativa de los pies del usuario

La definición de los distintos parámetros característicos de la marcha indicados lleva a pensar que la medida de la distancia y las evoluciones entre pie y andador conlleva información capaz de determinar parámetros del ciclo de marcha.

El ciclo de marcha tiene su inicio y fin en eventos sucesivos del mismo pie, por lo que observando las evoluciones de los pies durante la marcha asistida con el andador, si se determinan eventos repetitivos durante la marcha, se puede identificar, por ejemplo, el tiempo de ciclo. Durante este ciclo de la marcha, la distancia relativa entre pie y andador varía de manera que cuando aumenta, el pie avanza más despacio que el andador o está parado (fase de apoyo). La disminución de esta distancia, por ejemplo, solamente se puede deber a que el pie avanza a mayor velocidad que el andador (fase de oscilación).

Diferentes tecnologías son encontradas en la literatura para la medición de distancia en general, como ultrasonidos, radar, láser, fotogrametría, interacción de campos magnéticos, etc., [137]. Entre estas tecnologías, los ultrasonidos son extensamente utilizados por su robustez, facilidad de procesamiento y relativo bajo coste económico. En el campo de la robótica, esta tecnología viene siendo usada con bastante frecuencia, sobre todo para auxiliar en la navegación de robots móviles, evidenciando también la potencia de la tecnología en medidas ambulatorias.

Además, la medida ultrasónica no sufre influencia de la luminosidad o de proximidad de materiales ferromagnéticos (como la estructura del andador), como en el caso de la medida con sensores infrarrojos o magnéticos, respectivamente. Así, la tecnología ultrasónica de medida se presenta como una solución ambulatoria válida para la medida de distancia y la estimación de los parámetros presentados en este trabajo. De esta manera, se presenta en esta sección un sistema ultrasónico de medición y seguimiento de la posición de los pies del usuario en la conducción de un andador avanzado.

El sistema desarrollado en este trabajo se basa en la técnica de *medida del tiempo de tránsito en transmisión directa*. Esta técnica tiene su fundamento en la medición del tiempo que una determinada onda ultrasónica emplea en recorrer la distancia existente entre transductor emisor y receptor. Conociendo la velocidad del sonido en el aire para las condiciones de la medida, se calcula la distancia entre ambos. Para ello se han incorporado transductores piezoeléctricos de 40 kHz, posicionando uno de ellos que actúa como emisor en el andador SIMBIOSIS, centrado en el eje transversal al avance y uno en cada uno de los pies, trabajando como receptores (véase la figura 4.36). Con esta técnica se puede conseguir precisión más que suficiente en la determinación de la distancia relativa en el plano sagital (véase la sección de resultados y validaciones), pero tiene la desventaja de que necesita que el usuario porte un receptor en cada uno de los pies.

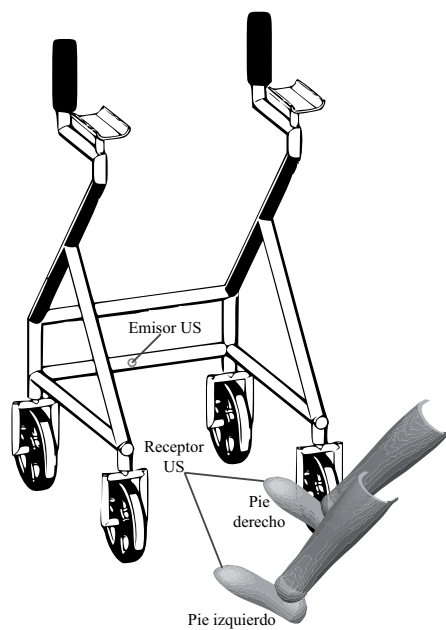


Figura 4.36: Representación de la posición del emisor y del receptor del pie derecho.

Aunque este sistema tiene plena validez para el estudio propuesto, se está trabajando en paralelo en un sistema basado en la técnica *Pulso-Eco*, que sin necesidad de colocar sensores en el usuario, sea capaz de determinar, de manera robusta y con la precisión necesaria, las posiciones de los pies durante la marcha, [138, 139, 137]. La dificultad de utilizar *Pulso-Eco* reside en que la señal ultrasónica que llega al receptor proviene de la composición por solapamiento de las superficies que se encuentran a distancias próximas entre ellas en un ambiente poco estructurado y cambiante como es el caso del andador. Además, teniendo en cuenta el entorno reducido de la aplicación, hay que considerar problemas referentes a la zona muerta, reflexiones secundarias y de distinción entre pie derecho e izquierdo. Sin embargo, se sigue buscando soluciones basadas en conjuntos de transductores en configuración emisor/receptor.

El subsistema utilizado en esta sección es resultado del desarrollo electrónico realizado por A. Abellanas en el marco del Proyecto SIMBIOSIS y su Tesis de Máster, [140]. Por parte del autor de esta tesis doctoral, se ha realizado la integración del sistema en la arquitectura del andador y se han establecido los protocolos de comunicación serie a través del puerto *RS-232*. Además, se ha realizado la concepción de las estrategias de estimación y seguimiento de los parámetros de marcha que se presentarán más adelante en este capítulo.

La generación de las señales de excitación a los transductores y el tratamiento de las señales recibidas se realiza mediante un procesador digital de señales dsPIC™, que muestrea los dos puertos de entrada del conversor A/D. A su vez

el dsPIC™ comunica los tiempos de vuelo (ToF) vía RS232 con el PC104 que se encarga del control general y del almacenamiento de las señales para su procesamiento.

Para abordar el tratamiento de la señales provenientes del subsistema US, se ha tenido en cuenta la importancia de mantener la fase con el fin de poder correlar la información de este subsistema con el resto de los subsistemas del andador SIMBIOSIS. Por esta razón en el diseño del *firmware* instalado en el sistema ultrasónico de adquisición se han garantizado las condiciones de tiempo real y además se han implementado filtros digitales que introducen el mínimo retraso posible en las señales obtenidas.

Una vez diseñado el sistema, el estudio se puede centrar en las magnitudes medidas y en la estimación objeto del trabajo. La magnitud medida por el sistema ultrasónico es la distancia euclídea entre el emisor y el receptor (distancia d en la figura 4.37), y el objeto del estudio es la medida de la distancia pie-andador (\hat{d} en la figura 4.37), distancia en la doble proyección en el plano transversal y plano sagital o, dicho de otro modo, la distancia mínima entre el pie y el plano transversal del andador.

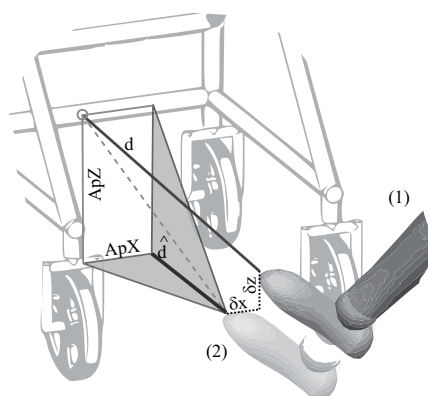


Figura 4.37: Representación de la posición del emisor y del receptor del pie derecho.

Para corregir esta doble proyección se han realizado dos aproximaciones considerando que el pie se mueve en el eje formado por la intersección entre el plano paralelo al plano sagital a una distancia ApX del emisor y el plano del suelo a una distancia ApZ del emisor. La primera aproximación en el eje Z (ApZ en figura 4.37) asumiendo que la diferencia de alturas entre el emisor y receptor es constante y, la segunda aproximación en el eje X (ApX en figura 4.37) considerando que los pies en la fase de oscilación describen una trayectoria paralela al plano sagital. Esta doble aproximación es utilizada con el objetivo de mantener la simplicidad del sistema de medición.

De manera simplificada, en las aproximaciones aplicadas, se considera que

el pie evoluciona a una altura constante del suelo (ApZ) y que no hay desplazamientos laterales del mismo durante la marcha (ApX). Aunque es sabido que esta situación no es la real, en la sección de resultados experimentales se hace la evaluación del error de esta doble aproximación y se verifica su validez.

En la figura 4.38 se representan las evoluciones de las coordenadas X y Z para un par de zancadas del pie izquierdo junto a los valores a los que se aproximan cada una de ellas para la estimación de la distancia pie-andador. En la misma figura, se muestran los valores reales, para un paso, medidos mediante el sistema de fotogrametría BTS, de la altura y de distancia al eje de avance del receptor ultrasónico colocado en el pie izquierdo. Junto con ellos se ha representado el error de la aproximación (figura 4.38b). Se puede apreciar la influencia de las aproximaciones en la determinación del error ya que es mayor cuando las componentes X y Z varían (zona sombreada), que como se explica más adelante, corresponde a la fase de oscilación.

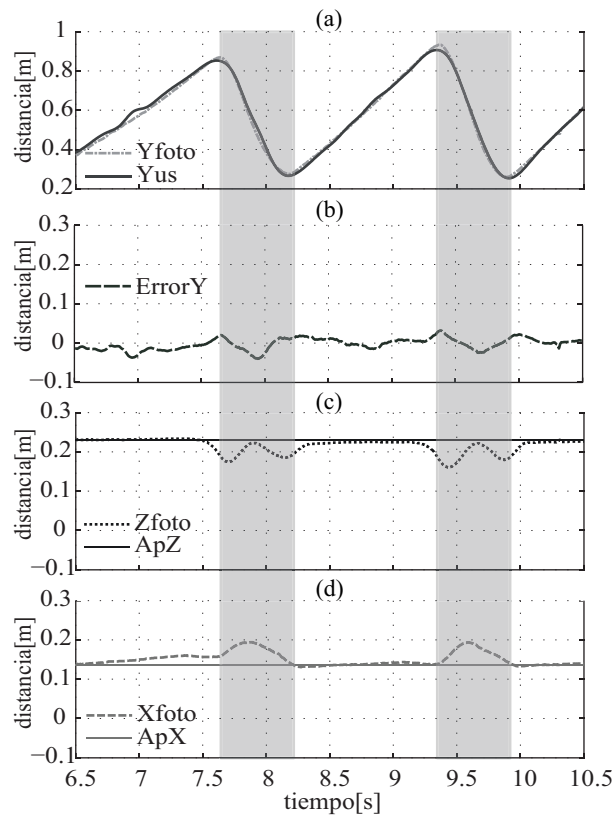


Figura 4.38: Representación de: (a) dos zancadas mediante fotogrametría y US, (b) error de la estimación mediante US, (c, d) evoluciones y aproximaciones correspondientes a los ejes Z y X.

4.3.2. Caracterización de la marcha mediante la metodología propuesta

Análisis de la señal y obtención de parámetros de la marcha

Estudiando la señal obtenida con el sistema ultrasónico en distintos experimentos se observa la forma típica presentada en la figura 4.39. A continuación se realiza un análisis de esta señal y la descripción de los principales parámetros de la marcha humana.

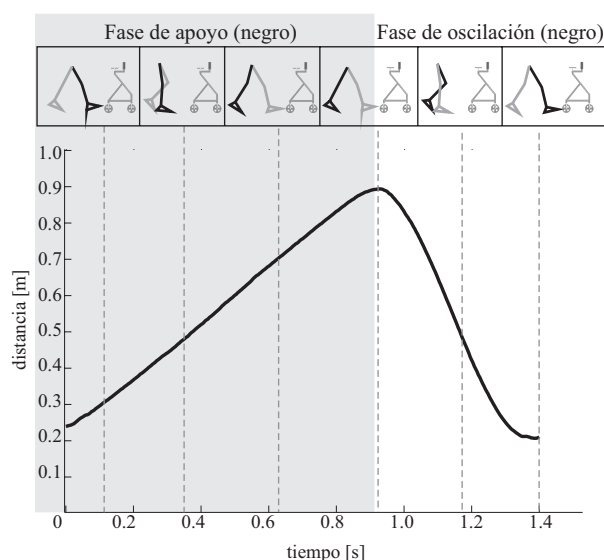


Figura 4.39: Esquema representativo de las evoluciones de los pies durante el ciclo de marcha y la correspondiente representación gráfica de la distancia entre pie y andador.

De manera intuitiva, se puede determinar que en el momento en el que el pie está más cerca del andador ocurre al principio de la *fase de apoyo*, cuando el pie oscilante contacta el suelo (figura 4.39). Del mismo modo, se observa que la distancia del pie al andador es máxima al final de la fase de apoyo justo antes del inicio de la *oscilación*.

Esta hipótesis ha sido validada a través de experimentos en el laboratorio de análisis de movimiento. En la figura 4.40 se muestran las curvas que representan el desplazamiento absoluto del andador y la evolución absoluta del pie, ambas medidas tomadas en la dirección de avance del andador. En esta figura es fácil identificar las fases de apoyo (cuando no hay desplazamiento del pie) y la de oscilación, cuando el pie evoluciona positivamente. La curva en trazo continuo es el resultado de la resta de las dos señales anteriores y representa la evolución del pie relativa al andador y coincide con la señal típica obtenida con el sistema ultrasónico.

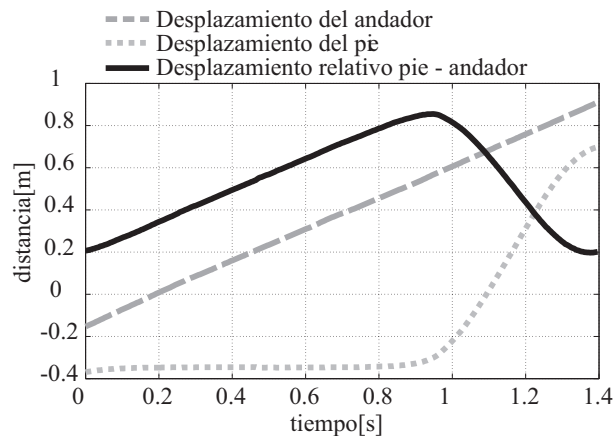


Figura 4.40: Curvas de desplazamiento obtenidas con el sistema de fotogrametría.

La *longitud de paso* puede ser obtenida a través de la diferencia entre el máximo de la curva anteriormente presentada (instante inmediatamente posterior al inicio de la fase de oscilación) y el mínimo consecutivo (fin de la oscilación). Combinando la información obtenida del pie contralateral se obtiene la longitud de zancada.

Asimismo, la *cadencia*, en pasos por segundo, puede ser obtenida de manera discreta a través de un detector de máximos de la combinación de las señales de los dos pies o calculada como el doble de la inversa del tiempo de duración de la zancada de uno de los pies (aprox. 1,4s en el caso de la figura 4.40). De forma continua, la cadencia puede ser estimada utilizando la técnica WFLC presentada y analizada anteriormente.

El sistema ultrasónico es capaz de ofrecer, además, la distancia desarrollada por el andador durante el experimento a través de la medición de la distancia relativa al pie en fase de apoyo. Como el pie apoyado está fijo en el suelo, la variación de la distancia medida con el sistema se debe solamente al desplazamiento realizado por el andador. Como siempre hay un pie apoyado durante la marcha, siempre es posible medir dicho desplazamiento y, además, aprovechando los momentos de doble apoyo, se puede mejorar esta estimación de la distancia.

La figura 4.41 muestra los resultados de uno de los experimentos, en el cual se obtiene el desplazamiento realizado con el andador con ambos sistemas de medida. Considerando el sistema de fotogrametría como referencia global, se nota que el error obtenido se encuentra alrededor de 1,4cm en un experimento de 3m de desplazamiento. Un análisis estadístico más detallado será presentado posteriormente en la sección 4.3.4.

Por último, es posible obtener la velocidad instantánea realizando la derivada del desplazamiento explicado en el apartado anterior. Del mismo modo, la velocidad media de marcha se obtiene directamente del producto de la cadencia por la

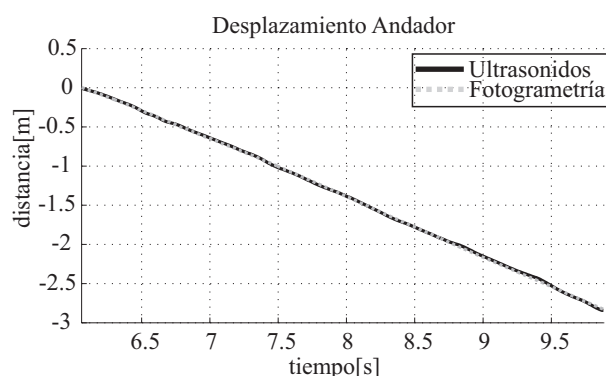


Figura 4.41: Desplazamiento del andador medido con el sistema de fotogrametría y con ultrasonidos.

longitud de paso o a través de la división de la distancia medida en un intervalo determinado por el mismo intervalo de tiempo.

Formulación analítica del paso en la marcha asistida

De esta manera, una vez relacionados algunos parámetros de la marcha con la distancia relativa pie-andador, se ha obtenido una expresión que relaciona estos parámetros y la forma de la señal. Aquí, no se trata de encontrar un ajuste óptimo de la curva. En el caso de este trabajo, se busca una manera intuitiva de relacionar parámetros espacio-temporales de la marcha con la forma de la señal obtenida. La finalidad del modelo es auxiliar, en el futuro, el control del dispositivo basándose en un modelo más completo de la marcha con andador.

Se modelan por separado las fases de apoyo y de oscilación. En el primer caso, la curva que corresponde a la fase de apoyo de la marcha normal con andadores es la recta descrita en la ecuación 4.29.

$$y(t) = vt + b \quad (4.29)$$

Donde:

- v es la velocidad del andador, que depende de la velocidad de la pierna contralateral oscilante que es la que produce el movimiento del andador,
- b es la distancia medida en el instante en que el pie contacta el suelo (inicio de la fase de apoyo).

Para la oscilación se considera que la pierna oscila como un péndulo simple, con frecuencia de oscilación igual a la inversa del doble del tiempo de oscilación. De este modo, se modela la fase de oscilación según la ecuación 4.30.

$$y(t) = \frac{L}{2} \cdot \cos\left(\frac{2\pi}{2T_{osc}}t - \varphi\right) + c \quad (4.30)$$

Donde:

- L es la longitud de paso,
- T_{osc} es el tiempo de oscilación total de la pierna,
- φ es el desfase dado por la relación entre los tiempos de apoyo y oscilación determinado por $\varphi = \frac{\pi T_{apoyo}}{T_{osc}}$,
- c es dado por la distancia medida en el instante en que el pie oscilante contacta con el suelo sumado a la mitad de la longitud del paso. En el caso de la marcha a velocidad constante en la cual hay menor variabilidad en la longitud de paso, este valor puede ser aproximado por la suma del offset b y la mitad de la longitud de paso ($c \approx b + \frac{L}{2}$).

Así, en la figura 4.42 se presentan los parámetros utilizados en la construcción del modelo del paso indicados a partir de la señal adquirida por el sistema ultrasónico.

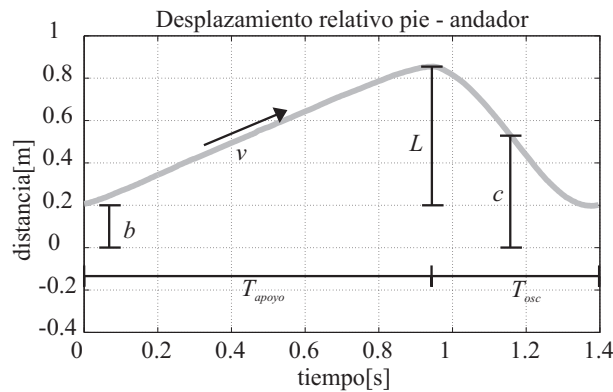


Figura 4.42: Parámetros del modelo del paso representados gráficamente.

4.3.3. Experimentos de validación

Para la validación del método y las hipótesis presentadas se han realizado una serie de experimentos en el laboratorio de análisis de movimiento. Es conveniente resaltar que las medidas tridimensionales de la posición de los marcadores depende del calibrado del sistema, [141]. En los experimentos realizados, se ha obtenido del algoritmo de calibrado, en cada caso, un error medio inferior a 0.6 mm con desviaciones estándar de similar magnitud. De esta manera, utilizando el software del sistema de medición y los datos adquiridos por el sistema ultrasónico se pueden comparar los resultados de la metodología desarrollada con el sistema de referencia absoluto de alta precisión.

Los datos presentados a lo largo del trabajo han sido obtenidos en el laboratorio mencionado. El espacio de trabajo de este laboratorio está limitado a un prisma de $10m \times 4m \times 3m$ para una configuración espacial estándar de las cámaras.

Para realizar los ensayos de validación se han colocado marcadores de IR sobre la estructura del andador y sobre los pies del usuario en puntos fácilmente trasladables matemáticamente a las posiciones de los receptores de ultrasonidos (véase el esquema presentado en la figura 4.14 c).

Los ensayos se han realizado con usuarios sin patologías físicas relacionadas con la marcha. Cada uno de ellos ha recorrido en línea recta la longitud del laboratorio de análisis de movimiento cinco veces, con el fin de obtener varios pasos para cada pie de cada usuario.

4.3.4. Resultados y discusión

En esta sección se presenta el análisis de los experimentos realizados durante esta fase del trabajo. Primero se muestran los criterios de cuantificación de errores utilizados para el análisis de todos los experimentos. A continuación se cuantifican las aproximaciones propuestas, se presentan los resultados de la utilización del sistema ultrasónico propuesto para determinar el desplazamiento del andador y finalmente, los del ajuste de la formulación analítica propuesta con las señales obtenidas de los experimentos.

En la discusión de las distintas etapas de validación del sistema y del modelo matemático del paso en la marcha con andador presentadas en la secciones siguientes, se utiliza para la cuantificación de los errores, el Error Cinemático de Seguimiento (ECS), anteriormente presentado en la ecuación 4.21. Se utiliza dicho método de cálculo de error por el hecho de que ofrece un parámetro único de cuantificación del error en todo el tramo de medida y principalmente por ofrecer una medida del ajuste entre dos señales comprendiendo tanto la velocidad de ajuste como la suavidad de la señal (ver sección 4.2.4).

Validación de la doble aproximación en medida de la posición de los pies con ultrasonidos

En la figura 4.43 se muestra la evolución de la distancia relativa pie-andador y el error cometido para un par de ciclos del pie izquierdo junto con las diferentes aproximaciones. La curva $PieUSizqY$ de la figura 4.43 representa la estimación de la distancia aproximando la variación del eje Y. La curva $PieUSizqZ$ de la figura 4.43 representa la estimación de la distancia aproximando la variación del eje Z. La curva $PieUSizq$ representa la estimación de la distancia pie-andador sin aproximaciones, es decir, utilizando para el cálculo de la proyección los valores de las coordenadas Y y Z del receptor obtenidas con el sistema de fotogrametría. Por

último, la curva $PieUSizqZY$ representa la estimación de la distancia mediante la doble aproximación planteada.

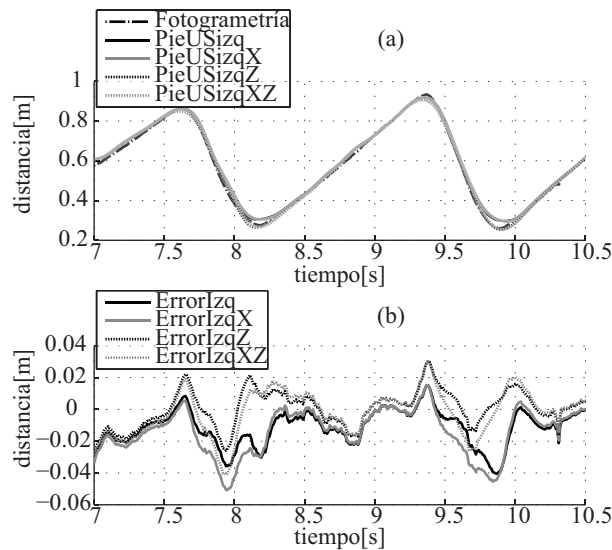


Figura 4.43: (a) Evoluciones del pie mediante Fotogrametría y US para cada una de las aproximaciones y (b) errores de estimación para cada caso.

Tal y como se puede observar en la representación de los errores para las diferentes aproximaciones, el error calculado para la doble aproximación tiene mayor amplitud pico a pico que para estimaciones sin aproximación o para aproximaciones únicas. Pese a esto, se observa que los errores no son significativos para nuestro estudio (errores de amplitud son menores de ± 4 cm, teniendo lugar los mayores errores durante la fase de oscilación), ya que no influye directa y significativamente en ninguno de los parámetros biomecánicos de la marcha a estudiar, y no afecta al sincronismo de estas señales con las de otros subsistemas del andador SIMBIOSIS.

En la tabla 4.6 se muestran los datos calculados del estudio del valor medio del error absoluto ($\overline{|\epsilon|}$), de la desviación estándar (STD) y del Error Cinemático de Seguimiento (ECS) para los cinco ensayos realizados por un usuario ejecutando en cada ensayo entre tres y cinco pasos por pie. Se puede apreciar que los valores de ECS son menores de 4 cm. Este error acumula los errores debidos a las dos aproximaciones y a los posibles errores debidos a la estimación de la distancia euclídea emisor-receptor introducidos por la técnica de medida.

Evaluación de la medida de desplazamiento del andador con el sistema ultrasónico

En esta sección se presenta el análisis de los experimentos realizados en el laboratorio de análisis de movimiento para la validación de la estimación del

Tabla 4.6: Errores de los ajustes de pasos pie izquierdo y pie derecho para cinco ensayos.

Ensayo	$ \varepsilon $ (cm)	STD (cm)	ECS (cm)
1I	3.11	1.91	3.65
1D	2.61	2.40	3.55
2I	3.57	1.73	3.96
2D	2.36	1.56	2.83
3I	3.49	1.18	3.68
3D	2.00	1.66	2.60
4I	3.31	1.17	3.51
4D	2.06	1.65	2.64
5I	3.66	1.37	3.91
5D	2.28	2.00	3.04

desplazamiento del andador utilizando el sistema ultrasónico propuesto. En la tabla 4.7 se presentan los errores obtenidos en cada uno de los cinco experimentos realizados con dos de los usuarios.

Tabla 4.7: Errores en la estimación de la distancia con el sistema ultrasónico.

Ensayo	$ \varepsilon $ (cm)	STD (cm)	ECS (cm)
$S1_1$	1.34	1.01	1.68
$S1_2$	1.35	1.29	1.87
$S1_3$	1.91	1.52	2.43
$S1_4$	2.47	2.42	3.45
$S1_5$	2.28	2.09	3.10
$S2_1$	1.79	2.52	3.09
$S2_2$	1.81	1.38	2.28
$S2_3$	1.68	2.15	2.72
$S2_4$	2.41	2.27	3.31
$S2_5$	1.38	1.72	2.21

Como se puede notar en la tabla 4.7, los errores de seguimiento en la estimación de la distancia en los experimentos realizados dentro del área de trabajo visible del sistema de fotogrametría (aproximadamente 3 m) son inferiores a 4 cm.

Validación de la formulación analítica del paso en la marcha con andador

En esta sección se presenta un análisis de los errores en el ajuste del modelo matemático del paso en la marcha con andador, presentado anteriormente en la sección 4.3.2. A modo de ejemplo, se presenta en la figura 4.44 el ajuste del modelo propuesto a la curva ideal medida con el sistema de fotogrametría en uno

de los experimentos realizados.

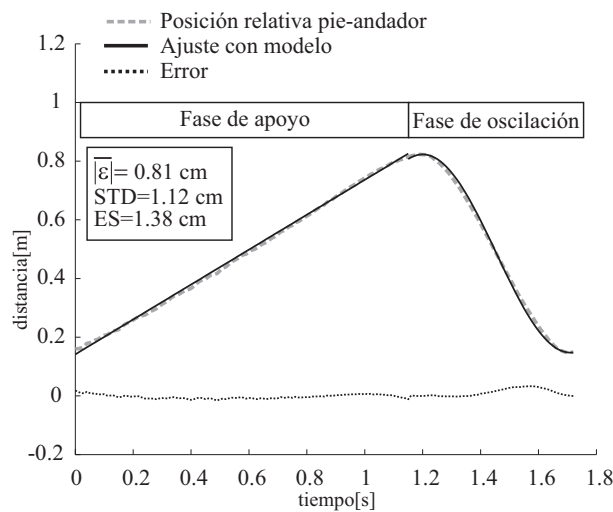


Figura 4.44: Ajuste del modelo propuesto a la señal de fotogrametría adquirida en los experimentos.

Como se observa en la figura 4.44 el modelo se ajusta bien a la curva medida tanto en la fase de apoyo como en la de oscilación. Se observa que al ajustar de manera independiente las fases de apoyo y oscilación, se minimiza el error de ajuste, sin embargo se obtiene una pequeña discontinuidad en la curva.

Una vez realizado el estudio y la validación del modelo con las señales obtenidas por el sistema de fotogrametría en todos los pasos (18 para el Sujeto 1 y 15 para el Sujeto 2) de todos los experimentos con los dos sujetos, estamos en disposición de realizar la cuantificación del error de las señales obtenidas por el sistema ultrasónico propuesto en este trabajo. La figura 4.45 presenta los errores obtenidos en el ajuste del modelo para los experimentos realizados.

Cabe resaltar que el modelo se ajusta a cada paso del usuario individualmente, pues aunque un usuario tenga una forma particular de caminar hay variabilidad en los parámetros del modelo de acuerdo con la velocidad de la marcha. En la tabla 4.8 se presentan dos pasos de dos usuarios distintos en el comienzo del experimento de marcha y en un intervalo medio. Aunque haya similitud en los parámetros de los dos pasos del mismo usuario, interesa conocer instantáneamente las variaciones de estos parámetros para saber como varía la marcha en el tiempo.

Pese a la precisión limitada tanto de la tecnología propuesta como de la doble aproximación adoptada, los resultados de los experimentos analizados en la sección anterior evidencian que el método de análisis propuesto, así como la estrategia de medición, son válidos para solucionar el problema del seguimiento de la posición de los pies del usuario durante la marcha asistida con andadores. De la información obtenida han sido extraídos distintos parámetros de la marcha

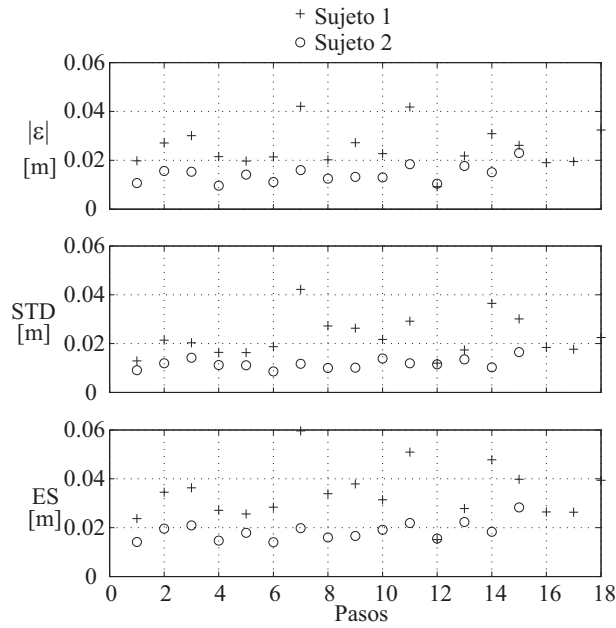


Figura 4.45: Estudio del error en el ajuste del modelo propuesto con las señales adquiridas del sistema ultrasónico.

Tabla 4.8: Parámetros del modelo de dos pasos de dos usuarios distintos.

Paso	v	b	L	T_{osc}	φ	c
$S_1(1)$	0.621	0.046	0.759	0.490	8.206	0.452
$S_1(2)$	0.675	0.082	0.747	0.510	6.529	0.403
$S_2(1)$	0.697	0.205	0.660	0.470	6.684	0.539
$S_2(2)$	0.786	0.180	0.693	0.470	6.216	0.521

humana, los cuales han sido utilizados para elaborar una formulación matemática del paso en la marcha asistida.

La formulación presentada y validada ofrece de manera rápida y factible en tiempo real distintos parámetros de la marcha humana. Estos parámetros son importantes a la hora de evaluar y cuantificar la eficacia de las estrategias de control a ser implementadas en el dispositivo, además de ofrecer información importante en la obtención de un modelo de la marcha humana con andadores. Dichos parámetros pueden ser utilizados en la caracterización de patologías de marcha, así como en la evaluación de procesos de rehabilitación y de la compensación funcional en la marcha humana asistida por andadores.

Debido a la robustez de la medida ultrasónica, el sistema presentado en esta sección tiene la ventaja de permitir la medida y estimación de los parámetros anteriormente presentados en entornos no estructurados, como pueden ser los centros de asistencia o de rehabilitación. Además, la estrategia propuesta no

está restringida a un determinado espacio de trabajo como en el caso de los laboratorios de análisis por fotogrametría, permitiendo, en cambio, el estudio ambulatorio de la marcha de un sujeto en ambientes más extensos.

Finalmente, cabe resaltar que los parámetros son extraídos a partir de la distancia pie-andador y no dependen de la tecnología utilizada para su obtención. De esta manera, si se desarrolla en el futuro un método para obtención de esta distancia sin la necesidad de colocación de sensores en los pies del usuario, todo el modelado y la caracterización elaborada pueden ser directamente aplicados.

4.4. Conclusiones

En este capítulo se ha presentado una metodología para la caracterización de diversos parámetros de la marcha asistida utilizando los sistemas embarcados en el andador SIMBIOSIS. Primeramente, utilizando el sistema de medición de fuerzas de interacción en el tren superior, se han presentado técnicas tanto para la extracción de parámetros de marcha (contacto del talón, despegue de puntera y cadencia) como para el filtrado adaptativo de las señales para la obtención de las componentes de fuerza generadas por el sujeto y relacionadas con las intenciones de guiado del andador.

Del mismo modo, utilizando el sistema ultrasónico previamente desarrollado, se ha presentado una técnica novedosa para la extracción de parámetros espacio temporales de la marcha y de la evolución del andador a partir de la medición de la distancia relativa pie-andador. Utilizando ciertos parámetros propios de la marcha humana, se ha realizado la formulación analítica de la onda característica típica.

Todos los estudios realizados hasta el momento tuvieron como sujetos individuos sanos. Como se ha mencionado, el objetivo hasta el momento era desarrollar técnicas fiables e implementables en tiempo real para la obtención de parámetros de marcha para el estudio y caracterización cuantitativa y ambulatoria de la marcha y de fenómenos transitorios relativos al de guiado del andador.

En el capítulo siguiente, se presentará una metodología para la generación fiable y segura de comandos de control para el andador a partir de la información obtenida de ambos subsistemas de medida. Se ha validado el sistema de control tanto por sujetos sanos como por personas con marcha patológica con el fin de validar la estrategia desarrollada.

Capítulo 5

Estrategia de control y validación clínica del andador SIMBIOSIS

5.1. Introducción

Una vez realizado el estudio y la caracterización de los parámetros de la interacción hombre-máquina durante la marcha asistida con el andador, estamos en disposición de discutir la construcción del algoritmo de control para el comando de los motores de tracción instalados en el andador. A continuación, en la sección 5.2, se presentará cómo se ha realizado la fusión de los datos obtenidos de los distintos subsistemas para la obtención de un controlador para el guiado asistido. En la sección 5.3 se presentan los resultados y análisis de las pruebas con pacientes realizadas en la Unidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas del Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo.

5.2. Fusión sensorial y estrategia de control

En las secciones siguientes se describe la concepción y validación del controlador ajustado para el comando de los motores instalados en el andador SIMBIOSIS. Para ello, se ha realizado la combinación de la información de los dos subsistemas de medida presentados anteriormente en el Capítulo 4 para la realización del filtrado más fiable de las señales de fuerza que son utilizadas en el control del andador desarrollado.

5.2.1. Utilización de sistema ultrasónico para mejora de la estimación de la cadencia

En el capítulo anterior, se ha propuesto un método de estimación continua de cadencia utilizando las componentes verticales de fuerza de interacción, en las cuales el patrón oscilatorio debido a las oscilaciones del tronco están bastante evidenciados. La estimación continua de la cadencia consiste en la determinación de la frecuencia principal de la componente oscilatoria de las fuerzas mediante la utilización del algoritmo WFLC. Aunque se haya obtenido la cadencia de marcha a partir de las fuerzas de reacción en los apoyos de antebrazo, en condiciones no ideales, los esfuerzos sobre las plataformas de apoyo de antebrazos pueden no estar tan bien definidos como se ha observado con anterioridad. Además, la calidad del ajuste de la estimación de cadencia depende de la personalización de los coeficientes de estimación μ_0 y μ_1 (véase la sección 4.2, en el Capítulo 4). De esta manera, buscando soluciones más fiables, se propone la utilización de las señales ultrasónicas que ofrecen una medida directa de la evolución de los pies y, por lo tanto, una medida más fiable de la cadencia.

Considerando la morfología típica de las señales ultrasónicas, la metodología no se diferencia de forma significativa de lo propuesto anteriormente. Se trata de obtener la cadencia de marcha a través de la estimación continua de la frecuencia principal de la componente oscilatoria. Igualmente, se utiliza el algoritmo WFLC como método para la estimación continua de esta frecuencia principal, según se indica en la figura 5.1 (a). Esta modificación ha permitido la utilización de valores únicos para los coeficientes del filtro. Experimentalmente se ha obtenido que los valores $\mu_0 = 3,0 \cdot 10^{-5}$ y $\mu_1 = 1,0 \cdot 10^{-3}$ ofrecen una buena estimación de la cadencia mediante el algoritmo propuesto. Todos los otros coeficientes (del filtro BBF y del algoritmo FLC) no se modifican, toda vez que ya se han ajustado anteriormente.

De esta manera, se define la *unidad de filtrado*, figura 5.1 (b) que agrupa el conjunto de filtros utilizados en este trabajo y que será utilizada en este capítulo para evitar la repetición de todo el diagrama presentado en la figura 5.1 (a).

5.2.2. Módulo de actuación y control de motores

Para la tracción del andador, se ha utilizado un par de motores de corriente continua conectados a una tarjeta electrónica desarrollada para realizar la interfaz entre el sistema desarrollado y los motores.

Las características de los motores utilizados son:

- Alimentación 12 V CC,
- Grupo reductor de 62:1 con el fin de obtener una velocidad nominal de 40 rpm,

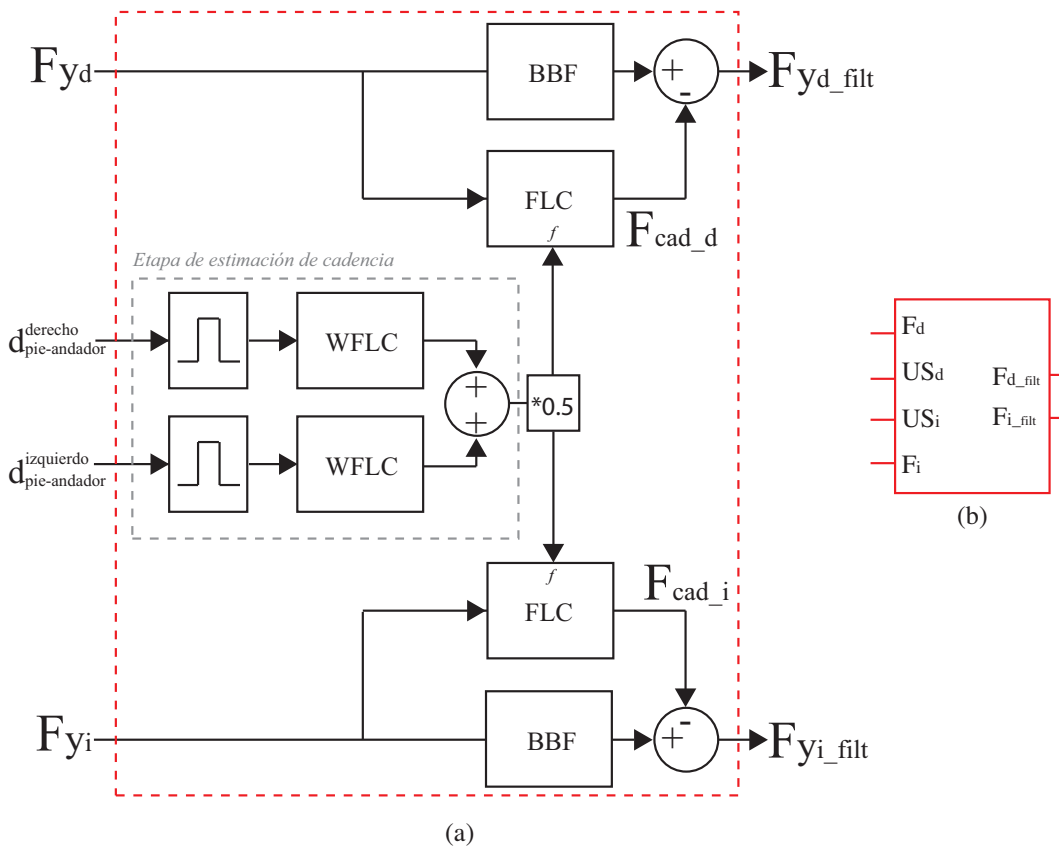


Figura 5.1: (a) Diagrama de filtrado de las señales de fuerza utilizando las señales del subsistema ultrasónico como señales de entrada para la estimación de cadencia. (b) Definición de la unidad de filtrado con cuatro entradas, dos señales de fuerza y dos de ultrasonidos, y dos salidas, las dos señales de fuerza filtradas.

- Corriente nominal de 5 A
- Par nominal de 5 Nm.

El conjunto motoreductor, figura 5.2 (a), es además autoblocante, de manera que si hay algún problema de suministro de tensión, el motor se para y a la vez frena las ruedas del andador. Se ha optado por este tipo de solución con el objetivo de priorizar la seguridad del usuario en caso de fallo eléctrico. El motor seleccionado ha sido instalado en la estructura del andador según se indica en la figura 5.2 (b). Como se puede observar, se ha acoplado un conjunto de poleas y correa para conectar mecánicamente los motoreductores a cada rueda del andador.

La interfaz con el sistema de adquisición y control (*PC104*) ha sido desarrollado utilizando un microcontrolador *dsPIC 30F4011* de *Microchip*. La entrada del sistema es un nivel analógico de tensión por cada canal entre 0 y 5 voltios y

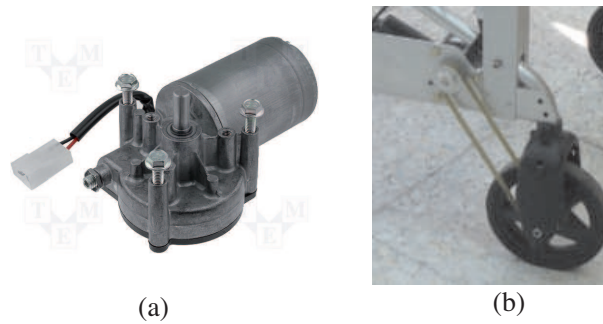


Figura 5.2: (a) Conjunto motor-reductora seleccionado. (b) Instalación del conjunto a una rueda del andador.

la salida es un tren de pulsos con frecuencia constante y ciclo de trabajo proporcional a la tensión de entrada. Para tensiones entre 0 y 2,5 V, el motor gira de manera que la rueda se mueva hacia atrás y para tensiones superiores a 2,5V el motor gira moviendo el rueda del andador hacia delante, en sentido de avance. Se conectan las salidas digitales del microcontrolador a puentes de transistores para que se suministren los niveles de tensión y corriente correctos a los motores. Se ha optado por desarrollar un circuito dedicado de forma que éste también gestione problemas de excesivas tensión, corriente y temperatura, así como cortocircuitos. De esta forma, estos problemas de bajo nivel son aislados de la arquitectura central de control.

5.2.3. Diseño del controlador para el guiado asistido

Una vez definida la unidad de filtrado, en esta sección se realiza el diseño conceptual del controlador para el comando del sistema motor instalado en el andador desarrollado. De los experimentos realizados en los capítulos anteriores, se ha observado la presencia de ciertos gestos de conducción, medidos en el subsistema fuerzas del tren superior, que indican la intención del sujeto para el guiado del andador. Por ejemplo, para iniciar la marcha, el usuario aplica en los dos sensores un esfuerzo en el sentido de avance (F_y positivo). En los giros, se ha observado la existencia de un par de fuerzas, de forma que para girar a la derecha, se obtiene un valor negativo (o menos positivo) en el sensor derecho y, a la vez, una señal positiva de mayor amplitud en el eje Y del sensor izquierdo.

Inicialmente, se había propuesto la realización de dos controladores PID (Proporcional Integral Derivativo) tal como se presenta en el diagrama de la figura 5.3. Como se observa, la velocidad de cada motor depende de la fuerza aplicada en el eje de avance del sensor de fuerza ipsilateral.

Aunque esta técnica de control haya funcionado de forma correcta, la existencia de ciertos patrones de fuerzas para la ejecución indica la posibilidad de utilizar otros tipos de arquitecturas de control para comandar el dispositivo basándose

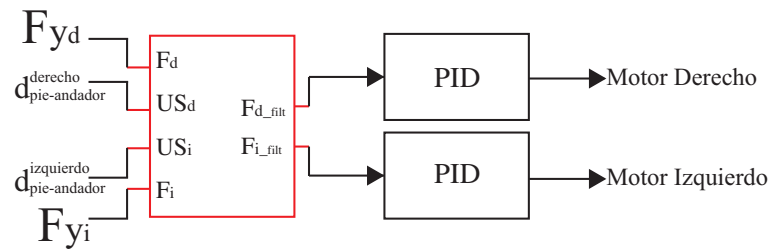


Figura 5.3: Propuesta PID para el control de los motores del andador.

en las fuerzas de interacción entre usuario y andador. En una colaboración con el Departamento de Engenharia Elétrica de la Universidade Federal do Espírito Santo (Brasil), se ha propuesto en [142] una solución basada en la clasificación de los patrones de fuerzas con una red neuronal. Sin embargo, la complejidad de ajuste y la necesidad de personalización previa del clasificador han presentado desventajas significativas para la elección de esta solución.

Así, se ha desarrollado un controlador borroso que integra estos patrones observados en el guiado asistido en forma de reglas de control.

Concepción e implementación de un controlador borroso para el guiado del andador

Se ha optado por la utilización de un controlador borroso para la gestión de la interacción usuario-andador debido a las siguientes razones:

- La dificultad en agrupar los datos obtenidos de los sensores de fuerzas en conjuntos simples y aplicables a todos los usuarios. La aproximación borrosa ofrece una solución flexible y ajustable en los casos de variabilidad en los datos de entrada.
- La flexibilidad intrínseca del método al no asignar un conjunto de datos a una clase de forma rígida, sino a través de una función de pertenencia que varía entre 0 y 1.
- La posibilidad de incorporar el conocimiento obtenido a priori del comportamiento esperado del sistema de una manera lingüística y simple.

En la teoría de conjuntos clásicos, un elemento es o no parte de un conjunto en cuestión. En la teoría de conjuntos borrosos, la pertenencia o no de un elemento a una clase no es definida de forma tan estricta, sino siguiendo una función que puede obtener valores entre 0 y 1, definiendo lo que se conoce como *grado de pertenencia*.

Muchas veces, aunque se pueda hacer la distinción entre valores cercanos matemáticamente, en la práctica esta distinción puede carecer de sentido. Tomemos

como ejemplo un valor real V_i . Podemos decir que V_i pertenece a un conjunto de números reales V si este valor es positivo grande. Si tenemos que los valores pueden variar entre 0 y 1, en la teoría clásica se tendría que asociar un umbral fijo para definir si V_i pertenece o no a V . Supongamos que este umbral sea 0,7. Esto implicaría que 0,69 no pertenece al conjunto de números positivos grandes y que, sin embargo, 0,71 sí pertenece. Si consideramos un conjunto borroso, se podría construir una regla en la cual el grado de pertenencia, μ_p , de V_i al conjunto V se da según la función presentada en la figura 5.4. Así, los valores usados en el ejemplo anterior, 0,69 y 0,71, tendrían asociados un grado de pertenencia al conjunto V .

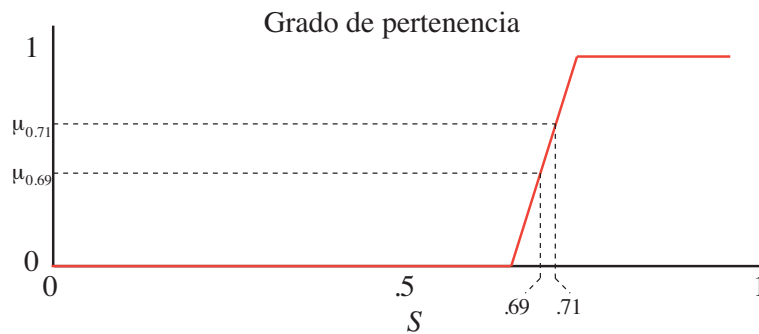


Figura 5.4: Ejemplo de función de pertenencia Fuzzy.

De esta manera, la obtención de un modelo borroso incluye la metodología para obtener una descripción para sistemas físicos que incluyen incertidumbres, variabilidades, etc. Para realizar el modelado de un sistema, se debe buscar una descripción matemática de la relación entre las entradas y salidas de un sistema. En el caso del modelado mediante la lógica borrosa, se definen los elementos básicos del sistema borroso:

- un conjunto de reglas generadas a partir de una base de conocimiento,
- un mecanismo de inferencia,
- una interfaz de emborronado,
- una interfaz de desemborronado.

De esta manera, la construcción de un modelo matemático según la lógica borrosa implica en la realización de los siguientes pasos:

1. Emborronado. Consiste en comparar las variables de entrada con las funciones de pertenencia de las premisas (S_i) para la obtención de los valores de pertenencia.

2. Inferencia. Consiste en la aplicación de los operadores lógicos borrosos en los valores de pertenencia para obtener un único valor numérico entre 0 y 1.
3. Generación. Consiste en la creación de la parte consecuente (*Entonces*) de las reglas borrosas.
4. Desemborronado. Consiste en la generación de una salida numérica a partir de la información borrosa.

La implementación del controlador para el andador SIMBIOSIS ha sido realizada utilizando las funciones contenidas en la *Fuzzy Logic Toolbox* de *Matlab*. En este caso, se ha realizado un sistema de dos entradas (D_{in} y I_{in}), una por cada conjunto lateral de sensores de fuerza, y dos salidas (D_{out} y I_{out}), una para cada motor. La figura 5.5 presenta el diagrama básico de control desarrollado.

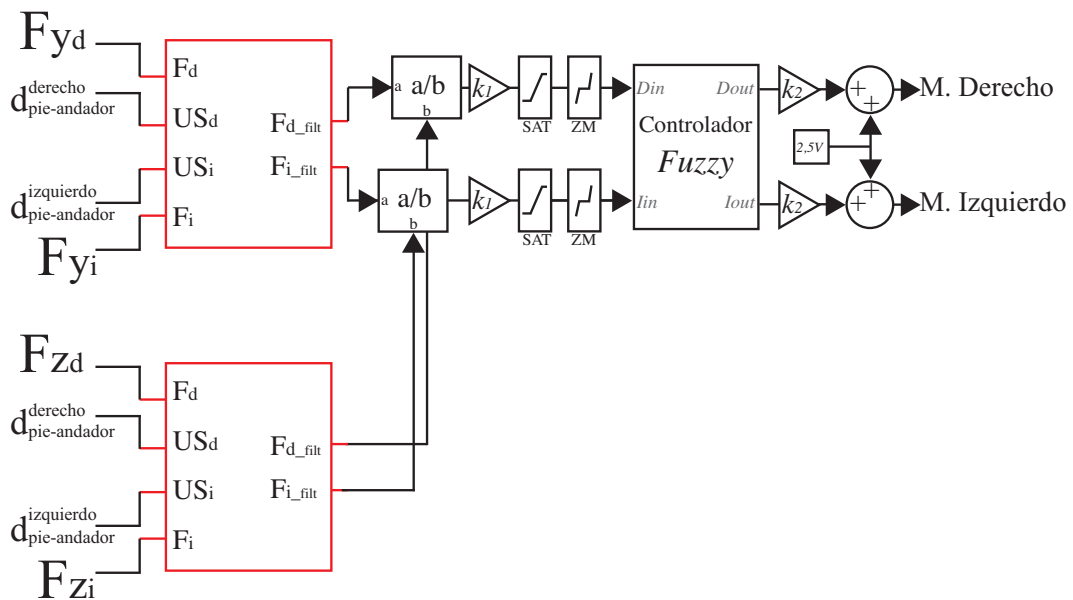


Figura 5.5: Controlador borroso (*fuzzy*) desarrollado para el comando de los motores del andador Simbiosis.

Como se puede observar, debido a la diferencia del peso soportado por el andador para cada usuario, o bien debido a posibles asimetrías en los apoyos para un mismo sujeto, se ha realizado la división de las componentes de fuerza en los ejes de avance (Y) por sus correspondientes componentes en el eje de apoyo (Z). De esta manera, para un apoyo mayor en un determinado soporte de antebrazo, hace falta realizar un mayor esfuerzo de empuje en la dirección de avance para tener una salida equivalente.

Además, se observa la presencia de ganancias constantes k_1 en la entrada del controlador borroso. Estas ganancias son utilizadas para adecuar las señales a la

entrada del controlador que, en este caso, debe estar entre -1 y +1. Del mismo modo se han introducido bloques de saturación (SAT) para evitar que el valor de la división pueda superar los valores máximo y mínimo de las entradas del controlador y zonas muertas (ZM) para evitar que se generen salidas de control para valores muy pequeños en las entradas. Las ganancias k_2 en la salida del controlador están introducidas para convertir las salidas del controlador a los niveles correctos de actuación para su posterior envío al circuito de comando de los motores explicado anteriormente en este capítulo.

Para las entradas, se han definido cuatro funciones de pertenencia, véase la figura 5.6:

- Valor negativo (*neg*). Función en forma de Z (*Z-shaped*), con $a = -0,8$ y $b = 0$, definida según la ecuación 5.1.

$$zmf(x) = \begin{cases} 1, & x \leq a \\ 1 - 2 \cdot \left(\frac{x-a}{b-a}\right)^2, & a \leq x \leq \frac{a+b}{2} \\ 2 \cdot \left(b - \frac{x}{b-a}\right)^2, & \frac{a+b}{2} \leq x \leq b \\ 0, & x \geq b \end{cases} \quad (5.1)$$

- Valor cero (*cero*). Función Gaussiana simétrica, con $\sigma = 0,2045$ y $c = 0$, definida según la ecuación 5.2.

$$gaussmf(x) = e^{-\frac{(x-c)^2}{2\sigma^2}} \quad (5.2)$$

- Valor poco positivo (*pos_p*). De forma similar, una función Gaussiana simétrica con $\sigma = 0,1173$ y $c = 0,4$.
- Valor muy positivo (*pos*). Función en forma de S (*S-shaped*), con $a = 0,3148$ y $b = 0,8$, definida según la ecuación 5.3.

$$smf(x) = \frac{1}{1 + e^{-a(x-b)}} \quad (5.3)$$

De modo similar se definen las funciones de pertenencia:

- Valor cero (*cer*). Función en forma de Z con $a = -0,2$ y $b = 0,5$.
- Valor poco positivo (*pos_p*). Función Gaussiana simétrica con $\sigma = 0,1944$ y $c = 0,5$.
- Valor positivo (*pos*). Función en forma de S con $a = 0,5$ y $b = 0,8$.

Como se puede observar de la definición de las funciones de salida, ésta se encuentra entre 0 y 1, de forma que no se permite la generación de salidas negativas para la excitación de los motores. Esta decisión se ha tomado debido al

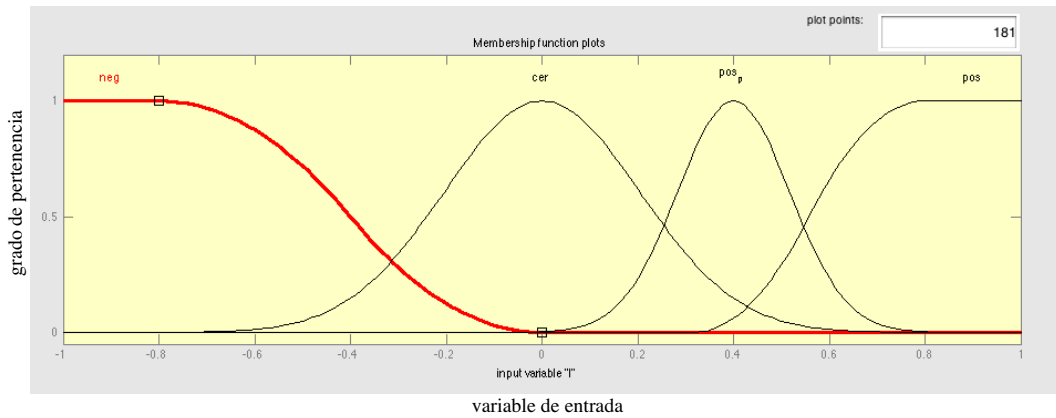


Figura 5.6: Captura de pantalla del algoritmo generado en el entorno de Matlab para definición de las funciones de pertenencias de las variables de entrada.

riesgo inherente al movimiento hacia tras del andador que podría causar que el dispositivo empujase al usuario ocasionando una caída.

Finalmente, se definen las 16 reglas que rigen el movimiento del andador. Estas reglas son una combinación de todos los posibles valores de entradas (2 entradas y 4 posibles estados generan $2^4 = 16$ combinaciones) y las salidas esperadas. Las reglas son:

1. Si I_{in} es *neg* y D_{in} es *pos*, entonces I_{out} es *cer* y D_{out} es *pos*;
2. Si I_{in} es *neg* y D_{in} es *neg*, entonces I_{out} es *cer* y D_{out} es *cer*;
3. Si I_{in} es *neg* y D_{in} es *cer*, entonces I_{out} es *cer* y D_{out} es *pos_p*;
4. Si I_{in} es *neg* y D_{in} es *pos_p*, entonces I_{out} es *cer* y D_{out} es *pos*;
5. Si I_{in} es *pos* y D_{in} es *pos*, entonces I_{out} es *pos* y D_{out} es *pos*;
6. Si I_{in} es *pos* y D_{in} es *neg*, entonces I_{out} es *pos* y D_{out} es *cer*;
7. Si I_{in} es *pos* y D_{in} es *cer*, entonces I_{out} es *pos* y D_{out} es *cer*;
8. Si I_{in} es *pos* y D_{in} es *pos_p*, entonces I_{out} es *pos* y D_{out} es *pos_p*;
9. Si I_{in} es *cer* y D_{in} es *pos*, entonces I_{out} es *cer* y D_{out} es *pos*;
10. Si I_{in} es *cer* y D_{in} es *neg*, entonces I_{out} es *pos_p* y D_{out} es *cer*;
11. Si I_{in} es *cer* y D_{in} es *cer*, entonces I_{out} es *cer* y D_{out} es *cer*;
12. Si I_{in} es *cer* y D_{in} es *pos_p*, entonces I_{out} es *cer* y D_{out} es *pos_p*;
13. Si I_{in} es *pos_p* y D_{in} es *pos*, entonces I_{out} es *pos_p* y D_{out} es *pos*;

14. Si I_{in} es pos_p y D_{in} es cer , entonces I_{out} es pos_p y D_{out} es cer ;
15. Si I_{in} es pos_p y D_{in} es neg , entonces I_{out} es pos y D_{out} es cer ;
16. Si I_{in} es pos_p y D_{in} es pos_p , entonces I_{out} es pos_p y D_{out} es pos_p .

Para realizar la aplicación de la información en el modelo borroso se definen: (i) como operador lógico “y”, el método del *mínimo*; (ii) como método de *Impliación*, el operador borroso *mínimo*, (iii) como método de *Agregación*, el cálculo del *máximo*; y (iv) como interfaz de *Desemborronado*, el cálculo del centroide.

5.2.4. Lazos externos para el control seguro del andador

Aparte del controlador borroso, responsable de realizar el comando del movimiento del andador basado en las fuerzas aplicadas por el sujeto, otros lazos externos de mayor prioridad fueron utilizados con el fin de aumentar la seguridad en la conducción asistida. En general, estos lazos consisten en expresiones condicionales o reglas de seguridad que, en el caso de que no se cumplan, conectan la señal enviada al circuito de comando de motores del andador a 2,5V, llevando el dispositivo a un estado parado (y frenado) de forma inmediata (véase la figura 5.7).

A priori, se ha definido que el andador debe parar inmediatamente en el caso de que:

- las dos componentes en los ejes Y sean negativos,
- cualquiera de los componentes verticales de fuerza sea inferior a un peso mínimo (uno o ambos brazos no están apoyados),
- ocurra una separación excesiva de los dos pies,
- ocurra una aproximación excesiva de los dos pies.

5.2.5. Ajustes y validación previa del controlador

Antes de la realización de experimentos con los pacientes, se ha realizado la validación previa del controlador con usuarios sanos en el laboratorio del Grupo de Bioingeniería del CSIC. Esta etapa ha sido interesante para evaluar el funcionamiento de la estrategia de control y realizar el ajuste de algunos coeficientes.

Por un lado, en lo que se refiere a la unidad de filtrado, no ha habido la necesidad de realizar ningún tipo de ajuste, toda vez que los coeficientes para los filtros de Benedict-Bordner y para los algoritmos WLFC y FLC ya habían sido obtenidos en el Capítulo 4 de esta tesis doctoral. Por otro lado, en esta fase se han definido valores para las ganancias k_1 y k_2 , los límites de los bloques de zona muerta (ZM) y el ajuste de las curvas de las funciones de pertenencia presentadas

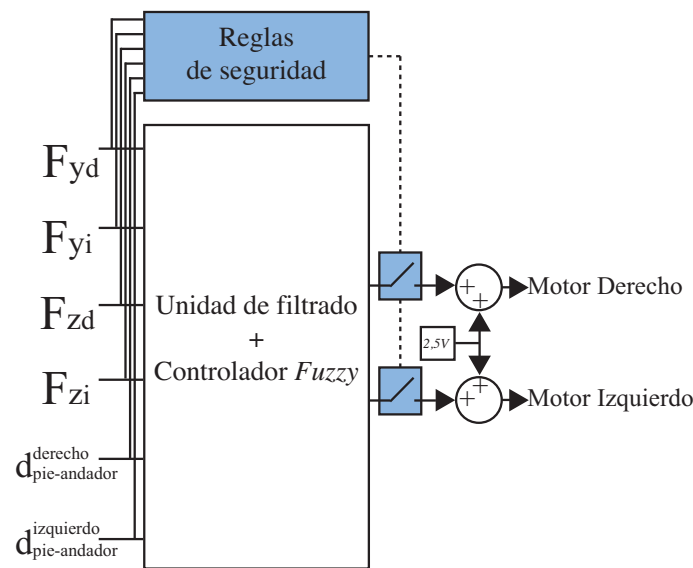


Figura 5.7: Lazos externos implementados para aumentar la seguridad del usuario en la conducción asistida.

anteriormente en la sección 5.2.3. Se ha obtenido experimentalmente un conjunto único para estas constantes que satisfacía el modo de conducción de todos los usuarios.

Cabe resaltar que, durante esta fase de experimentación, se ha constatado la importancia del filtrado adaptativo de las señales de fuerza. La utilización de la información directa de los sensores con un procesamiento de bajo coste computacional y que no introduce retrasos significativos a las señales ha ofrecido una conducción agradable del dispositivo, con respuestas rápidas y sin la sensación de retraso. En cuanto a cuestiones subjetivas, los usuarios que han experimentado el dispositivo en esta fase han mencionado que sentían que tenían el control sobre el dispositivo y que el andador seguía sus intenciones de movimiento.

Se han realizado experimentos con y sin la implementación del filtrado de las componentes de fuerza originadas de las oscilaciones del tronco del sujeto. En el caso en el que no se aplica este filtro a los datos con el algoritmo WFLC-FLC presentado en el Capítulo 4, se ha observado que el andador se desplaza con una componente oscilatoria de frecuencia igual a la de oscilación del tronco, haciendo que la conducción sea inestable para el sujeto. Al introducirse el algoritmo de filtrado, estas componentes automáticamente se cancelaban y el usuario experimentaba un mayor control sobre el andador, dado que solamente las componentes voluntarias de las fuerzas de interacción eran utilizadas para la generación de las salidas de control.

5.3. Experimentos con usuarios. Validación en el Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo (HNPT)

Durante los meses finales de la realización de la presente tesis doctoral, el autor ha realizado una estancia breve en en la Unidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas del HNPT. Esta colaboración ha permitido la realización del estudio de validación presentado en esta sección que ha sido de fundamental importancia en la conclusión del trabajo desarrollado.

5.3.1. La lesión medular. Definiciones y escalas

En una publicación reciente de un libro organizado por el HNPT, [143], M. Alcobendas Maestro define la lesión medular como:

“La lesión medular es una de las situaciones clínicas más devastadoras, tanto por la pérdida de funcionalidad que supone y, consecuentemente, la pérdida de independencia del individuo, como por las limitadas posibilidades de recuperación espontánea unidas a la carencia de un tratamiento curativo.”

Se entiende por *lesión medular* cualquier alteración sobre la médula espinal que puede provocar alteraciones en el movimiento, la sensibilidad o la función por debajo del nivel de la lesión, [144]. El origen de la lesión puede ser traumático, no traumático o congénito (infeccioso, neoplásico, vascular, autoinmune, inflamatorio, desmielinizante, idiopático y atroféico).

El nivel de la lesión (véase la figura 5.8) se define como el segmento localizado por encima del segmento más rostral afectado, de manera que una misma lesión puede tener distintos niveles motores y sensitivos y diferir en ambos hemisferios, [145]. Una lesión medular *completa* se presenta cuando no hay funciones debajo del nivel de la lesión y no hay sensibilidad ni movimientos voluntarios. Los dos lados del cuerpo están afectados de igual forma. Una lesión *incompleta* se da cuando prevalece alguna de las funciones por debajo del nivel primario de la lesión. Una persona con una lesión incompleta puede tener mayor movilidad o sensibilidad en un hemisferio que en otro.

Escalas y Tests ASIA

La valoración neurológica en la lesión medular se lleva a cabo siguiendo las directrices de la *American Spinal Injury Association-ASIA*, [146, 147], basadas en una exploración sistematizada de las funciones motoras y sensitiva. El test motor según la escala de la ASIA se realiza a través de la exploración de 10 músculos, 5 en miembros superiores y 5 en miembros inferiores, y se puntúa el balance muscular entre 0 y 5 de acuerdo con lo que se presenta en la tabla 5.1.

Además, se valoran las sensibilidades en una escala de 0 a 2 en la cual, 0 define la anestesia, 1 la sensibilidad alterada (incluyendo la hiperestesia) y 2 la

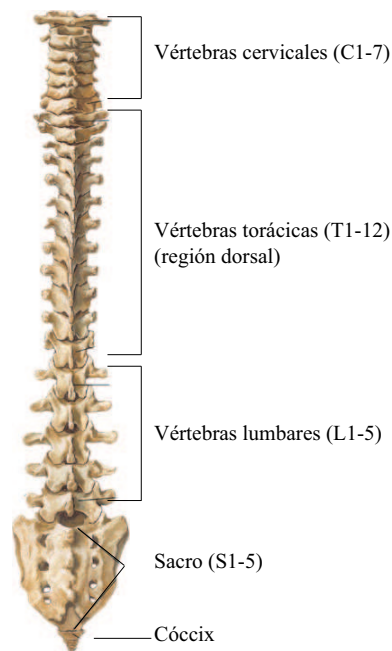


Figura 5.8: Ejemplo de una respuesta del cuestionario empleando la escala visual analógica.

Tabla 5.1: Test motor según la Escala de la ASIA.

Índice	Descripción
0	Parálisis total
1	Contracción palpable o visible
2	Movimiento activo, se completa el arco de movimiento sin gravedad
3	Movimiento activo, se completa el arco de movimiento contra gravedad
4	Movimiento activo, se completa el arco de movimiento contra resistencia moderada
5	Normal movimiento activo, se completa el arco de movimiento contra toda resistencia
5*	Normal movimiento activo, se completa el arco de movimiento contra toda resistencia si no existen factores inhibidores
NT	No valorable

normalidad.

Finalmente, se definen los cinco grados de afección neurológica (de la ASIA) presentados en tabla 5.2.

Escala de Penn (PSFS)

Penn et al. definió una escala de cinco puntos (véase la tabla 5.3) que indicaba la frecuencia de ocurrencia de espasmos, [148, 149]. La *Penn Spasm Frequency*

Tabla 5.2: Grados de afección neurológica de la ASIA.

Índice	Descripción
A	Lesión completa sensitivomotora
B	Lesión completa sensitiva completa motora
C	Lesión incompleta sensitivomotora no funcional
D	Lesión incompleta sensitivomotora funcional
E	Función motora y sensitiva normal

Scale (PSFS) fue modificada por Priebe et al. en [150] añadiendo un segundo índice que indica el nivel de espasticidad del sujeto. Sin embargo, en este trabajo, el personal clínico del HNPT solamente ha realizado la clasificación de los pacientes utilizando el primer índice de la escala de Penn y se ha utilizado la escala de Ashworth (presentada a continuación) para indicar el nivel de espasticidad.

Tabla 5.3: Grados de la escala PSFS.

Índice	Descripción
0	Sin espasmos
1	Espasmos inducidos por un estímulo
2	Espasmos que ocurren menos de una vez cada hora
3	Espasmos que ocurren más de una vez cada hora
4	Espasmos que ocurren más de diez veces cada hora

Escala de Hoffer y Hospital Sagunto

Las escalas de Hoffer, [151, 152], y del Hospital Sagunto, [153], son utilizadas para la clasificación del paciente según su nivel de ambulación. Aunque no sean escalas específicas para el estudio de la lesión medular, son interesantes para conocer las posibilidades de un individuo y sus índices resultan bastante explícitos para personas ajenas al entorno clínico. Los índices de estas escalas se presentan a continuación.

La Escala de Hoffer presenta cuatro niveles distintos. Empezando por el nivel más alto de ambulación, tenemos:

- Ambulante en la comunidad,
- ambulante en interiores,
- ambulante no funcional,
- no ambulante.

Del mismo modo, tenemos los siguientes índices para la escala del Hospital Sagunto:

- normal (5),
- ambulante independiente en la comunidad (4),
- Ambulante alrededor del domicilio (3),
- ambulante en interiores (2),
- ambulante no funcional (1),
- no ambulante (0).

Escala de WISCI II

De forma más específica para la lesión medular, la escala WISCI II (*Walking Index for Spinal Cord Injury*) es definida al nivel del usuario e indica la habilidad de caminar después de un lesión medular, [154]. La escala asume valores entre 0, indicando nivel de discapacidad más severo, y 20, indicando menor afección. Para evitar la descripción de los 20 índices de la escala WISCI II, aquellos que sean utilizados para la clasificación de los pacientes serán descritos cuando aparezcan por la primera vez en el texto de la sección 5.3.2.

Escalas de Ashworth y Ashworth Modificada

La *espasticidad*, definida como una respuesta velocidad-dependiente al estiramiento pasivo, [155, 156], es una de las secuelas más pronunciadas de las lesiones en el sistema nervioso central, [157]. La medida de espasticidad de Ashworth fue desarrollada como una clasificación clínica simple para evaluar los efectos antiespásticos de un medicamento relajante muscular (*Carisoprodol*) en esclerosis múltiple, [158]. La escala de Ashworth (*Ashworth Scale, AS*), es una escala de cinco puntos basada en la evaluación clínica subjetiva del tono muscular, [149]. En la escala de Ashworth Modificada (MAS), añade un valor extra (1+) a la AS para acomodar a pacientes hemipléjicos, [149].

Por su simple empleo y la no necesidad de equipamiento especializado, las escalas AS y MAS son adoptadas para la cuantificación de la espasticidad en una gran variedad de enfermedades y afecciones, incluyendo la lesión medular, [159]. La tabla 5.4 presenta en detalle la escala MAS.

5.3.2. Pacientes

Un total de ocho pacientes han participado de los experimentos de validación del andador SIMBIOSIS realizados en la Unidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas (UBAT) del HNPT. Con el auxilio del personal clínico, los pacientes han sido sometidos a una exploración física para determinar el balance muscular

Tabla 5.4: Escala de Ashworth Modificada para la valoración de la espasticidad.

Grado	Descripción
0	Tono muscular normal
1	Hipertonía leve. Aumento en el tono muscular con la “detención” en el movimiento pasivo de la extremidad, mínima resistencia al final de su arco de movimiento.
1+	Hipertonía leve. Aumento en el tono muscular con la “detención” en el movimiento pasivo de la extremidad, mínima resistencia en menos de la mitad de su arco de movimiento.
2	Hipertonía moderada. Aumento del tono muscular durante la mayor parte del arco de movimiento, pero puede moverse pasivamente con facilidad la parte afectada.
3	Hipertonía intensa. Aumento prominente del tono muscular, con dificultad para efectuar los movimientos pasivos.
4	Hipertonía extrema. La parte afectada permanece rígida, tanto para la flexión como para la extensión.

en miembros inferiores y superiores. Además, se han extraído los datos físicos y patológicos así como el tratamiento específico de cada paciente.

Los siguientes criterios, establecidos en colaboración con el personal clínico del UBAT-HNPT, fueron utilizados para la inclusión de los pacientes en el estudio:

- tener la función cognitiva preservada,
- ser capaz de mantenerse en bipedestación,
- poseer buen control de tronco,
- tener la habilidad de caminar al menos 10 metros sin parar, con o sin ayudas técnicas, y sin la asistencia de otra persona,
- tener conservada la función de agarre en miembros superiores.

De esta manera, se han buscado pacientes que cumplieran los criterios de inclusión anteriormente presentados con distintos grados de capacidades de locomoción:

- Sujetos con menores capacidades de locomoción, ambulantes no funcionales y que fueran capaces de moverse, aunque con dificultad, utilizando bastones, muletas o andadores. Estos sujetos prácticamente utilizan solamente las sillas de ruedas para su locomoción.
- Sujetos con un grado intermedio de locomoción, capaces de deambular en entornos interiores con ayudas técnicas como bastones, muletas y andadores. En general, en exteriores utilizan la silla de ruedas para su locomoción.

- Sujetos con mayor capacidad de locomoción, ambulantes funcionales en exteriores que o necesitasen de ayudas técnicas, pero que las hayan utilizado en algún momento durante su proceso de rehabilitación.

Teniendo todo esto en cuenta, a continuación se presentan los pacientes seleccionados y sus principales características con respecto a las escalas e índices presentados en este capítulo.

JLG 45 años de edad, 70 kg de masa corporal, 1,73 m de estatura, varón, con nivel de lesión motora *L1*, tipo incompleta (Escala ASIA C). La lesión ha ocurrido inicialmente en el 07/05/2008 en una caída (lesión traumática), pero solamente ha presentado complicaciones después de un problema vascular (embolización) en el noviembre de 2009. Es clasificado como ambulante no funcional (escalas Hoffer y Hospital Sagunto), no relata presencia de espasmos (0 en la escala PSFS) y presenta un índice de 0 (tono muscular normal) en la escala de Ashworth para MMII. En la escala WISCI II es clasificado como 12 (deambula con dos muletas, ortesis y sin asistencia de otra persona a lo largo de 10 metros). El paciente utiliza la silla de ruedas como medio de locomoción y tan sólo emplea dos muletas para realizar ejercicios de rehabilitación. En el pie derecho utiliza una ortesis de tobillo y pie (*Ankle-Foot Orthosis, AFO*) y actualmente recibe tratamiento con fármacos y electroestimulación funcional (EEF) en los miembros inferiores.

BRT 69 años de edad, 80 kg de masa corporal, 1,78 m de estatura, varón, con nivel de lesión motora *C5*, tipo incompleta (Escala ASIA D). Ha sufrido una lesión traumática el 20/01/2010. El paciente utiliza la silla de ruedas y dos muletas como ayuda técnica para la movilidad. Es clasificado como ambulante de interiores (escalas Hoffer y Hospital Sagunto). En la escala WISCI II, es clasificado como 16 (deambula con dos muletas, sin ortesis y sin asistencia de otra persona a lo largo de 10 m). No utiliza ningún tipo de ortesis y actualmente recibe tratamiento con fármacos y EEF en miembros inferiores.

DGC 65 años de edad, 77 kg de masa corporal, 1,67 m de estatura, varón, con nivel de lesión motora *D9*, tipo incompleta (Escala ASIA D). La lesión tiene origen vascular y ocurrió el 17 de diciembre del 2009. El paciente utiliza la silla de ruedas y dos muletas como ayuda técnica para la movilidad. DGC tiene disminuida la sensibilidad táctil y analgésica y no posee control de esfínteres. Es clasificado como ambulante de interiores (escalas Hoffer y Hospital Sagunto), relata la presencia de espasmos con frecuencia inferior a una vez por hora (2 en la escala PSFS) y presenta un índice de 0 en la escala de Ashworth para MMII. Del mismo modo que en el caso anterior, es 16 en la escala WISCI II. No utiliza ningún tipo de ortesis y actualmente recibe tratamiento con el dispositivo Lokomat para el entrenamiento de la marcha (véase la figura 1.13 en el Capítulo 1 de este documento).

RAB 49 años de edad, 75 kg de masa corporal, 1,57 m de estatura, mujer, con nivel de lesión motora *L1*, tipo incompleta (Escala ASIA D). La lesión medular tiene una etiología vascular y ocurrió el 9 de diciembre de 2009. Utiliza la silla de ruedas y dos muletas para la locomoción asistida. Tiene disminuida la sensibilidad táctil y analgésica y no posee control de esfínteres. Además, sufre tendinitis en ambos hombros. En las escalas Hoffer y Hospital Sagunto es clasificada como ambulante de interiores, relata la presencia de espasmos con frecuencia inferior a una vez por hora (2 en la escala PSFS) y presenta un índice de 0 en la escala Ashworth para MMII. En la escala WISCI II es clasificada como 16. La paciente no hace uso de ningún tipo de ortesis y recibe tratamiento a través de fármacos.

AML 23 años de edad, 60 kg de masa corporal, 1,69 m de estatura, mujer, con nivel de lesión motora *D5*, tipo incompleta (Escala ASIA D). La lesión medular tiene una etiología inflamatoria y ocurrió el 17 de mayo de 2010. Utiliza, actualmente, una muleta para la locomoción asistida. Tiene disminuida la sensibilidad táctil y analgésica. En las escalas Hoffer y Hospital Sagunto es clasificada como ambulante en la comunidad y ambulante independiente en la comunidad, respectivamente y no relata la presencia de espasmos (0 en la escala PSFS). Presenta un índice de 0 en la escala Ashworth para MMII. En la escala WISCI II es clasificada como 19. La paciente no hace uso de ningún tipo de ortesis y recibe tratamiento a través de fármacos.

AGG 70 años de edad, 100 kg de masa corporal, 1,75 m de estatura, varón, con nivel de lesión motora *D6*, tipo incompleta (Escala ASIA D). El paciente ha presentado una compresión medular y fue intervenido de manera urgente el 13 de marzo de 2010. Utiliza, actualmente, la silla de ruedas o dos muletas para la locomoción asistida. En cuanto a la sensibilidad, presenta un cuadro de hiperestesia táctil y analgésica. Posee control parcial de esfínteres. En las escalas Hoffer y Hospital Sagunto es clasificado como ambulante de interiores y no relata la presencia de espasmos (0 en la escala PSFS). Presenta un índice de 0 en la escala Ashworth para MMII. En la escala WISCI II es clasificado como 16. El paciente no hace uso de ningún tipo de ortesis y recibe tratamiento a través de fármacos.

GDT 60 años de edad, 83 kg de masa corporal, 1,83 m de estatura, varón, con nivel de lesión motora *D8*, tipo incompleta (Escala ASIA D). La lesión tuvo origen de un absceso en la médula y data del 23 de junio de 2009. Utiliza, actualmente, la silla de ruedas para la locomoción asistida y deambula con gran dificultad utilizando dos muletas. En cuanto a la sensibilidad, presenta un cuadro de hiperestesia táctil y analgésica. No posee control de esfínteres. En las escalas Hoffer y Hospital Sagunto es clasificado como ambulante no funcional y relata la presencia de espasmos con frecuencia inferior a una vez por hora (2 en la escala PSFS). Presenta un índice de 0 en la escala Ashworth para MMII. En la escala

WISCI II es clasificado como 12. El paciente hace uso de una AFO en el miembro inferior izquierdo y recibe tratamiento a través de fármacos.

BCM 28 años de edad, 58 kg de masa corporal, 1,70 m de estatura, mujer, con nivel de lesión motora C7–D5, tipo incompleta (Escala ASIA D). La lesión tuvo origen neoplásico, es decir, debido a la presencia de un tumor en la medula afectando a la región desde la vértebra cervical 7 hasta la dorsal 5. La enfermedad fue diagnosticada el 21 de noviembre de 2009. No hace uso de ayudas técnicas para la movilidad. En cuanto a la sensibilidad, presenta un cuadro normal. En las escalas Hoffer y Hospital Sagunto es clasificada como ambulante en la comunidad y normal, respectivamente. Relata la presencia de espasmos inducidos por estímulos (1 en la escala PSFS). Presenta un índice de 1 para el MI derecho y 0 para el izquierdo en la escala Ashworth para MMII. En la escala WISCI II es clasificado como 20. El paciente hace uso de una AFO en el miembro inferior izquierdo y recibe tratamiento a través de fármacos.

Los datos referentes al balance muscular en miembros inferiores (MMII) y superiores (MMSS) obtenidos a través de exploración física se encuentran en la tabla 5.5. La figura 5.9 muestra tres de los pacientes que participaron en los experimentos de validación en el HNPT.



Figura 5.9: Tres de los pacientes que participaron en los experimentos de validación. (se ha obtenido consentimiento para la reproducción de imágenes de los pacientes durante de los experimentos).

5.3.3. Experimentos para la validación de la estrategia propuesta

Para la validación de la estrategia de filtrado por medio de la fusión de los datos de los subsistemas de medida y para la comprobación del funcionamiento del controlador diseñado, los pacientes presentados en la sección anterior fueron sujetos de experimentos de marcha asistida con el andador SIMBIOSIS.

Tabla 5.5: Resultado de la exploración física realizada por el personal clínico del HNPT. En cada caso se presenta el valor del índice obtenido según la Escala de la ASIA para el miembro derecho e izquierdo (D/I).

Balance Muscular MMII (D/I)	Paciente							
	JLG	BRT	DGC	RAB	AML	AGG	GDT	BCM
Flexores de cadera (T12-L3) *	3/4	3/3	4/2	3/3	4/3	3/3	4/2	5/5
Adductores cadera (L1-L4)	5/5	4/4	4/4	5/5	5/4	4/4	5/4	5/5
Abductores cadera (L5,S1)	3/3	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/4	5/5
Extensores de rodilla (L2-L4) *	5/5	5/5	5/4	5/5	5/5	5/4	5/4	5/5
Flexores de rodilla (L4-S1)	3/4	4/4	5/3	3/4	5/5	4/4	5/1	5/5
Dorsiflexores de tobillo (L4,L5) *	1/4	2/3	5/3	4/5	5/4	5/4	4/0	4/5
Flexores plantares de tobillo (S1) *	2/3	3/4	5/3	4/5	4/4	4/4	4/3	4/5
Extensor 1º dedo(L5,S1) *	2/3	3/4	5/3	4/5	5/5	4/4	4/3	3/5
Indice Motor MMII ¹ , [147]	32	35	39	43	44	40	33	46
Balance Muscular MMSS (D/I)	Paciente							
	JLG	BRT	DGC	RAB	AML	AGG	GDT	BCM
Aproximadores de hombro (C4)	5/5	4/4	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5
Separadores de hombro (C5)	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5
Flexores de hombro (C4,C5)	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5
Extensores de hombro (C4, C5)	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5
Flexores de codo (C5)°	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5
Extensores de codo (C7)°	5/5	3/3	5/5	5/5	5/5	3/4	5/5	5/5
Supinadores (C5, C6)	5/5	3/3	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5
Pronadores (C6, C7)	5/5	3/3	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5
Flexores de carpo (C7, C8)	5/5	3/3	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5
Extensores de carpo (C6) °	5/5	3/4	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5
Flexor común dedos (C8)°	5/5	3/4	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5
Extensor común dedos (C7, C8)	5/5	3/4	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5
Adductor 1º dedo (C8,T1)	5/5	3/3	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5
Interóseos (T1)°	5/5	3/3	5/5	5/5	5/5	4/4	5/5	5/5
Indice Motor MMSS ¹ , [147]	50	36	50	50	50	45	50	50

Para ello, se ha solicitado a los sujetos que caminasen a lo largo de un trayecto compuesto por dos pasillos y una zona en la cual deberían realizar un giro pasando por el centro de dos conos (véase la figura 5.10). El sujeto podría empezar tanto por un extremo como por el otro del trayecto y, además, no se ha fijado ningún tipo de restricción en cuanto al tiempo en que deberían realizar los experimentos ni de cuantas vueltas podrían dar. En todos los instantes, les acompañaba una fisioterapeuta del HNPT para darles seguridad y para sujetarles en el caso de una posible caída. No se daba a los usuarios ninguna indicación de como deberían conducir el dispositivo y tampoco había un período de entrenamiento previo. Si, durante la primera ejecución, los usuarios se sentían insatisfechos en cuanto a la velocidad de marcha o a la sensibilidad del controlador, se modificaban las ganancias de entrada del controlador (k_1 en la figura 5.5) o se restringía la velocidad de salida para que el sujeto se sintiera cómodo.

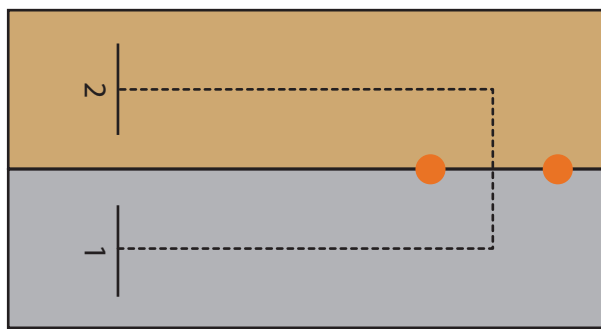


Figura 5.10: Esquema del entorno utilizado para la realización de experimentos.

A continuación, se realizará el análisis de los datos obtenidos de los experimentos descritos. Este análisis se dará en tres partes. Primeramente, se analizará el funcionamiento del algoritmo de estimación de cadencia utilizando las señales ultrasónicas. En segundo lugar, se analizarán las señales de fuerzas filtradas por el algoritmo FLC. Finalmente, se presentará la trayectoria realizada por el andador, generada por el sistema de control a partir de las señales de fuerzas.

Estimación continua de cadencia utilizando las señales ultrasónicas

Como se ha comentado anteriormente, para la estimación continua de la cadencia de marcha con el andador se utiliza el algoritmo WFLC. A diferencia del ajuste presentado en el capítulo anterior, en el cual se buscan, en modo *off-line*, coeficientes μ_0 y μ_1 minimizando el error en la estimación de cadencia, en este caso los algoritmos deben ser introducidos a priori. Con los experimentos realizados con sujetos sanos en la etapa de validación del controlador, se ha definido

¹El Índice Motor MMII se calcula como la suma de los ítems indicados con *. Del mismo modo, el Índice Motor MMSS se calcula como la suma de los ítems indicados con °. Ambos índices tienen un valor máximo de 50.

empíricamente que $\mu_0 = 3 \cdot 10^{-5}$ y $\mu_1 = 1 \cdot 10^{-3}$. Esto, sumado al hecho de que los experimentos son realizados con pacientes y fuera de un tapiz rodante, demuestra que las condiciones del experimento son bastante más exigentes que el caso presentado en el Capítulo 4. Sin embargo, en este caso tomamos una medida directa del pie del sujeto, lo que es mejor que estimar la cadencia a partir de las señales de fuerza.

De esta manera, durante los experimentos se ha almacenado la estimación de cadencia para la comparación con el valor de referencia, obtenido en modo *off-line* a partir de los mínimos de las señales ultrasónicas utilizando una metodología equivalente a la empleada en la sección 4.2.3. Así, se presenta en la tabla 5.6 el error cuadrático medio (MSE) en la estimación de la cadencia. Como el algoritmo de filtrado presentado en este capítulo calcula de forma independiente los pasos por segundo dados por cada pierna del usuario, se presentan los errores de estimación para cada pierna del sujeto.

Tabla 5.6: Resultado de la estimación continua de cadencia (en *pasos/s*) en los experimentos realizados con pacientes.

Sujeto	MSE_{der}	MSE_{izq}
JLG	$5,870 \cdot 10^{-2}$	$4,986 \cdot 10^{-2}$
BRT	$3,867 \cdot 10^{-2}$	$3,448 \cdot 10^{-2}$
DGC	$2,246 \cdot 10^{-2}$	$2,506 \cdot 10^{-2}$
RAB	$1,275 \cdot 10^{-2}$	$1,566 \cdot 10^{-2}$
AML	$1,314 \cdot 10^{-2}$	$1,519 \cdot 10^{-2}$
AGG	$2,521 \cdot 10^{-2}$	$1,766 \cdot 10^{-2}$
GDT	—	—
BCM	$1,718 \cdot 10^{-2}$	$1,621 \cdot 10^{-2}$

Recordando lo presentado en el capítulo anterior, se han obtenido valores de $3,188 \cdot 10^{-2}$, $3,931 \cdot 10^{-2}$ y $5,404 \cdot 10^{-2}$ para el MSE en la estimación de cadencia. Los valores obtenidos en los experimentos realizados con los pacientes del HNPT son, en general más bajos, pero cabe resaltar que los valores de la cadencia obtenidas son más bajos y que el parámetro utilizado para la estimación es una medida directa de la evolución de los pies del sujeto. En la tabla 5.7, se presentan los valores medios y las desviaciones estándar de la cadencia de los pacientes en los experimentos de marcha asistida.

Como se puede observar, dado que se realiza una marcha a una velocidad inferior, los valores son más bajos que la cadencia típica de la marcha sin andador que ronda los $1,7$ *pasos/s*. Además, el algoritmo no ha sido capaz de ofrecer un valor estable de cadencia para el sujeto GDT, de forma que el valor del MSE no tiene sentido en este caso. Esto se debe a la restricción impuesta por el filtro pasa-banda anterior al algoritmo de estimación de cadencia (WFLC). Cuando se ha realizado el ajuste del controlador con sujetos sanos, se ha observado que

Tabla 5.7: Cadencia media (en *pasos/s*) obtenida experimentalmente de los pacientes en las pruebas de marcha con el andador SIMBIOSIS.

Sujeto	Cadencia (<i>media</i> \pm <i>std</i>)
JLG	$(6,620 \pm 0,852) \cdot 10^{-1}$
BRT	$(8,361 \pm 0,839) \cdot 10^{-1}$
DGC	$(7,742 \pm 0,626) \cdot 10^{-1}$
RAB	$(1,145 \pm 0,0408) \cdot 10^0$
AML	$(8,515 \pm 0,615) \cdot 10^{-1}$
AGG	$(9,091 \pm 0,492) \cdot 10^{-1}$
GDT	$(2,821 \pm 0,894) \cdot 10^{-1}$
BCM	$(9,676 \pm 0,823) \cdot 10^{-1}$

el algoritmo de filtrado presentaba inestabilidades en los casos de frecuencias inferiores a 0.3 Hz que corresponde a cadencias inferiores a 0.6 pasos/s caso que corresponde al sujeto GDT que daba menos de 1 paso con cualquiera de las piernas en cada 3 segundos. Esto refleja el grado de afección del paciente para realizar la marcha. En cualquier caso, se observa que la marcha realizada por GDT no es continua y dinámica, sino que es una secuencia de oscilaciones y periodos largos de doble apoyo.

De modo similar, el primer paciente, JLG, estaba al límite de la cadencia mínima aceptada para el funcionamiento del algoritmo de estimación y filtrado de las señales y por esta razón, cuando la cadencia bajaba de este umbral en algún instante, la estimación quedaba comprometida causando un mayor *MSE*. En los casos de los demás usuarios el algoritmo ha presentado un funcionamiento adecuado. El comportamiento del error instantáneo de estimación de cadencia en el tiempo también ha presentado un comportamiento convergente similar a lo observado en el caso de los experimentos con sujetos sanos (véase la figura 5.11).

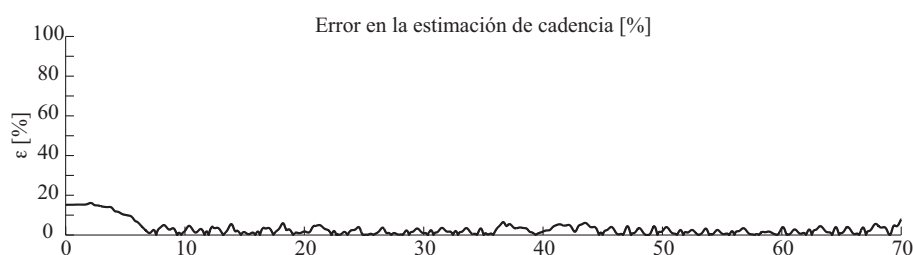


Figura 5.11: Error porcentual instantáneo de estimación de cadencia.

Otro resultado interesante es que la descarga de peso sobre la estructura del andador ha permitido, en cuanto a la evolución de las distancias entre pie y andador, la realización de patrones de marcha bastante similares los obtenidos por los sujetos sanos (figura 5.12).

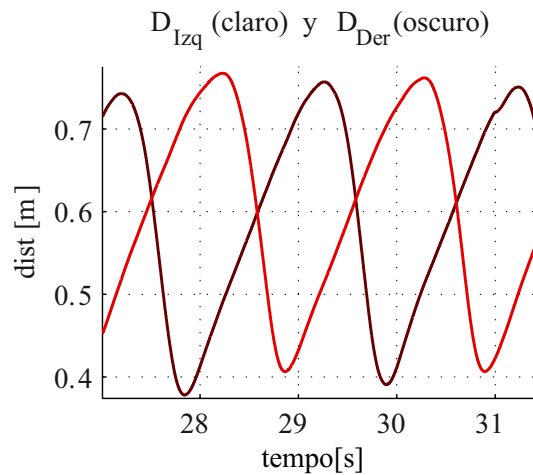


Figura 5.12: Evolución temporal típica de la distancia entre pie y andador en la marcha asistida obtenida en los experimentos realizados con los pacientes.

A continuación, en la sección siguiente, se realizará el estudio de la etapa de filtrado de las señales de fuerzas mediante el algoritmo FLC utilizando la cadencia de marcha estimada.

Filtrado adaptativo de las señales de fuerzas

En este apartado se recoge el análisis relativo al filtrado de las señales de fuerza utilizando el esquema propuesto en la unidad de filtrado definida en la figura 5.1. Aunque el filtro BBF esté presente en el esquema, su función es más sencilla al ser un filtro estático encargado de eliminar los componentes de alta frecuencia originados por vibraciones en la estructura del andador por imperfecciones en el terreno o en las ruedas del dispositivo.

De esta manera, se centrará el análisis del filtrado adaptativo implementado a partir del algoritmo FLC que utiliza como entradas, por un lado, las señales de fuerza y por otro la cadencia estimada por el algoritmo WLFC, cuyo análisis se ha presentado en la sección anterior.

Antes de empezar con el análisis del filtrado, cabe resaltar ciertas características de las señales de fuerza obtenidas de los experimentos con los pacientes del HNPT. Según el nivel de discapacidad o la necesidad de un soporte para apoyar a la marcha, se observan apoyos de orden muy superiores a los obtenidos con los sujetos sanos utilizados en los experimentos de los capítulos anteriores. La figura 5.13 ejemplifica esta situación en la cual podemos notar picos de hasta 30 kgf en los ejes verticales de un apoyo de antebrazo y de hasta aproximadamente 14 kilos en el eje de avance.

Si tomamos un ejemplo de lo obtenido con los sujetos sanos, se observa que, en general, se obtenían señales de apoyo en el eje Z con valores máximos alrededor de

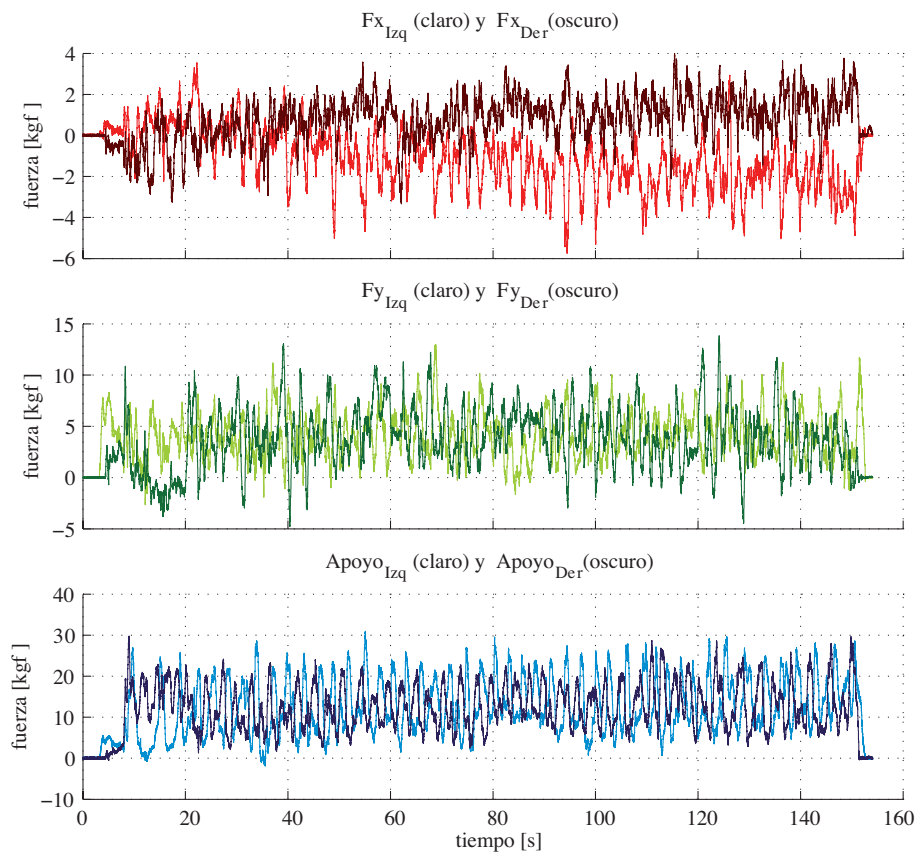


Figura 5.13: Fuerzas obtenidas del experimento con el primer paciente (JLG) en el HNPT.

10 kgf y de menos de 2 kgf en el eje Y . Otro punto interesante es que la amplitud de las componentes oscilatorias debidas al movimiento del tronco durante la marcha son también mucho más pronunciadas. Sin embargo, en cuanto a la forma de las señales y a las componentes observadas, no ha habido diferencias significativas, lo que indica que el planteamiento propuesto es válido para abordar el problema de asistir a la marcha basándose en el control del dispositivo mediante el filtrado y la clasificación de las señales de fuerzas.

De esta experiencia con el primer usuario, se han utilizado los datos medidos para evaluar la posibilidad de aumentar el valor de la ganancia adaptativa, μ , con el fin de obtener un mayor ancho de banda de filtrado y una mayor ganancia de adaptación de amplitud, haciendo que se cancelen con mayor intensidad las componentes de la frecuencia del filtro notch. Sin embargo, no sería interesante tener la necesidad de obtener valores personalizados para la ganancia μ , de forma que se han definido empíricamente dos valores básicos para esta ganancia:

- $\mu = 0,002$, para los usuarios con mayor capacidad de marcha y

- $\mu = 0,006$, para los usuarios con menor capacidad de marcha.

Además, en los casos en los que se observaba comportamientos asimétricos en las fuerzas de soporte debido a afecciones mayores en uno de los miembros inferiores, esta asimetría se ha observado de forma similar en ambos ejes Y y Z , por lo que la división de las señales obtenidas en el eje Y por la fuerza de apoyo en Z , planteada en el inicio de este capítulo ha parecido también ser una decisión acertada.

Una vez realizadas estas consideraciones iniciales, discutimos a continuación el análisis del filtrado adaptativo implementado. Para ello, con el objetivo de poder comparar con los resultados obtenidos con los sujetos sanos, se realizará el análisis de las fuerzas en el eje Y según la metodología establecida en el Capítulo 4. El cálculo del índice R , que relaciona la energía en las zonas de frecuencia sobre las cuales se realiza el filtrado adaptativo a la entrada y a la salida de la unidad base de filtrado se presenta en la tabla 5.8.

Tabla 5.8: Valores del índice R obtenidos del filtrado FLC con ganancia μ indicada. Datos de los experimentos realizados con los pacientes del HNPT.

Sujeto	μ	R_{der}	R_{izq}
JLG	$2 \cdot 10^{-3}$	0,5423	0,6871
BRT	$6 \cdot 10^{-3}$	0,4720	0,6731
DGC	$6 \cdot 10^{-3}$	0,7486	0,8360
RAB	$2 \cdot 10^{-3}$	0,8752	0,8447
AML	$2 \cdot 10^{-3}$	0,7878	0,6832
AGG	$6 \cdot 10^{-3}$	0,7928	0,6706
GDT	$6 \cdot 10^{-3}$	-	-
BCM	$2 \cdot 10^{-3}$	0,7775	0,8548

Recordando que los valores obtenidos para R en el Capítulo 4 se encontraban alrededor de 0,8, se constata que los valores obtenidos en estos experimentos con pacientes son en general menores, pero de magnitudes similares. Cabe resaltar que los componentes oscilatorios de las señales de fuerzas tiene, en general, una amplitud superior a lo observado en los sujetos sanos y que la diversidad de las condiciones de movilidad de los pacientes del experimento presentado en este capítulo son mucho más severas que la diversidad en los pacientes sanos. Por las razones ya comentadas anteriormente, la estimación de la cadencia ha fallado para el paciente GDT y, por esta razón, el cálculo del índice R no tiene sentido.

A modo de ilustración, se presenta en la figura 5.14 (a) un ejemplo del filtrado de la fuerza en el eje Y de uno de los pacientes del HNPT utilizando el algoritmo propuesto. En la figura 5.14 (b) se presenta el la transformada discreta de Fourier de las señales en la cual se puede observar la cancelación de los componentes de oscilación de tronco resultado de las pautas de marcha del sujeto.

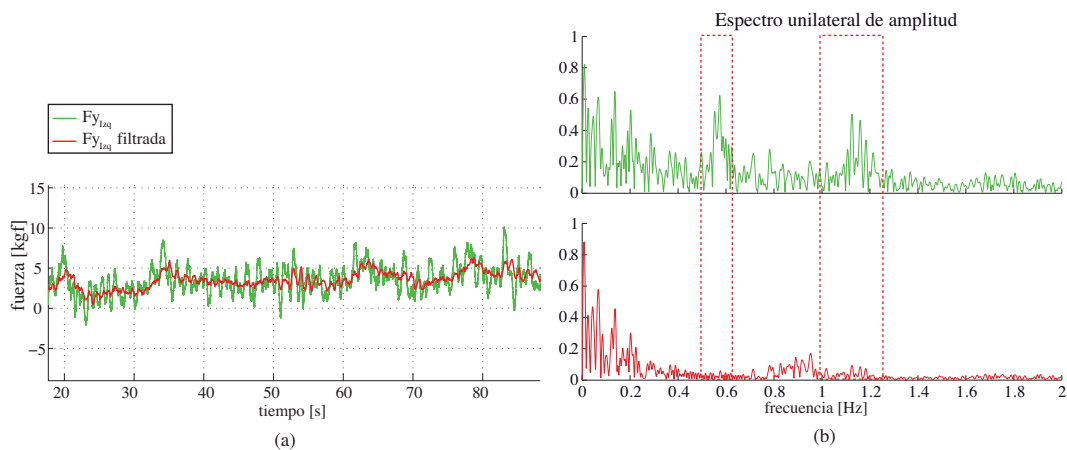


Figura 5.14: (a) Señal obtenida del eje Y del sensor de fuerza izquierdo. En verde la señal antes del filtrado y en rojo después. (b) La transformada discreta de Fourier de ambas señales en la cual se observa la cancelación de las componentes relacionadas con la oscilación del tronco por la marcha del sujeto.

Estrategia de asistencia a la marcha

En los casos anteriores, analizar la calidad de los algoritmos implementados en base a las señales disponibles es una tarea que se puede realizar de forma metódica mediante la extracción de una serie de índices para evaluar los errores o la calidad de filtrado. Sin embargo, el análisis de la estrategia de generación de comandos es algo más subjetiva y menos cuantificable.

Como se observará en la sección siguiente, en la cual se tratará de realizar una valoración subjetiva del andador SIMBIOSIS basándose en las respuestas dadas por los pacientes en un cuestionario, en general el dispositivo ha sido muy bien aceptado por los pacientes que han sido capaces de conducir el andador sin ningún tipo de información previa del funcionamiento del dispositivo. Lo único que se les pedía es apoyar los brazos sobre las plataformas de apoyo y que caminaran según su voluntad. Se les pedía que pasaran entre los dos conos, realizando un giro, de forma que se pudiera observar si los pacientes tenían realmente el control sobre la conducción del andador.

Considerando lo presentado y la diversidad de las capacidades de locomoción observada en los pacientes, se podría presentar aquí un estudio individualizado sobre las señales de cada uno de los usuarios que han participado de los experimentos. Sin embargo, se puede también buscar una forma de clasificar los pacientes para permitir un estudio más direccionado.

De esta manera, para el mejor análisis de los datos, se realiza una clasificación de los pacientes que participaron del estudio presentado en este capítulo. Hay distintas formas de clasificar estos sujetos: según el nivel de la lesión, el tipo, la etiología, etc. Sin embargo, considerando la finalidad del estudio y teniendo en

cuenta la escala WISCI II (*Walking Index for Spinal Cord Injury*) que indica la habilidad de caminar después de un lesión medular, una forma interesante de realizar esta clasificación es utilizando esta escala. Así, se pueden identificar tres grupos (véase la figura 5.15):

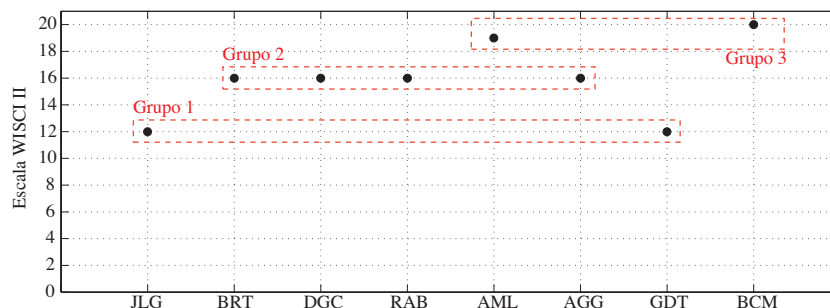


Figura 5.15: Clasificación de los pacientes para el análisis según la escala de WISCI II.

1. El primer grupo está compuesto por sujetos con afecciones más severas en los miembros inferiores y está formado por los pacientes JLG y GDT (12 en escala WISCI II). En este caso, el uso del andador es algo ambicioso, toda vez que los pacientes tienen gran dificultad para caminar con cualquier tipo de ayuda externa e incluso necesitan ortésis pasivas para estabilizar alguna de las articulaciones del miembro inferior.
2. El segundo, serían los pacientes en fase de rehabilitación y con una mayor funcionalidad en los miembros inferiores que en el caso anterior. BRT, DGC, RAB, AGG y GDT estarían en esta segunda clasificación. Este segundo grupo sería, a priori, el grupo objetivo del andador desarrollado. Presentan un índice 16 en la escala WISCI II.
3. Finalmente, el tercer grupo estaría formado por pacientes que han rehabilitado, en gran parte, su capacidad de caminar de manera casi autónoma. Los pacientes AML y BCM se encuentran en este grupo. En ambos casos, los sujetos han evolucionado desde un cuadro de gran afección pero, debido a la origen y al tipo de la lesión, han recuperado gran parte de la capacidad de movilidad no asistida en interiores y exteriores. En este caso, estos usuarios no necesitarían de una ayuda tan sofisticada como el andador desarrollado para caminar. Sin embargo, en ambos casos han utilizado andadores convencionales durante su rehabilitación y ofrecen valiosa información para el estudio realizado. AML presenta un índice 19 en la escala WISCI II, todavía está en rehabilitación, de forma que se espera obtener mejoras cuanto a su movilidad. BCM presenta un índice 20 en la escala WISCI II y camina sin ayudas técnicas.

Con relación al primer grupo, JLG ha sido el primer paciente en utilizar el dispositivo y, a la vez, uno de los sujetos que presentaba las menores capacidades de locomoción. Este paciente estaba a un día de su alta hospitalaria y su panorama de recuperación ya estaba bastante agotado. Es clasificado como ambulante no funcional en las escalas de Hoffer y del Hospital Sagunto, de forma que probablemente será un usuario de sillas de ruedas. Como se ha observado en el análisis de su cadencia, el paciente caminaba a una velocidad bastante baja y como se ha presentado en la figura 5.13, los esfuerzos aplicados sobre el andador para la realización de la marcha son bastante elevados. No se ha observado un comportamiento asimétrico en cuanto a los apoyos en los soportes de antebrazos. Cabe resaltar que, en ciertos momentos, su cadencia de marcha se bajaba del mínimo establecido anteriormente y se notaba un comportamiento oscilatorio en el desplazamiento de las ruedas del andador. Se debería haber utilizado una ganancia más elevada (probablemente $\mu = 0,006$) para el filtrado FLC, pero como este fue el primer usuario con marcha patológica analizado en este estudio, se ha dado una mayor importancia a lo que las señales captadas en los experimentos podrían aportar para el ajuste de los algoritmos para los pacientes que fueran a utilizar el andador en los experimentos posteriores.

Sin embargo, con todas las dificultades que el sujeto presentaba para caminar, ha sido capaz de controlar el dispositivo de forma autónoma e incluso de realizar el trayecto propuesto. La figura 5.16 ilustra (a) las velocidades lineales de las ruedas derecha e izquierda y (b) el desplazamiento $x - y$ del andador en el espacio. Como se puede observar, hay un cierto comportamiento oscilatorio en las velocidades de las ruedas. No obstante, se nota la capacidad del sujeto de caminar en el trayecto propuesto. En este caso, el sujeto parte de una dirección no orientada al trayecto, realiza un giro a la derecha, y camina por el trayecto, pasando por los conos que indican la zona por donde se debe realizar el giro a la izquierda. Llega al final, realiza un giro de 180 grados y hace el trayecto al revés, terminando cerca del punto de origen.

El andador desarrollado ha sido planteado, al inicio del proyecto, como herramienta de modelado y asistencia a la marcha patológica. Sin embargo, al realizar este primer experimento, se ha observado el potencial del andador también como dispositivo de rehabilitación. El personal clínico del HNPT ha mencionado que sería interesante poder contar con una herramienta como el andador SIMBIOSIS en las terapias de rehabilitación de sujetos con niveles más severos de afección en la marcha, como es el caso de JLG, combinando el uso del dispositivo con ejercicios que realizan en el hospital.

Los resultados más interesantes han sido obtenidos con los sujetos del segundo grupo, tanto por el hecho de que es el grupo más bien representado como por ser el grupo en el que se esperaba ofrecer la mayor ayuda para la marcha autónoma con el objetivo de evitar el uso continuo de la silla de ruedas. Estos sujetos

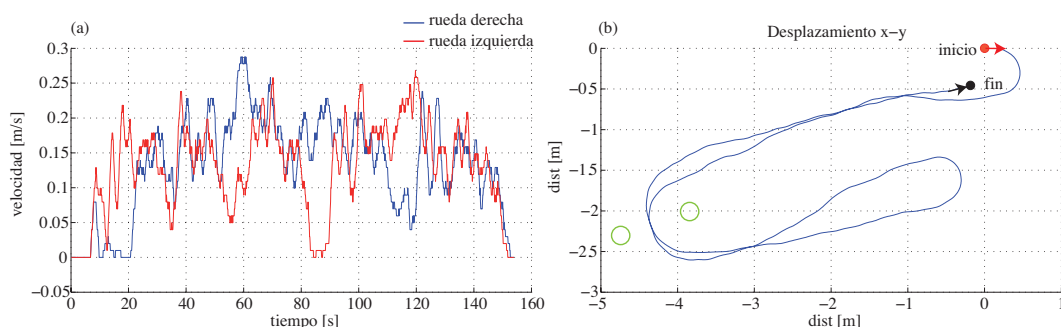


Figura 5.16: (a) Velocidades lineales en las dos ruedas del andador. (b) Trayectoria realizada por el paciente. Las circunferencias verdes indican la región aproximada en el cual se encuentran los conos que indican por donde se debe pasar al realizar los giros.

utilizan a diario ayudas técnicas externas, como bastones, muletas y andadores en combinación con la silla de ruedas.

Muchos de ellos relataban problemas de inestabilidad o de cansancio al utilizar las muletas y los andadores. AGG, por ejemplo, relataba que no se le permitía utilizar un andador porque su fisioterapeuta había observado un gran riesgo de caída. El paciente relataba sentir que debe prestar mucha atención al andador para evitar la caída y esto perjudica su caminar. De una manera general, se ha observado que tanto él como los otros miembros de este grupo de usuarios han podido caminar sin mayores problemas con el dispositivo desarrollado.

RAB, por ejemplo, comentaba que sentía mucho peso en los miembros inferiores y que, al estar apoyada con los antebrazos en el andador, podía mover con mayor facilidad sus piernas. A modo de ejemplo, en la figura 5.17 se presentan (a) las fuerzas aplicadas en el eje Y , (b) las mismas señales filtradas por el método propuesto, (c) las velocidades lineales de las ruedas del andador y (d) la trayectoria desarrollada en el plano de movimiento. Como se puede observar, las componentes oscilatorias de las señales de fuerzas son canceladas en gran parte y, por esto, no se notan las oscilaciones en las velocidades resultando en un movimiento bastante suave del dispositivo. En el tramo del experimento presentado en la figura 5.17, se observa la realización de dos giros a la derecha (destacados con las líneas discontinuas). Estos giros están bastante definidos en las señales de fuerzas presentadas en las cuales se observa el par de fuerzas característico: para girar a la derecha, se hace un esfuerzo más elevado en el manillar izquierdo acompañado por la aplicación de una fuerza contraria al sentido de avance en el manillar derecho.

En algunos casos, la relación entre la fuerza de empuje y la de apoyo era bastante alta, llevando a que las ruedas del andador se movieran a sus máximas velocidades lineales que están situadas alrededor de 0.35 m/s. Aunque esta

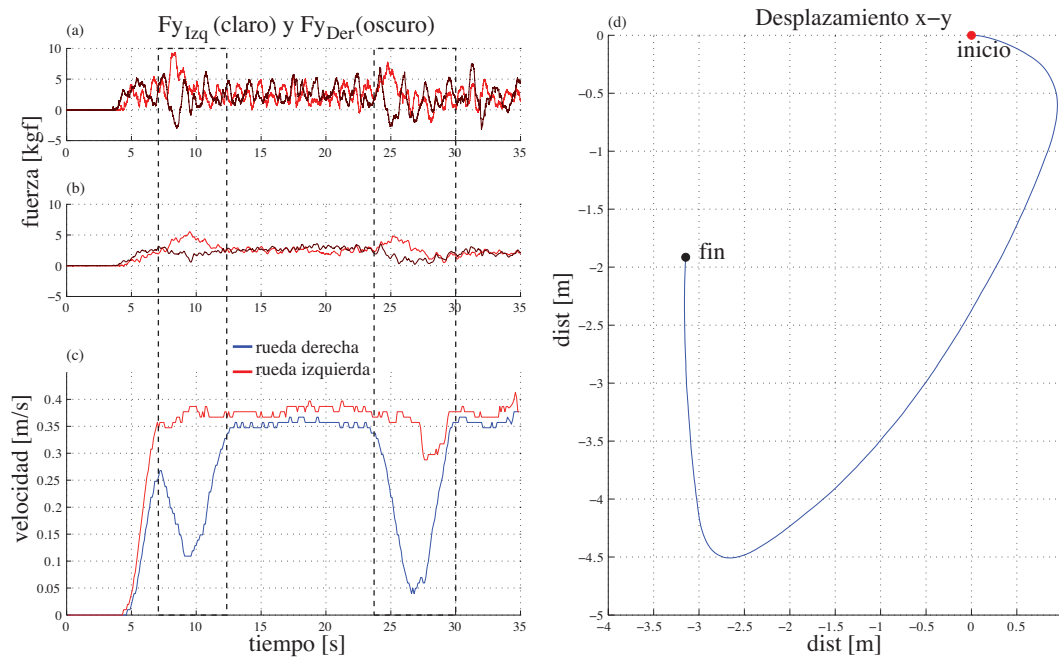


Figura 5.17: (a) Fuerzas medidas en el eje de avance (Y) de los sensores de fuerzas. (b) Señales filtradas por la metodología propuesta. (c) Velocidades lineales en las dos ruedas del andador. (d) Trayectoria realizada por el paciente.

velocidad máxima sea adecuada para la mayoría de los usuarios, es un valor relativamente bajo para la marcha humana. Esto ha permitido que incluso cuando el dispositivo se movía a su máxima velocidad, éste ofreciera al usuario una sensación de seguridad y que el sujeto pudiera apoyar una cantidad significativa de su peso en el dispositivo sin sentir que éste se separara de él, actuando de freno y apoyando la estabilidad de la marcha de una manera general.

Finalmente consideramos el tercer grupo, formado por sujetos con mayores capacidades de locomoción. Este último grupo se asemeja bastante a los sujetos sanos en cuanto a la utilización del andador. Sin embargo, se ha podido observar un fenómeno interesante en las pruebas con BCM. Esta paciente presentaba hiperextensión en la rodilla derecha y decía que este era su principal problema actual en cuanto a la marcha libre. No necesitaba de ningún tipo de ayuda para caminar y tenía una vida bastante independiente en cuanto a lo que se refiere a la movilidad, pero seguía trabajando en rehabilitación para mejorar este fenómeno.

Al utilizar el andador SIMBIOSIS, este fenómeno se disminuía en gran parte, al punto de que la paciente relataba no experimentar la sensación de inestabilidad y hiperextensión en su rodilla derecha. Al analizar sus fuerzas verticales de apoyo sobre las plataformas de soporte del andador se ha observado que la paciente descargaba, en mayor medida, su peso sobre el soporte izquierdo, disminuyendo el peso soportado en su pierna derecha. En la figura 5.18, se ilustran las fuerzas en

el eje Z de los sensores en las cuales se observa la predominancia de la componente oscilatoria debido al movimiento del tronco en el lado izquierdo. Este fenómeno es lo que se pretende obtener normalmente con el uso del bastón, situándolo al miembro inferior contralateral a la pierna afectada con el fin de desplazar el centro de gravedad del sujeto de modo que descargue la pierna afectada durante cierto instantes de la marcha.

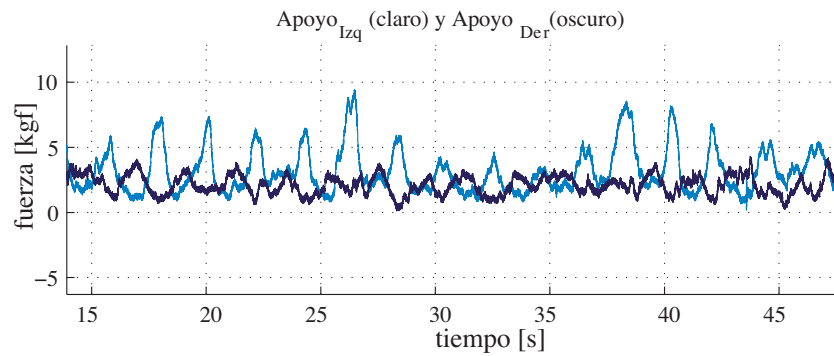


Figura 5.18: Detalle de las fuerzas medidas en el eje (Z) de los sensores de fuerzas en el experimento realizado con BCM.

El filtro FLC actúa directamente cancelando estas componentes oscilatorias, como se observa en la figura 5.19. Como se observa en la figura 5.20, por la estrategia de filtrado adaptativo implementada en el andador, este fenómeno no afecta a la conducción del dispositivo y se obtiene un desplazamiento suave y sin variaciones bruscas en las velocidades lineales de las ruedas del andador.

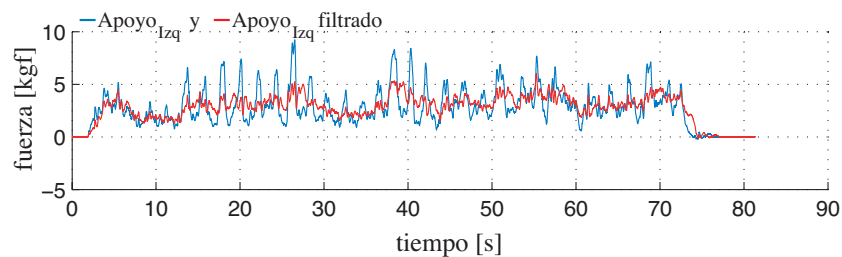


Figura 5.19: Fuerza medida en el eje (Z) del sensor de fuerzas izquierdo (azul) y la señal filtrada por el algoritmo propuesto (rojo).

5.3.4. Valoración subjetiva del dispositivo

Cada uno de los pacientes ha sido entrevistado con la finalidad de obtener su grado de satisfacción al utilizar el dispositivo. Para ello, se ha elaborado un cuestionario en colaboración con el personal del HNPT en el cual los sujetos

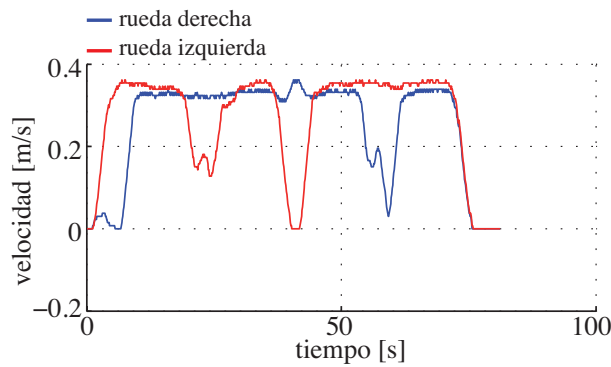


Figura 5.20: Detalle de las velocidades lineales de las ruedas del andador durante la conducción asistida del dispositivo.

deberían indicar, según su apreciación, con una X en una escala visual analógica (véase la figura 5.21). El índice de satisfacción en cada aspecto, (S_i , $i = 1, \dots, n$), se obtiene a través del ratio entre la posición de la marca realizada por el paciente y el tamaño total de la escala multiplicado por 100 %, $S_i = \frac{l}{l_T} \cdot 100 \%$.

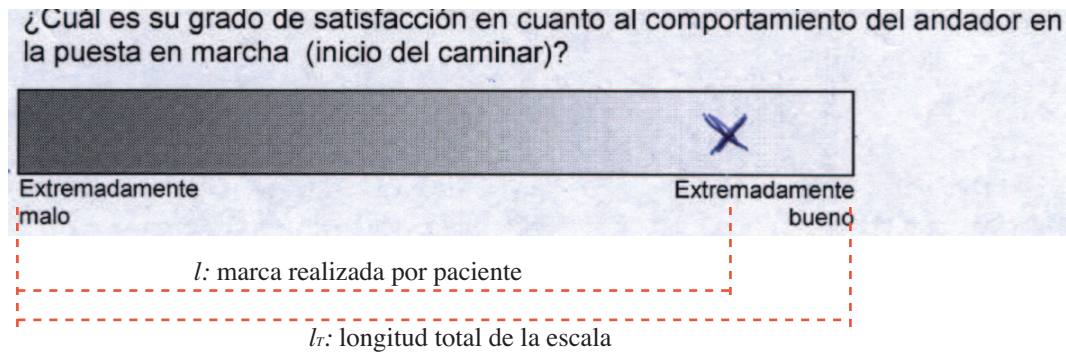


Figura 5.21: Ejemplo de una respuesta del cuestionario empleando la escala visual analógica.

El cuestionario consistió en seis preguntas básicas. Las cuatro primeras relacionadas con el guiado y la maniobrabilidad del andador, la quinta relacionada con la seguridad y la última relacionada con la postura y el confort:

1. ¿Cuál es su grado de satisfacción en cuanto al comportamiento del andador en la puesta en marcha (inicio del caminar)? (S_1)
2. ¿Cuál es su grado de satisfacción en cuanto al comportamiento del andador durante la marcha asistida en línea recta? (S_2)
3. ¿Cuál es su grado de satisfacción en cuanto al comportamiento del andador al ejecutar los giros? (S_3)

4. ¿Cuál es su grado de satisfacción en cuanto al comportamiento del andador en el frenado (fin del experimento)? (S_4)
5. Durante la realización de los experimentos, ¿ha experimentado alguna sensación de inseguridad al utilizar el dispositivo? (S_5)
6. En cuanto a la postura y el confort al caminar, ¿cómo evaluaría el andador? (S_6)

El resultado obtenido de los cuestionarios se presenta en la tabla 5.9.

Tabla 5.9: Resultado de los cuestionarios basados en la escala visual analógica. Índices de satisfacción en cada aspecto y para cada paciente acompañados de las medias y desviaciones estándar ($m \pm std$).

Índice	Paciente								$m \pm std$
	JLG	BRT	DGC	RAB	AML	AGG	GDT	BCM	
S_1	45	80	81	85	76	95	21	86	71 ± 25
S_2	64	44	86	95	91	94	48	81	75 ± 21
S_3	66	86	81	71	53	94	75	70	75 ± 13
S_4	81	88	62	86	81	94	36	76	76 ± 19
S_5	89	91	87	95	94	95	73	99	$90 \pm 7,9$
S_6	78	84	87	96	94	94	80	98	$89 \pm 7,7$

Al final del cuestionario, el paciente tenía un espacio para indicar, si así lo estimaba oportuno, otras apreciaciones en concreto en relación con la calidad, los defectos y las posibles mejoras del dispositivo. De esta manera, se ha intentado disponer de críticas para mejoras futuras. Estos comentarios están recogidos, por cada sujeto, a continuación:

- JLG
 - Puntos positivos. “Me va muy bien para andar”.
 - Puntos negativos y mejoras. “Necesita de mucho espacio para maniobrar”, refiriéndose al tamaño del andador (aunque el andador es un andador convencional y no se ha aumentado en nada su tamaño).
- BRT
 - Puntos positivos. “Voy descansado y no tengo que empujar”.
 - Puntos negativos y mejoras. “Se deberían poner almohadillas en el reposabrazos”.
- DGC

- Puntos positivos. “Poder apoyar los codos es más seguro y cómodo”, “útil” (refiriéndose al andador), “cómodo en la marcha”, “me siento seguro”.
 - Puntos negativos y mejoras. “en los giros, a veces, se atasca muy levemente”.
- RAB
- Puntos positivos. “La máquina te ayuda a caminar”, “no me duelen las piernas”, “con las muletas, me pesan mucho las piernas y con esto no”, “voy muy segura”.
 - Puntos negativos y mejoras. “a veces cabecea un poco”.
- AML
- Puntos positivos. Ha destacado que el andador es más cómodo y seguro que un andador convencional. Como ex-usuario de andador, ella destaca que el dispositivo puede ser muy bueno al inicio de la rehabilitación.
 - Puntos negativos y mejoras. Le gustaría que el dispositivo tuviera un botón de parada de emergencia en el manillar y que el giro fuera realizado de manera más suave.
- AGG
- Puntos positivos. Ha destacado que el punto más positivo del andador SIMBIOSIS es la comodidad. Además, añade - “ya nos cuesta andar. Con el andador convencional tenemos que estar pendientes del dispositivo para que no se nos vaya”.
 - Puntos negativos y mejoras. No ha opinado.
- GDT
- Puntos positivos. “Si llegara a controlarlo, sería una buena ayuda, pero yo en la primera vez me he sentido inseguro”. Sin embargo, el sujeto ha evaluado con un 73% la seguridad del dispositivo.
 - Puntos negativos y mejoras. No ha opinado.
- BCM
- Puntos positivos. Como los puntos más positivos, ha destacado la seguridad, la estabilidad, la comodidad y la facilidad para caminar. Además, añade que “cuando estoy con el andador [SIMBIOSIS] no tengo hiperextensión de rodilla (su principal problema, actualmente)”.
 - Puntos negativos y mejoras. “Para personas independientes, yo aumentaría la velocidad”.

5.4. Conclusiones

En este capítulo se ha presentado, inicialmente, la estrategia de control utilizada para el guiado del andador SIMBIOSIS. La entrada de este controlador ha sido obtenida en base a los algoritmos de filtrado, presentados en el Capítulo 4, para la cancelación de componentes no voluntarias de fuerza causadas tanto por las oscilaciones del tronco como por vibraciones introducidas por irregularidades en el terreno y en las ruedas del dispositivo. La estrategia de control borroso ha sido construida a partir de una serie de reglas extraídas de los experimentos de marcha con andador realizados con sujetos sin patologías relacionadas con la marcha.

A diferencia de los andadores robóticos encontrados en la literatura y presentados en el Capítulo 1 de esta tesis doctoral, la navegación asistida no ha sido el tema central del controlador desarrollado. Aquí el objetivo se centraba en la obtención de un elemento seguro, que ofreciera el soporte parcial del peso del sujeto y que se basara en la detección de las intenciones de guiado durante la marcha asistida. La utilización de sensores de fuerza para el comando de andadores y el patrón oscilatorio obtenido en las fuerzas medidas en los manillares del andador ha sido objeto de estudio de otros grupos de investigación. Sin embargo, no se ha encontrado en la literatura ninguna mención de cómo estas señales son tratadas y de cómo se realiza exactamente la obtención de las componentes de fuerzas que contienen las intenciones de guiado del dispositivo.

En este capítulo, se ha demostrado que la estrategia de filtrado propuesta es de gran utilidad para la generación de órdenes de guiado para el andador robótico a través de la realización de experimentos en el Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo. En estos experimentos se ha constatado la gran utilidad de la herramienta desarrollada no sólo para la compensación funcional de la marcha patológica, sino también como elemento de rehabilitación de pacientes con afecciones severas de marcha. Se ha observado el potencial del dispositivo para evitar, en muchos de los casos, el uso de la silla de ruedas con la consiguiente reducción de la actividad motora que conlleva su uso.

La positiva evaluación del dispositivo por parte del personal clínico y, sobre todo, por parte de los usuarios ha sido de gran satisfacción y una muestra del éxito obtenido en el desarrollo de este trabajo de investigación. Actualmente, se está trabajando en el desarrollo de un andador robótico simplificado con el objetivo de poner al uso de personas con discapacidad una herramienta con algunas de las prestaciones del andador SIMBIOSIS. De forma complementaria, los problemas obtenidos con los pacientes con mayor afección para caminar sirve de motivación para trabajos futuros en el desarrollo de nuevos andadores y de sistemas de rehabilitación más sofisticados y con mayor grado de ayuda. En este contexto, el autor de este trabajo actúa en el desarrollo de un entrenador

de marcha, Standimovi (ver Capítulo 1), que utilizará, en parte, los algoritmos y funciones de ayuda desarrollados en esta tesis doctoral.

Conclusiones, aportaciones, y trabajos futuros

Conclusiones

En el Capítulo 1 se ha realizado el estudio y la revisión del estado del arte de los dispositivos de ayuda a la movilidad, especialmente centrado en el tema de andadores. Considerando los andadores robóticos o avanzados, se ha realizado un análisis crítico de los dispositivos encontrados en el literatura acompañado de una clasificación funcional de estos elementos. De este estudio se concluye que existen carencias importantes de los dispositivos y de falta de conocimiento del proceso de marcha asistida, por lo que se ha definido el tema de trabajo de interés: la obtención de elementos más seguros, centrados en el usuario, que aporten un mayor soporte físico activo y pasivo a la persona con discapacidad.

En el Capítulo 2 se ha tratado de cubrir la necesidad de realizar la caracterización de la marcha humana asistida y de la interacción hombre-máquina con el objetivo no sólo de generar conocimiento en el tema, sino también para la obtención de estrategias de asistencia más seguras y orientadas a la conducción natural del dispositivo. Se ha realizado un estudio de la marcha humana y de la forma de obtener los principales parámetros del proceso. Se ha prestado especial atención a los trabajos que realizan el modelado de la marcha con andadores. Al final de este capítulo, se ha presentado el andador SIMBIOSIS, plataforma utilizada en este trabajo, para realizar la caracterización y la asistencia a la marcha humana.

En el Capítulo 3 se ha realizado un estudio, original en la literatura, de parámetros cinemáticos y dinámicos en la marcha humana con el andador SIMBIOSIS. En dicho estudio, se han estimado los principales parámetros espacio-temporales y angulares en las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo. Como se ha indicado, no se detectan modificaciones drásticas en el proceso de marcha frente a la marcha libre y en general. Se han obtenido patrones de marcha relacionados con la disminución de la velocidad y de la carga sobre los miembros

inferiores. Esta reducción de la carga ha sido comprobada en el análisis de la componente vertical de las fuerzas de reacción en el suelo, habiendo justificado y comprobado las causas principales de las reducciones en estas fuerzas de interacción.

En el Capítulo 4 se ha realizado la caracterización de las fuerzas de interacción en el tren superior (miembros superiores y tronco) entre el usuario y el andador durante la marcha. En este estudio se han discriminado las componentes principales de las señales de fuerzas: (i) vibraciones causadas por irregularidades en el terreno o por las ruedas del andador, (ii) componentes relacionadas con las oscilaciones del tronco propias de la marcha y causa directa de la reducción de las fuerzas de reacción en el suelo y (iii) eventos transitorios voluntarios relacionados con las intenciones de guiado del dispositivo. Para cada una de estas componentes se ha realizado un estudio proponiendo una forma de estimarlas y eliminarlas cuando ha sido necesario. En este contexto, se ha diseñado y validado un filtro g-h para la eliminación de las vibraciones, un algoritmo para la estimación continua de la cadencia basado en *Weighted-Frequency Fourier Linear Combiner* (WFLC) y un filtro adaptativo, *Fourier Linear Combiner* (FLC), que se ha utilizado para la discriminación de las componentes relacionadas con el guiado del andador. En este mismo capítulo, se ha realizado la estimación de parámetros espacio-temporales, la determinación de las fases de la marcha y la obtención de una formulación analítica matemática de la forma de onda de las señales de distancia entre los pies del usuario y el andador durante la marcha. De esta formulación se obtiene la correspondencia de ciertos parámetros espacio-temporales (longitud de paso y tiempo de oscilación) con la forma de la curva característica obtenida del subsistema ultrasonico. Además, conociendo la fase de marcha en cada miembro inferior del sujeto, se sabe si un pie está o no en contacto con el suelo y, así, se puede obtener la evolución espacial del andador en el tiempo.

El cierre del lazo de control de guiado del andador por intenciones ha sido presentado en el Capítulo 5, mediante la construcción de un controlador borroso cuyas reglas de control han sido inspiradas en el comportamiento del andador en la marcha con sujetos sanos. Para controlar el dispositivo, se han utilizado, en las entradas de este controlador, las señales de fuerzas de interacción desacoplando las no voluntarias procesadas con los algoritmos de filtrado desarrollados previamente, validando la propuesta de estimación de las componentes de las señales relacionadas con las intenciones de guiado. Este algoritmo de control y todo el sistema ha sido validado con pacientes lesionados medulares en el Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo. Los resultados de estos experimentos se pueden considerar muy satisfactorios y se ha demostrado el funcionamiento de la estrategia propuesta. Además, de los cuestionarios realizados, se ha comprobado la alta aceptación de los pacientes del andador SIMBIOSIS no sólo como herramienta de compensación funcional, sino también, de rehabilitación en los casos de afecciones

severas en la movilidad.

Aportaciones de la tesis doctoral

Como corresponde a un trabajo de doctorado, se ha obtenido una serie de aportaciones científicas relacionadas, en este caso, con el tema de la marcha asistida por andador. Estas aportaciones se enumeran a continuación:

- El estudio y la revisión crítica del estado del arte de los dispositivos de ayuda a la movilidad, especialmente centrado en el tema de andadores.
- El estudio de la marcha humana y la metodología para obtener los principales parámetros del proceso. Se ha prestado un especial interés en los trabajos que posibilitan el modelado de la marcha con andadores.
- El diseño, la construcción y la validación una plataforma electrónica conformando el andador SIMBIOSIS, para la caracterización y la asistencia a la marcha humana.
- La integración de esta plataforma en un sistema global de experimentación que incluye un conjunto de sistemas para el estudio de parámetros propios del movimiento del sujeto, su interacción con el andador y la relación de ambos agentes en el entorno.

Además de las anteriores contribuciones, se destacan las *aportaciones principales* de esta tesis doctoral, presentadas a continuación:

Realización de un estudio experimental de parámetros cinemáticos y cinéticos en la marcha humana asistida con andador. En este estudio, original en la literatura y realizado con sujetos sanos, el fin ha sido el de valorar las modificaciones en los patrones de marcha al utilizar el andador. Así, se ha notado que la marcha con el andador SIMBIOSIS es en general más lenta (cerca del 70 – 75 % de la velocidad en marcha libre) y se observa la disminución de la carga soportada por los miembros inferiores, tanto en la cinemática articular, representada por reducciones estadísticamente significativas en los mecanismos de recepción de carga sobretodo en la rodilla, y en las fuerzas verticales de reacción en el suelo.

Caracterización de las fuerzas de interacción en el tren superior (miembros superiores y tronco) entre el usuario y el andador durante la marcha. En este estudio se han discriminado las componentes principales de las señales de fuerzas: (i) vibraciones causadas por irregularidades en el terreno o en las ruedas del andador, (ii) componentes relacionadas con las oscilaciones del tronco propias de la marcha y (iii) eventos voluntarios transitorios relacionados con las intenciones

de guiado del dispositivo. Para cada una de estas componentes se ha realizado un estudio y una forma de estimarlas y eliminarlas cuando es necesario. Así, se ha diseñado y validado un filtro g-h para la eliminación de las vibraciones, un algoritmo para la estimación continua de la cadencia basado en Weighted-Frequency Fourier Linear Combiner (WFLC) y un filtro adaptativo, Fourier Linear Combiner (FLC), que se ha utilizado para la discriminación de las componentes relacionadas con el guiado del andador. En los experimentos realizados con sujetos sanos se ha comprobado la eficacia de los algoritmos implementados, obteniendo alta precisión en la estimación de cadencia (error cuadrático medio inferior al 3,7%) y una importante atenuación (cerca al 80%, valor medio) de las componentes relacionadas con las oscilaciones del tronco de las señales de fuerza, logrando, así, aislar los fenómenos transitorios relacionados con las intenciones del sujeto en el guiado del dispositivo.

Caracterización de la evolución espacio-temporal de los pies del usuario y el andador durante la marcha asistida.

Se ha realizado la estimación de parámetros espacio-temporales de la marcha, la determinación de las fases de la marcha y la obtención de una formulación analítica matemática de la forma de onda de las señales obtenidas de la evolución espacio-temporal de los pies del usuario en la marcha con el andador SIMBIOSIS. Los experimentos realizados con usuarios evidenciaron la validez de la formulación analítica desarrollada en la cual se modela de forma independiente las fases de apoyo y oscilación y ha inspirado la utilización de las fases de apoyo en cada pierna para componer una técnica de obtención de la distancia recorrida por el andador a partir de la evolución espacio-temporal de los pies del usuario con errores del orden del 1%.

Interpretación de intenciones: generación de comandos de guiado. Utilizando la información de la evolución espacio-temporal de los pies del sujeto y las fuerzas de interacción usuario-andador, mediante los algoritmos de filtrado desarrollados, se hace uso de un clasificador borroso para extraer las intenciones de guiado del usuario. Estas se discriminan en:

- inicio de marcha,
- paro (fin de marcha),
- marcha en línea recta,
- giros a la izquierda y derecha.

Todas estas intenciones se detectan en distinto grado, dando lugar a comandos de guiado y de actuación sobre el andador, con diferentes velocidades lineales y angulares. Para ello, se ha diseñado un controlador borroso, construido en base a los datos obtenidos experimentalmente. El controlador ha ofrecido una

conducción suave al usuario. De forma complementaria, se han creado una serie de reglas auxiliares, con alta prioridad, para garantizar la seguridad del usuario durante la marcha asistida.

Validación y confirmación de la estrategia de control desarrollada con pacientes lesionados medulares en el Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo (HNPT). Todas las técnicas y estrategias desarrolladas en el marco de esta tesis doctoral han sido validadas en experimentos realizados con 8 pacientes voluntarios, lesionados medulares con distintos grados movilidad residual. En estos experimentos, además de comprobar el funcionamiento adecuado de las estrategias de procesamiento de las señales de fuerzas y del controlador borroso desarrollado, se ha verificado el importante potencial del andador desarrollado como herramienta de rehabilitación y compensación funcional de la marcha patológica.

- Por un lado, la configuración mecánica del dispositivo ha ofrecido una importante *descarga del peso soportado por las extremidades inferiores* de los pacientes a través de los apoyos de antebrazos. En un caso de mayor afectación, se han obtenido picos medios de 25 – 30kgf en las componentes relacionadas con la cadencia en los ejes verticales de cada uno de los sensores de fuerza instalados en los apoyos de antebrazos. Esto ha generado la posibilidad de una marcha más descargada, facilitando la movilidad natural. Comentarios espontáneos como “no me duelen las piernas” y “con las muletas, me pesan mucho las piernas y con esto no” han sido expresados de los usuarios durante los experimentos.
- Por otro lado, la *estrategia activa de locomoción* con el andador ha ofrecido la posibilidad del uso de esta clase de dispositivos a sujetos que normalmente utilizan sillas de ruedas para su locomoción. En un caso particular, un paciente comentaba que su fisioterapeuta le desaconsejaba el uso de andadores debido al alto riesgo de caída por el excesivo alejamiento usuario-andador. Al utilizar el andador SIMBIOSIS, este y otros pacientes han demostrado total confianza al caminar y se ha podido comprobar la mejora de estabilidad en la marcha, opinión compartida por el equipo clínico del HNPT. Uno de los sujetos ha mencionado: “La máquina te ayuda a caminar”.
- La *naturalidad de la estrategia de guiado* implementada en el andador ha sido confirmada. Tanto los fisioterapeutas que participaron en los ensayos como los pacientes hicieron preguntas del tipo: “¿cómo sabe el andador hacia donde quiero ir?”. Esta naturalidad se constata, además, por el hecho de no haber dedicado ningún tiempo previo al entrenamiento de los pacientes con el andador, siendo estos capaces de comandar de forma efectiva el dispositivo sin instrucciones para ello.

- De los cuestionarios realizados con los pacientes se han verificado aspectos relacionados con la *usabilidad del andador SIMBIOSIS*. Los sujetos han asignado al andador notas medias de 90 y 89 (sobre 100) en lo que se refiere, respectivamente, a la seguridad y al confort durante la marcha con el dispositivo. Uno de los pacientes ha comentado espontáneamente: “Poder apoyar los codos es más seguro y cómodo”.

Beneficio social de el nuevo dispositivo de la marcha asistida para ciertas personas con movilidad muy reducida. Con todo lo dicho anteriormente y de los resultados de los experimentos con pacientes se ha ofrecido a estos una alternativa al uso de las sillas de ruedas, con los problemas fisiológicos que conllevan su uso, potenciando, así, la movilidad natural y la autonomía personal en los distintos ámbitos de la vida diaria.

Publicaciones elaboradas sobre el trabajo de esta tesis

De los distintos temas de investigación abordados en esta tesis doctoral se han generado publicaciones en revistas científicas y congresos nacionales e internacionales. Estas se presentan a continuación.

Revistas científicas

Los artículos publicados en revistas científicas internacionales son:

- FRIZERA NETO, A; GALLEGO, JA; ROCON, E; PONS, JL; CERES, R. Extraction of user's navigation commands from upper body force interaction in walker assisted gait. *Biomedical Engineering Online*. v. 9(1):37.
- FRIZERA, A; CERES, R; CALDERÓN, L; PONS, JL. LAZARIM: Standing-up frame to support mobility for older persons. *Gerontechnology (Valkenswaard. Gedrukt)*, v. 8, p. 38-41, 2009.
- FRIZERA, A; ABELLANAS, A; CERES, R; PONS, JL; RAYA, R. Estudio y Caracterización de la Cinemática de los Pies en Marcha Asistida con Andadores. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial*, v. 6, p. 74-84, 2009.
- FRIZERA NETO, A; CERES, R; PONS, JL ; ABELLANAS, A; RAYA, R. The smart walkers as geriatric assistive device. The symbiosis purpose. *Gerontechnology (Valkenswaard)*, v. 7, p. 108-108, 2008.
- RAYA, R; TORRICELLI, D. ; ROCÓN, E. ; CERES, R; FRIZERA NETO, A; PONS, JL . Feasibility in human machine interfaces for elderly people. *Gerontechnology (Valkenswaard)*, v. 7, p. 193-193, 2008.

- RAYA, R; FRIZERA, A; CERES, R ; CALDERÓN, L. . Design and evaluation of a fast model-based algorithm for ultrasonic range measurements. *Sensors and Actuators. A, Physical*, v. 148, p. 335-341, 2008.

Estos otros artículos están aceptados o en fase de revisión:

- ABELLANAS, A; FRIZERA, A; CERES, R; GALLEGU, JA. Estimation of gait parameters by measuring upper limb walker interaction forces. *Sensors and Actuators. A, Physical*. (aceptado en 2010).
- FRIZERA, A; CERES, R; PONS, JL. Estimación de Intenciones de Marcha Asistida por Andador Mediante Fusión Sensorial. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial*. (enviada en 2010).

Congresos nacionales e internacionales

Las comunicaciones presentadas en congresos nacionales e internacionales y publicadas en sus actas son:

- FRIZERA, A; GALLEGU, JA; ROCON, E; ABELLANAS, A; CERES, R; PONS, JL. Online Cadence Estimation through Force Interaction in Walker Assisted Gait. In: *ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference 2010*, 2010, Vitória.
- MARTINS, M; FRIZERA, A; SANTOS, C; CERES, R. Revisão e Classificação de Dispositivos de Treino e Reabilitação da Marcha Humana. In: *VI Congreso Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad - IBERDISCAP*, 2010, Mexico DF. (enviada)
- BENEVIDES, A; FRIZERA NETO, A; BASTOS FILHO, TF; CERES, R; GARCIA, JC; MARTÍN, JL. Walking Patterns Recognition to Command a Robotic Walker. In: *Anais do Congresso Brasileiro de Automática*, 2010. p. 6pg, Bonito.
- FRIZERA, A; CERES, R; PONS, JL; ROCON, E; GALLEGU, JA. Estimación continua de cadencia a través de la interacción de fuerzas en marcha asistida por andador. In: *Actas de las XXXI Jornadas de Automática 2010 - JA2010*, 2010, Jaén. p. 1-6.
- FRIZERA, A; ABELLANAS, A; CERES, R; PONS, JL. Analysis of ground reaction forces in walker assisted gait. In: *10th European Conference for the Advancement of Assistive Technology in Europe - AAATE 2009. Assistive Technology from adapted equipment to inclusive environments*. 2009, Florence, v. 25. p. 450-454.

- ABELLANAS, A; FRIZERA, A; CERES, R; RAYA, R. Assessment of the laterality effects through forearm reaction forces in walker assisted gait. In: Proceedings Eurosensors XXIII conference, 2009, Lausanne. p. 1-4.
- FRIZERA NETO, A; CERES, R; PONS, JL; ABELLANAS, A; RAYA, R. The smart walkers as geriatric assistive device. The symbiosis purpose. In: Proceedings of the 6th International Conference of the International Society for Gerontechnology - Gerontechnology2008, 2008, Pisa. p. 1-6.
- ABELLANAS, A; FRIZERA NETO, A; CERES, R; RAYA, R; CALDERÓN, L. Ultrasonic time of flight estimation in assistive mobility: improvement of the model-echo fitting. In: Proceedings of XXII 22nd international conference EUROSENSORS, 2008, Dresden. p. 1-4.
- ABELLANAS, A; CERES, R; FRIZERA NETO, A; RAYA, R; CALDERÓN, L. Propuesta ultrasónica binaural para la estimación de las evoluciones de los pies en la marcha asistida. In: Actas de las XXVIII Jornadas de Automática, 2008, Tarragona. p. 1-6.
- CERES, R; FRIZERA NETO, A; ABELLANAS, A; PONS, JL; CALDERÓN, L. Interfaces avanzados para el guiado de andadores. In: Actas del V Congreso Iberoamericano Sobre Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad, 2008, Cartagena de Indias. p. 1-4.
- FRIZERA NETO, A; CERES, R; PONS, JL; ROCÓN, E; RAYA, R. A platform to study human-machine biomechanical interaction during gait. In: Proceedings of the 9th European Conference for the Advancement of Assistive Technology in Europe - AAATE 2007, 2007, San Sebastian. p. 1-5.
- FRIZERA NETO, A; RAYA, R; CERES, R; CALDERÓN, L. Técnica ultrasónica para análisis biomecánico de la marcha humana. In: Actas del Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica - CA-SEIB 2007, 2007. v. 1. p. 475-478.
- RAYA, R; FRIZERA NETO, A; CERES, R; CALDERÓN, L; SECO, F. Ampliación del rango de medidas en la caracterización de la marcha humana por ultrasonidos. In: Actas de las XXVII Jornadas de Automática, 2006, Almería. p. 1-7.
- FRIZERA NETO, A; RAYA, R; MORENO, JC; CERES, R; CALDERÓN, L. Desarrollo de técnicas ultrasónicas para seguimiento y interacción de la marcha. In: Actas del VII Congreso Internacional de Interacción Persona-Ordenador, 2006, Puertollano (Ciudad Real). p. 1-4.

- CERES, R; PONS, JL; PALLAROLAS, G; ROCON, E; FRIZERA NETO, A. Configuración multisensorial para control de dispositivos de ayuda a la marcha humana. In: Actas del XXIV Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica - CASEIB2006, 2006, Pamplona. v. 1. p. 149-152.

Otras publicaciones relacionadas

Durante la realización de esta tesis doctoral en el Grupo de Bioingeniería del CSIC, otros trabajos de investigación relacionados con la temática de la rehabilitación, la interacción hombre-máquina y la marcha humana asistida han sido publicados. Algunos de estos trabajos son fruto de la colaboración con investigadores y otros estudiantes de postgrado del grupo. Estas publicaciones son:

- Organización de libro. CERES, R; CALDERÓN, L; FRIZERA, A; RAYA, R. Las tecnologías de apoyo en parálisis cerebral. 1. ed. , 2009. v. 1. 149.
- Capítulo de libro. BUENO, L; BRUNETTI, F; FRIZERA NETO, A; PONS, JL. Human-Robot Cognitive Interaction. In: Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons. 1 ed. John Wiley & Sons, Inc., 2008, v. 1, p. 87-126.
- Patente. CERES, R; PONS, JL; CALDERÓN, L; BELTRAN, JP; FRIZERA NETO, A. Dispositivo para bipedestación y rehabilitación de marcha, para personas con minusválidas motoras. 2006.
- Congresos nacionales e internacionales.
 - BARROSO, F; FRIZERA, A; SANTOS, C; CERES, R. Revisão crítica das ortóteses activas para membros inferiores In: VI Congreso Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad - IBERDISCAP, 2010, Mexico DF. (enviada)
 - DEL-AMA, AJ; MORENO, JC; FRIZERA, A; GIL-AGUDO, A; PONS, JL. Propuesta de control en trayectoria de un actuador de rodilla para la compensación funcional de la marcha en lesionados medulares. In: VI Congreso Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad - IBERDISCAP, 2010, Mexico DF. (enviada)
 - ABELLANAS, A; CERES, R; FRIZERA, A; RAYA, R; BISMUTH, S. Revisión de las ayudas técnicas aplicadas a la movilidad para niños con parálisis cerebral. In: Actas de las IV Jornadas Iberoamericanas de Tecnologías de Apoyo a Discapacidad, 2009, Madrid. p. 137-143.
 - RAYA, R; CERES, R; ROCON, E; FRIZERA, A; PONS, JL. Comunicador inercial para potenciar la autonomía de niños con parálisis cerebral en el uso del computador. In: Actas de las XXX Jornadas de Automática, 2009, Valladolid. p. 1-5.

- RAYA, R; TORRICELLI, D; CERES, R; FRIZERA NETO, A; PONS, JL. Feasibility in human machine interfaces for elderly people. In: Proceedings of the 6th International Conference of the International Society for Gerontechnology - Gerontechnology2008, 2008, Pisa. p 1-6.
- BUENO, L; BRUNETTI, F; FRIZERA NETO, A; PONS, JL. Cognitive human-robot interaction in wearable robots: approaches and algorithms. In: Workshop on Wearable Robots, IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA 2008), 2008, Pasadena, California. p 1-10.
- ROCON, E; MORENO, JC; FRIZERA NETO, A; FERNANDEZ, JF; CERES, R; VILLEGAS, M; PONS, JL. Evaluation of piezoelectric ceramics as 3d plantar force sensors. In: Proceedings of Electroceramics 2007, 2007, Aveiro.
- CERES, R; PONS, JL; FRIZERA NETO, A; BELTRAN, JP; CALDERÓN, L; GONZÁLEZ, I; SARO, B; RODRÍGUEZ, J. New transfer patterns supporting autonomous mobility of sci patients. In: Proceedings of the 9th European Conference for the Advancement of Assistive Technology in Europe - AAATE 2007, 2007, San Sebastian. p 1-5.
- RAYA, R; FRIZERA NETO, A; BELTRAN, JP; CERES, R; CALDERÓN, L. Configuración de un sistema ultrasónico multisensor para navegación asistida de niños con deficiencias neuromotoras. In: Actas de las XXVIII Jornadas de Automática, 2007, Huelva. p. 1-6.

Continuando con los trabajos de investigación, se están realizando, actualmente, artículos científicos sobre todo el proceso de experimentación y sobre resultados obtenidos en este trabajo y que se presentan en esta memoria.

Trabajos futuros

Los sistemas y métodos desarrollados en esta tesis doctoral tendrán continuidad a través de líneas de investigación y de desarrollo relacionadas con la marcha humana, la interacción hombre-máquina y el apoyo a la movilidad en general. Así, se pretende ampliar los estudios científicos realizados en el marco de esta tesis doctoral. Entre los intereses científicos pendientes están la obtención de modelos de marcha patológica y de estrategias de detección automática y clasificación de patologías, relacionando las pautas, asimetrías, y otros parámetros característicos durante la marcha asistida por andadores. En lo que se refiere al estudio y el modelado de la marcha humana asistida, se propone la elaboración de modelos dinámicos de cuerpo completo en los que se consideren los brazos y tronco del sujeto y el intercambio de fuerzas con el andador. De esta manera, se propone

realizar un estudio biomecánico más profundo del proceso de la marcha asistida por el andador.

El trabajo desarrollado en los cuatro años de esta tesis doctoral ha aumentado y consolidado el interés científico del autor en el campo de los dispositivos de ayuda a la discapacidad, especialmente en los que refiere a la potenciación de la movilidad humana natural mediante elementos externos (bastones, andadores, etc.) y autoportados (prótesis, ortesis, etc.).

Parte de los *trabajos futuros* ya se están realizando, a través de proyectos de investigación realizados en el Grupo de Bioingeniería del CSIC. De esta manera, no hay discontinuidad en la formación investigadora del doctorando. Actualmente, el doctorando participa activamente en el desarrollo del Proyecto HYPER (*Hybrid Neuroprosthetic and Neurobotic Devices for Functional Compensation and Rehabilitation of Motor Disorders*) desarrollando, entre otros temas, nuevos sistemas de potenciación de la marcha humana autónoma por medio de neurorobots y neuroprótesis.

En lo que se refiere a los dispositivos externos de ayuda a la movilidad, se está trabajando en el proyecto Standimovi que es resultado de los trabajos realizados en el proyecto SIMBIOSIS, en esta tesis doctoral y en el proyecto LAZARIM. Se trata de construir un entrenador de marcha con suspensión activa de parte del peso del usuario por medio de unos brazos mecánico activos y un arnés. La estructura estable de bipedestación desarrollada está siendo adaptada, instalando unos sensores de suspensión en los brazos y unos apoyos instrumentados de antebrazos y manos. Se pretende desarrollar algoritmos de detección de intenciones del usuario, inspirados en los desarrollados en esta tesis, para realizar la asistencia a la marcha patológica de pacientes con afecciones aún más severas que en los casos tratados en esta tesis y con problemas relacionados con la estabilidad en la marcha.

Con el fin de poner en el mercado, a disposición de los pacientes los resultados obtenidos del andador SIMBIOSIS, en la actualidad se está trabajando en el desarrollo del dispositivo NEOASAS. Aprovechando el potencial de las estrategias de apoyo y guiado desarrolladas en la rehabilitación y en la compensación funcional de pacientes, el andador NEOASAS, en fase de finalización, es una simplificación de la arquitectura y de la configuración sensorial, con un enfoque de producto y de mercado del andador SIMBIOSIS.

La oportunidad de trabajar en el desarrollo de elementos de ayuda para personas con movilidad reducida ha sido de gran motivación para el doctorando. El estudio experimental de validación con pacientes ha generado resultados aún más estimulantes que la realización de cualquier manuscrito científico. El contacto con usuarios con problemas reales y la posibilidad de contribuir, aunque sea de manera puntual, en la solución ha sido, para el autor, el principal resultado obtenido de este trabajo y es lo que le motiva a seguir en el futuro con estos y

otros trabajos de investigación para contribuir a la mejora del bienestar personal.

Bibliografía

- [1] A. Frizera, R. Ceres, J. L. Pons, E. Rocon, y R. Raya. A platform to study human-machine biomechanical interaction during gait. In *Assistive Technology Research Series - Challenges for Assistive Technology AAATE 07*, volume 20, 2007. [citado en la p. 7, 113, 114]
- [2] A. S. Duxbury. Gait disorders and fall risk: Detection and prevention. *COMP. THER.*, 26(4):238–245, 2000. [citado en la p. 8, 9, 50]
- [3] C. Gryfe, A. Amies, y M. Ashley. A longitudinal study of falls in an elderly population: incidence and morbidity. *Age Aging*, 6:201–210, 1977. [citado en la p. 8]
- [4] J. M. Lilley, T. Arie, y C. E. D. Chilvers. Accidents involving older people: A review of the literature. *Age Ageing*, 24:346–365, 1995. [citado en la p. 8]
- [5] C. Ring, U. S. L. Nayak, y B. B. Isaacs. alance functions in elderly people who have and who have not fallen. *Arch Phys Med Rehab*, 69:261–264, 1988. [citado en la p. 8]
- [6] Fr. Prince, H. Corriveau, R. Hkbert, y D. A. Winter. Gait in the elderly. *Gait and Posture*, 5:128–135, 1997. [citado en la p. 8, 77]
- [7] F. W. van Hook, D. Demonbreun, y B. D. Weiss. Ambulatory devices for chronic gait disorders in the elderly. *AMERICAN FAMILY PHYSICIAN*, 67(8):1717–1724, April 2003. [citado en la p. 9, 21, 25]
- [8] K. Tanaka, K. Matsunaga, y H. O. Wang. Electroencephalogram-based control of an electric wheelchair. *IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS AND AUTOMATION*, 21:762–766, 2005. [citado en la p. 12]
- [9] A. Frizera, W. C. Celeste, V. R. Martins, T. F. Bastos-Filho, y M. Sarcinelli-Filho. Human-machine interface based on electro-biological signals for mobile vehicles. In *Proceedings of the International Symposium on Industrial Electronics*, 2006. [citado en la p. 12]
- [10] A. Ferreira, R. L. Silva, W. C. Celeste, T. F. Bastos Filho, y M. Sarcinelli Filho. Human-machine interface based on muscular and brain signals applied to a robotic wheelchair. *Journal of Physics: Conference Series*, 90:1–8, 2007. [citado en la p. 12]

- [11] Robert Leeb, Doron Friedman, Gernot R. Müller-Putz, Reinhold Scherer, Mel Slater, y Gert Pfurtscheller. Self-paced (asynchronous) bci control of a wheelchair in virtual environments: A case study with a tetraplegic. *Computational Intelligence and Neuroscience*, 2007:1 – 8, 2007. [citado en la p. 12]
- [12] J. Millán, F. Renkens, J. Mouriño, y W. Gerstner. Non-invasive brain-actuated control of a mobile robot. In *Proc. of the 18th International Joint Conference on Artificial Intelligence*, 2003. [citado en la p. 12]
- [13] J. R. Wolpaw. Brain-computer interfaces as new brain output pathways. *The Journal of Physiology*, 579:613–619, 2007. [citado en la p. 12]
- [14] S. Vicente Díaz, C. Amaya Rodríguez, F. Díaz del Río, A. Civit Balcells, y D. Cagigas Muníz. Tetranauta: a intelligent wheelchair for users with very severe mobility restrictions. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Control Applications*, 2002. [citado en la p. 12]
- [15] CALL Centre. Call smart wheelchair. http://callcentre.education.ed.ac.uk/Smart_WheelCh/smart_wheelch.html. [citado en la p. 13]
- [16] M. Mazo, J. C. Garcia, F. J. Rodriguez, J. Urena, J. L. Lazaro, y F. Espinosa. An integral system for assisted mobility. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 8(1):46 – 56, Mar 2001. [citado en la p. 13]
- [17] R. Barea, L. Boquete, E. López, y M. Mazo. Guidance of a wheelchair using electrooculography. In *Actas del IMACS/IEEE CSCC'99 International Conference*, 1999. [citado en la p. 14]
- [18] R. Ceres, J.L. Pons, L. Calderón, A.R. Jiménez, y L. Azevedo. A robotic vehicle for disabled children. *IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY MAGAZINE*, 24(6):55–63, 2005. [citado en la p. 14]
- [19] R. Raya, A. Frizera, J. Pastor, R. Ceres, y L. Calderón. Configuración de un sistema ultrasónico multisensor para navegación asistida de niños con deficiencias neuromotoras. In *Actas de las XXVIII Jornadas de Automática*, 2007. [citado en la p. 14]
- [20] A. Frizera, R. Ceres, L. Calderón, y J.L. Pons. Lazarim: Standing-up frame to support mobility for older persons. *Gerontechnology*, 8(1):38–41, 2009. [citado en la p. 15]
- [21] Nelson Costa y Darwin G. Caldwell. Control of a biomimetic soft-actuated 10dof lower body exoskeleton. In *Proceedings of the First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2006. [citado en la p. 15, 20]
- [22] H. Kazerooni, J.L. Racine, L. Huang, y R. Steger. On the control of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex). In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 4353 – 4360, 2005. [citado en la p. 17]
- [23] T. Hayashi, H. Kawamoto, y Y. Sankai. Control method of robot suit hal working as operator's muscle using biological and dynamical information. In *Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS2005)*, pages 3036–3038, 2005. [citado en la p. 18]

- [24] K. Yamamoto, M. Ishii, H. Noborisaka, y K. Hyodo. Stand alone wearable power assisting suit - sensing and control systems. In *Proceedings of the 2004 IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication*, pages 661–666, 2004. [citado en la p. 18]
- [25] A. Schiele y G. Visentin. The esa human arm exoskeleton for space robotics telepresence. In *Proceedings of International Symposium on Artificial Intelligence, Robotics, and Automation in Space (iSAIRAS)*, 2003. [citado en la p. 18]
- [26] E. Rocon, A. F. Ruiz, J. L. Pons, J. M. Belda-Lois, y J. J. Sanchez-Lacuesta. Rehabilitation robotics: a wearable exo-skeleton for tremor assessment and suppression. In *Proceedings of International Conference on Robotics and Automation*, 2005. [citado en la p. 18]
- [27] J.L. Pons, R. Ceres, E. Rocon, S. Levin, I. Markovitz, B. Saro, D. Reynaerts, D. Van Moorleghe, y L. Bueno. Virtual reality training and emg control of the manus hand prosthesis. *Robotica*, 23:311–317, 2005. [citado en la p. 18]
- [28] J. Moreno, E. Rocon, A.F. Ruiz, F. Brunetti, y J.L. Pons. Design and implementation of an inertial measurement unit for control of artificial limbs: application on leg orthoses. *Sensors and Actuators B*, 118:333–337, 2006. [citado en la p. 18, 147]
- [29] José Luis Pons. *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. John Wiley and Sons, 2008. [citado en la p. 18]
- [30] J.A. Blaya y H. Herr. Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 12:24–31, 2004. [citado en la p. 19]
- [31] G. A. Pratt y M. M. Williamson. Series elastic actuators. In *Proceedings of the International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 399–406, 1995. [citado en la p. 19]
- [32] D.P. Ferris, J.M. Czerniecki, y B. Hannaford. An ankle-foot orthosis powered by artificial muscles. *Journal of Applied Biomechanics*, 21:189–197, 2005. [citado en la p. 20]
- [33] D.P. Ferris, K.E. Gordon, G.S. Sawicki, y A. Peethambaran. An improved powered ankle-foot orthosis using proportional myoelectric control. *Gait & Posture*, 23:425–428, 2006. [citado en la p. 20]
- [34] G.S. Sawicki, K.E. Gordon, y D.P. Ferris. Powered lower limb orthoses: Applications in motor adaptation and rehabilitation. In *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, pages 206–211, 2005. [citado en la p. 20]
- [35] G. Colombo, M. Joerg, R. Schreier, y V. Dietz. Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37(6):693–700, 2000. [citado en la p. 20]
- [36] J. F. Veneman, R. Fruidhof, E. E. G. Hekman, R. Ekkelenkamp, E. H. F. van Asseldonk E.H.F., y H. Kooij. Design and evaluation of the lopes exoskeleton

- robot for interactive gait rehabilitation. *IEEE Trans. Neural Systems Rehab. Eng.*, 15(3):379–386, 2007. [citado en la p. 20]
- [37] A. M. Dollar y H. Herr. Active orthoses for the lower-limbs: Challenges and state of the art. In *Proceedings of the 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2007. [citado en la p. 20]
- [38] M. Spenko, H. Yu, y S. Dubowsky. Robotic personal aids for mobility and monitoring for the elderly. *IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING*, 14(3):344–351, SEPTEMBER 2006. [citado en la p. 22, 34, 36]
- [39] Johann Borenstein y Iwan Ulrich. The guidecane - a computerized travel aid for the active guidance of blind pedestrians. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1283 – 1288, 1997. [citado en la p. 23]
- [40] G. Lacey y K. Dawson-Howe. Evaluation of robot mobility aid for the elderly blind. In *Proceedings of the Fifth International Symposium on Intelligent Robotic Systems*, 1997. [citado en la p. 25, 31]
- [41] A. Frizera, R. Ceres, J. L. Pons, A. Abellanas, y R. Raya. The smart walkers as geriatric assistive device. the symbiosis purpose. In *Proceedings of the 6th International Conference of the International Society for Gerontechnology*, 2008. [citado en la p. 27, 113]
- [42] U. Borgolte. A novel mobility aid for independent daily living of elderly people. In *Proceedings 5th European Conference for the Advancement of Assistive Technology (AAATE)*, pages 267 – 271, 1999. [citado en la p. 30]
- [43] G. Lacey, S. Mac Namara, y K. M. Dawson-Howe. Personal adaptive mobility aid for the infirm and elderly blind. *Lecture Notes in Computer Science*, 1458:211 – 220, 1998. [citado en la p. 31]
- [44] S. MacNamara y G. Lacey. A smart walker for the frail visually impaired. In *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automaton*, 2000. [citado en la p. 31, 32]
- [45] Andrew J. Rentschler, Rory A. Cooper, Bruce Blasch, y Michael L. Boninger. Intelligent walkers for the elderly: Performance and safety testing of va-pamaid robotic walker. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 40(5):423–432, September/October 2003. [citado en la p. 32]
- [46] Haptica Ltd. Guido technology. <http://www.haptica.com/id3.htm>. [citado en la p. 33]
- [47] D. Rodriguez-Losada, F. Matia, A. Jimenez, R. Galan, y G. Lacey. Implementing map based navigation in guido, the robotic smartwalker. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation - ICRA '05*, pages 3390 – 3395, April 2005. [citado en la p. 33]
- [48] Haptica Ltd. Guido features and functionality. <http://www.haptica.com/id4.htm>. [citado en la p. 33]

- [49] Diego Rodriguez-Losada, Fernando Matia, Agustin Jimenez, y Gerard Lacey. Guido, the robotic smartwalker for the frail visually impaired. In *First International Conference on Domotics, Robotics and Remote Assistance for All - DRT4all*, 2005. [citado en la p. 34]
- [50] H. Yu, M. Spenko, y S. Dubowsky. Omni-directional mobility using active split offset castors. *ASME J. Mech. Design*, 126(5):822–829, Sept. 2004. [citado en la p. 35]
- [51] G. Wasson, J. Gunderson, y S. Graves. Effective shared control in cooperative mobility aids. In *Proceedings of the Fourteenth International Florida Artificial Intelligence Research Society Conference*, volume 1, pages 1 – 5, 2001. [citado en la p. 38]
- [52] Glenn Wasson, Pradip Sheth, Cunjun Huang, y Alexandre Ledoux Majd Alwan. A physics-based model for predicting user intent in shared-control pedestrian mobility aids. In *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference Intelligent Robots and Systems - IROS*, 2004. [citado en la p. 39]
- [53] Glenn Wasson, Pradip Sheth, Majd Alwan, Kevin Granata, Alexandre Ledoux, y Cunjun Huang. User intent in a shared control framework for pedestrian mobility aids. In *Intelligent Robots and Systems, 2003. (IROS 2003). Proceedings. 2003 IEEE/RSJ*, volume 3, pages 2962– 2967, November 04 2003. [citado en la p. 39]
- [54] M. Alwan, G. Wasson, P. Sheth, A. Ledoux, y C. Huang. Passive derivation of basic walker-assisted gait characteristics from measured forces and moments. In *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, pages 2691–2694, 2004. [citado en la p. 39, 40]
- [55] Yasuhisa Hirata, Asami Hara, y Kazuhiro Kosuge. Motion control of passive-type walking support system based on environment information. In *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2921–2926, 2005. [citado en la p. 40]
- [56] Yasuhisa Hirata, Asami Muraki, y Kazuhiro Kosuge. *Rehabilitation Robotics*, chapter Passive-type Intelligent Walker Controlled Based on Caster-like Dynamics, pages 187 – 201. Itech Education and Publishing, 2007. [citado en la p. 40]
- [57] Oscar Chuy-Jr, Yasuhisa Hirata, y Kazuhiro Kosuge. Environment feedback for robotic walking support system control. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 3633 – 3638, 2007. [citado en la p. 40, 41]
- [58] P. Médéric, V. Pasqui F., Plumet, y Ph. Bidaud. Design of a walking-aid and sit to stand transfer assisting device for elderly people. In *Proceedings of ROMAN 2004 -15th CISM-IFTtoMM Symposium on Robot Design, Dynamics and Control*, 2004. [citado en la p. 41]
- [59] J. Glover, D. Holstius, M. Manojlovich, K. Montgomery, A. Powers, J. Wu, S. Kiesler, J. Matthews, y S. Thrun. A robotically-augmented walker for older adults. Technical report, Carnegie Mellon University, School of Computer Science, 2003. [citado en la p. 42]
- [60] SHARE-it. Supported human autonomy for recovery and enhancement of cognitive and motor abilities using information technologies - share-it web page. <http://www.ist-shareit.eu/shareit>, 2007. [citado en la p. 43]

- [61] U Cortes, A. Martínez-Velasco, C. Barrué, T. Benedico, F. Campana, J. Fernández, y R. Annicchiarico. A share-it service to elders' mobility using the i-walker 2008. *Gerontechnology*, 6(2):95, 2008. [citado en la p. 43]
- [62] Fraunhofer Institute for Manufacturing Engineering y Automation (IPA). Care-o-bot web page. <http://www.care-o-bot.de/english/index.php>. [citado en la p. 44]
- [63] B. Graf. Reactive navigation of an intelligent robotic walking aid. In *Proceedings of ROMAN 2001*, 2001. [citado en la p. 44]
- [64] M. Hans, B. Graf, y R. Schraft. Robotics home assistant care-o-bot: Past – present – future. In *Proceedings of ROMAN'02*, 2002. [citado en la p. 44]
- [65] Daisuke Chugo, Wataru Matsuoka, Songmin Jia, y Kunikatsu Takase. Rehabilitation walker with standing-assistance device. *Journal of Robotics and Mechatronics*, 19(6):604–611, 2007. [citado en la p. 44]
- [66] Daisuke Chugo, Tai Asawa, Takuya Kitamura, Songmin Jia, y Kunikatsu Takase. A rehabilitation walker with standing and walking assistance. In *2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2008. [citado en la p. 44]
- [67] Daisuke Chugo, Wataru Matsuoka, Songmin Jia, y Kunikatsu Takase. A robotic walker with standing assistance. In *Proceedings of the 2008 IEEE International Conference on Information and Automation*, pages 452 – 457, 2008. [citado en la p. 44]
- [68] Kap-Ho Seo y Ju-Jang Lee. The development of two mobile gait rehabilitation systems. *IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING*, 17(2):156–166, 2009. [citado en la p. 45]
- [69] R. Drillis. Objective recording and biomechanics of pathological gait. *Ann New York Acad Sci*, 17:86–109, 1958. [citado en la p. 49, 77, 85, 90]
- [70] M.P. Murray. Gait as a total pattern of movement. *Amer J Phys Med*, 46:290–333, 1967. [citado en la p. 49, 77, 85]
- [71] J. Sánchez Lacuesta, J. M. P rat, y J. V. Hoyos. Biomecánica de la marcha humana y patológica. Publicaciones IBV, 1999. [citado en la p. 49, 51, 52, 53]
- [72] L. Bueno, F. Brunetti, A. Frizera, y J. L. Pons. Cognitive human-robot interaction in wearable robots. In *International Conference on Robotics and Automation - ICRA 2008*, 2008. [citado en la p. 49, 70]
- [73] C. L. Vaughan, B. L. Davis, y J. C. OConnor. *Dynamics of Human Gait*. Kiboho Publishers, February 1992. [citado en la p. 50, 56, 59, 65]
- [74] J. C. Moreno. *Exoesqueletos robóticos para valoración y compensación funcional de marcha patológica*. PhD thesis, Universidad Politécnica De Madrid - Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales, 2006. [citado en la p. 51, 54]
- [75] J. Perry. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. Slack Incorporated, 1992. [citado en la p. 52, 53]

- [76] David A. Winter. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*. University of Waterloo Press, second edition edition, 1987. [citado en la p. 53, 83, 87, 98, 112, 114]
- [77] D.A. Winter. *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons, Inc., 2nd ed. edition, 1990. [citado en la p. 54, 56, 57, 59, 87, 88, 91]
- [78] JM Bertomeu, JM Lois, RB Guillem, AP Pozo, J Lacuesta, CG Molla, PV Luna, y JP Pastor. Development of a hinge compatible with the kinematics of the knee joint. *Prosthet Orthot Int. Development of a hinge compatible with the kinematics of the knee joint.*, 31(4):371–383, 2007. [citado en la p. 59]
- [79] Y.C. Pai y J. Patton. Center of mass velocity-position predictions for balance control. *Journal of Biomechanics*, 77:488–507, 1997. [citado en la p. 60]
- [80] C. L. Chen, M. K. Wong, F. T. Tang, y F. S. Chen. Temporal stride and force analysis of cane-assisted gait in people with hemiplegic stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 82:43–48, 2001. [citado en la p. 61]
- [81] H. Bateni, E. Heung, J. Zettel, W. E. McIlroy, y B. E. Maki. Can use of walkers or canes impede lateral compensatory stepping movements? *Gait Posture*, 20:74–83, 2004. [citado en la p. 61]
- [82] L. Bennett, M. P. Murray, E. F. Murphy, y T. T. Sowell. Locomotion assistance through cane impulse. *International Journal of Rehabilitation Research*, 1:38–47, 1979. [citado en la p. 62]
- [83] J. J. Jeka. Light touch contact as a balance aid. *Phys Ther*, 77:476–487., 1997. [citado en la p. 62]
- [84] D. L. Wright y T. L. Kemp. The dual-task methodology and assessing the attentional demands of ambulation with walking devices. *Phys Ther*, 72:306–312, 1992. [citado en la p. 62, 71]
- [85] M. Woollacott y A. Shumway-Cook. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait and Posture*, 16:1–14., 2002. [citado en la p. 62]
- [86] B. E. Maki, A. Zecevic, H. Bateni, N. Kirshenbaum, y W. E. McIlroy. Cognitive demands of executing rapid postural reactions: does aging impede attentional switching? *NeuroReport*, 12:3583–3587, 2001. [citado en la p. 62]
- [87] H. Bateni y B. E. Maki. Assistive devices for balance and mobility: Benefits, demands, and adverse consequences. *Arch Phys Med Rehabil*, 86:134–145, 2005. [citado en la p. 62]
- [88] S. Bouisset y M. Zattara. A sequence of postural movements precedes voluntary movement. *Neurosci Lett*, 22:263–270, 1981. [citado en la p. 63]
- [89] D. A. Winter, A. B. Deathe, S. Halliday, M. Ishac, y M. Olin. A technique to analyze the kinetics and energetics of cane-assisted gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 8:37–43, 1993. [citado en la p. 63]

- [90] R. A. Bachschmidt, G. F. Harris, y G. G. Simoneau. Walker-assisted gait in rehabilitation: A study of biomechanics and instrumentation. *IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING*, 9(1):96–105, March 2001. [citado en la p. 63, 65]
- [91] C. G. Holder, E. M. Haskvitz, y A. Weltman. The effects of assistive devices on the oxygen cost, cardiovascular stress, and perception of nonweight-bearing ambulation. *J Orthop Sports Phys Ther*, 18:537–542, 1993. [citado en la p. 63]
- [92] M. P. Foley, B. Prax, R. Crowell, y T. Boone. Effects of assistive devices on cardiorespiratory demands in older adults. *Phys Ther*, 76:1313–1319., 1996. [citado en la p. 63]
- [93] T. Ishikura. Biomechanical analysis of weight bearing force and muscle activation levels in the lower extremities during gait with a walker. *Acta Medica Okayama*, 55(2):73–82, April 2001. [citado en la p. 63, 64, 99, 101, 102]
- [94] J. W. Youdas, B. J. Kotajarv, D. J. Padgett, y K. R. Kaufman. Partial weight-bearing gait using conventional assistive devices. *Arch. Phys Med Rehabil*, 86:394–398, 2005. [citado en la p. 64, 82]
- [95] T. Alkjær, P. K. Larsen, G. Pedersen, L. H. Nielsen, y E. B. Simonsen. Biomechanical analysis of rollator walking. *BioMedical Engineering OnLine*, 5:1–7, 2006. [citado en la p. 65, 82, 96, 97]
- [96] M. Alwan, A. Ledoux, G. Wasson, P. Stheth, y C. Huang. Basic walker-assisted gait characteristics derived from forces and moments exerted on the walkers handles: Results on normal subjects. *Medical Engineering and Physics*, 29:308–387, 2007. [citado en la p. 66, 114, 117, 118]
- [97] R. Ceres, J. L. Pons, L. Calderón, D. Mesonero-Romanos, A. R. Jiménez, F. Sánchez, P. Abizanda, B. Saro, y F. Sánchez. Andador activo para la rehabilitación y el mantenimiento de la movilidad natural. *IMSERSO, Estudios I+D+I*, 25:1 – 8, 2005. [citado en la p. 68]
- [98] Pedro Abizanda, Belén Saro, Pedro Manuel Sánchez, Ramón Ceres, Francisco Sánchez, y Guillermo Bonivardo. Validación clínica del andador pseudorobótico de alta seguridad (asas). In *Actas del III Congreso Iberoamericano sobre Tecnologías de Apoyo para la Discapacidad - IBERDISCAP 2004*, 2004. [citado en la p. 69]
- [99] M. A. Hamzeh, P. Bowker, y A. Sayegh. The energy costs of ambulation using two types of walkers. *Clin Rehabil*, 2:119–23, 1988. [citado en la p. 71]
- [100] R. B. Davis, S. Ounpuu, D. Tyburski, y J. R. Gage. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Movement Sci*, 10:575–587, 1991. [citado en la p. 72, 78]
- [101] C. Kirtley, M.W. Whittle, y R.J. Jefferson. Influence of walking speed on gait parameters. *Journal of Biomedical Engineering*, 7(4):282 – 288, 1985. [citado en la p. 81, 85, 88, 89, 90, 91]
- [102] At L. Hof. Scaling gait data to body size. *Gait and Posture*, 5:222–223, 1996. [citado en la p. 84]

- [103] At Hof. Normative gait database. <http://www.univie.ac.at/cga/data/index.html>, 2009. [citado en la p. 87]
- [104] D.W. Grieve y R.J. Gear. The relationships between length of stride, step frequency, time of swing and speed of walking for children and adults. *Ergonomics*, 5:379–199, 1966. [citado en la p. 85]
- [105] L.E. Larsson, P. Odenrick, B. Sandlund, P. Weitz, y P.A. Oberg. The phases of the stride and their interaction in human gait. *Scand. J. Rehab. Med.*, 12:107–112, 1980. [citado en la p. 85, 91]
- [106] Chris Kirtley. *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*. Churchill Livingstone, 2006. [citado en la p. 85, 88, 89, 91, 98]
- [107] M G Benedetti, F Catani, A Leardini, E Pignotti, y S Giannini. Data management in gait analysis for clinical applications. *Clinical Biomechanics*, 13(3):204–215, 1998. [citado en la p. 93, 94, 98]
- [108] A. Frizera, A. Abellanas, R. Ceres, y J. L. Pons. Analysis of ground reaction forces in walker assisted gait. In *10th International Conference of the Association for the Advancement of Assistive Technology in Europe (AAATE). Inclusion between past and future? AT from adapted equipment to inclusive environments*, 2009. [citado en la p. 101]
- [109] P. de Leva. Adjustments to zatsiorsky-seluyanovs segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29:1223–1230, 1996. [citado en la p. 101]
- [110] A. Abellanas, A Frizera, R. Ceres, y R. Raya. Assessment of the laterality effects through forearm reaction forces in walker assisted gait. In *Proceedings of the Euroensors XXIII Conference*, 2009. [citado en la p. 112, 113, 114]
- [111] R. Ceres, G. Pallarolas, E. Rocón, y A. Frizera Neto. Configuración multisensorial para control de dispositivos de ayuda a la marcha humana. In *Actas del XXIV Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica - CASEIB2006*, volume 1, pages 149 – 152, 2006. [citado en la p. 113]
- [112] R. Ceres, A. Frizera Neto, A. Abellanas, J.L. Pons, y L. Calderón. Interfaces avanzados para el guiado de andadores. In *Actas del V Congreso Iberoamericano Sobre Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad*, 2008. [citado en la p. 113]
- [113] A. Frizera Neto, R. Ceres, J.L. Pons, y A. Abellanas and R. Raya. The smart walkers as geriatric assistive device. the symbiosis purpose. *Gerontechnology (Valkenswaard)*, 7:108–108, 2008. [citado en la p. 113]
- [114] A. Frizera. Trabajo de investigación tutelado: Estudio de la interacción hombre-máquina en miembros superiores y tronco en el andador symbiosis, 2008. [citado en la p. 113]
- [115] A. Cappozzo, U. D. Croce, A. Leardini, y L. Chiari. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 1: theoretical background. *Gait and Posture*, 21(2):186–196, 2005. [citado en la p. 114]

- [116] I. Pappas, M. Popovic, T.Keller, V.Dietz, y M. Morari. A reliable gait phase detection system. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 9(2):113–125, 2001. [citado en la p. 114, 147]
- [117] V.T. Inman, H. Ralston, y F. Todd. *Human Walking*. Edwin Mellen Pr, 1981. [citado en la p. 118]
- [118] B. Widrow y S. D. Stearns. *Adaptive signal processing*. Prentice Hall, 1985. [citado en la p. 119, 120, 142]
- [119] C. Riviere. *Adaptive suppression of tremor for improved human-machine control*. PhD thesis, Johns Hopkins University., 1995. [citado en la p. 119, 120]
- [120] Eduardo Rocon. *REDUCCIÓN ACTIVA DE TEMBLOR PATOLÓGICO DE MIEMBRO SUPERIOR MEDIANTE EXOESQUELETOS ROBÓTICOS*. PhD thesis, Universidad Politécnica de Madrid. Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales, 2006. [citado en la p. 119, 126]
- [121] C. Riviere y P. Khosla. Augmenting the human-machine interface: improving manual accuracy. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 4:3546–3550, 1997. [citado en la p. 119]
- [122] J. Kormylo y V. Jain. Two-pass recursive digital filter with zero phase shift. *Acoustics, Speech and Signal Processing, IEEE Transactions on*, 22(5):384–387, Oct 1974. [citado en la p. 125]
- [123] K.A. Mann, F.W.Werner, y A.K.Palmer. Frequency spectrum analysis of wrist motion for activities of daily living. *Journal of Orthopedic Research*, 7(2):304–306, 1989. [citado en la p. 126]
- [124] E. Brookner. *Tracking and Kalman Filtering Made Easy*. John Wiley and Sons, Inc., 1998. [citado en la p. 127, 128, 129]
- [125] R.E. Kalman. A new approach to linear filtering and prediction problems. *Journal of Basic Engineering - Transactions of the ASME*, 82:35–45, 1960. [citado en la p. 127]
- [126] T. R. Benedict y G.W. Bordner. Synthesis of an optimal set of radar track-while-scan smoothing equations. *IRE Transactions on Automatic Control*, 7(4):27–32, 1962. [citado en la p. 128]
- [127] C. N. Riviere y N. V. Thakor. Modeling and canceling tremor in human-machine interfaces. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 15(3):29–36, 1996. [citado en la p. 135, 137, 138]
- [128] C. Vaz, X. Kong, y N. Thakor. An adaptive estimation of periodic signals using a fourier linear combiner. *IEEE Trans Signal Proc*, 42(1):1–10, 1994. [citado en la p. 137, 142]
- [129] C. Vaz y N. Thakor. Adaptive fourier estimation of time-varying evoked potentials. *IEEE Trans Biomed Eng*, 36:448–455, 1989. [citado en la p. 137]
- [130] A. V. Oppenheim y R.W. Schafer. *Discrete-Time Signal Processing*. Prentice-Hall, 1989. [citado en la p. 143]

- [131] K. Tong y M. Granat. A practical gait analysis system using gyroscopes. *Medical Engineering and Physics*, 21:87 – 94, 1999. [citado en la p. 147]
- [132] R. Mayagoitiaa, A.Nene, y P. Veltink. Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems. *Journal of Biomechanics*, 35:537 – 542, 2002. [citado en la p. 147]
- [133] N. Aminian, B. Naja, C. Bulab, P. Leyvrazc, y P. Roberta. Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes. *Journal of Biomechanics*, 35:689 – 699, 2002. [citado en la p. 147]
- [134] C. Kirtley. Automated diagnosis of gait abnormalities. In *Biomechanics of the Lower Limb in Health, Disease and Rehabilitation*, 2003. [citado en la p. 147]
- [135] I. Lackovic, V. Bilas, A. Santic, y V.Nikolic. Measurement of gait parameters from free moving subjects. *Measurement*, 27:121–131, 2000. [citado en la p. 147]
- [136] M. Frigola, C. Peredo, y E. Cappellino. Parameter acquisition for gait analysis in rehabilitation based on a self-adjustable speed treadmill. In *Assistive Technology Research Series - Challenges for Assistive Technology AAATE 07*, 2007. [citado en la p. 149]
- [137] R. Raya, A. Frizera, R. Ceres, L. Calderon, y E. Rocon. Design and evaluation of a fast model-based algorithm for ultrasonic range measurements. *Sensors and Actuators: A. Physical*, 2008. [citado en la p. 150, 151]
- [138] A. Abellanas, A. Frizera, R. Ceres, R. Raya, y L. Calderón. Ultrasonic time of flight estimation in assistive mobility: Improvement of the model-echo fitting. In *EUROSENSORS XXII*, 2008. [citado en la p. 151]
- [139] A. Abellanas, R. Ceres, A. Frizera, R. Raya, y L. Calderón. Propuesta ultrasónica binaural para la estimación de las evoluciones de los pies en la marcha asistida. In *Actas de las XXIX Jornadas de Automática*, 2008. [citado en la p. 151]
- [140] A. Abellanas. Propuesta de una técnica para el análisis de las evoluciones de los pies en la asistencia y rehabilitación de la marcha. Master en sistemas electronicos avanzados y sistemas inteligentes., Universidad de Alcalá, 2009. [citado en la p. 151]
- [141] I. Hertrich y H. Ackermann. Accuracy of lip movement analysis. comparison between electromagnetic articulography and an optical two-camera device. *Forschungsberichte - Institut für Phonetik und Sprachliche Kommunikation der Universität München*, 35:165–170, 1997. [citado en la p. 157]
- [142] A Benevides, A Frizera, T F Bastos-Filho, R Ceres, JC Garcia, y JL Martín. Walking patterns recognition to command a robotic walker. In *Anais do Congresso Brasileiro de Automática*, 2010. [citado en la p. 169]
- [143] A. Esclarón de Ruz. *Lesión Medular. Enfoque multidisciplinario*. Editorial Medica panamericana, 2009. [citado en la p. 176]
- [144] W. E. Staas, M. K. Freedman, G. W. Fried, y M. E. Schmidt. *Rehabilitation Medicine. Principles and practice*, chapter Spinal Cord Injury and Spinal Cord Injury Medicine, pages 1259–1292. Lippincort-Reaven Publishers, 1998. [citado en la p. 176]

- [145] M. Alcobendas Maestro. *Lesión Medular. Enfoque multidisciplinario*, chapter Conceptos generales sobre el síndrome de lesión medular, pages 3–10. Editorial Medica panamericana, 2009. [citado en la p. 176]
- [146] S. Kirshblum y W. H. Donovan. *Spinal Cord Medicine*, chapter Neurologic Assessment and Classification of Traumatic Spinal Cord Injury, pages 82–95. Lippincott Williams and Wilkins, 2002. [citado en la p. 176]
- [147] F. M. Maynard, M. B. Bracken, y G. Creasey. International standards for neurological and functional classification of spinal cord injury. *Spinal Cord*, 5:266–274, 1997. [citado en la p. 176, 184]
- [148] R. D. Penn, S. M. Savoy, D. Corcos, M. Latash, G. Gottlieb, y B. Parke. Intrathecal baclofen for severe spinal spasticity. *N Engl J Med*, 320:1517–1521, 1989. [citado en la p. 177]
- [149] J. T. C. Hsieh, D. L. Wolfe, W. C. Miller, A. Curt, y the SCIRE Research Team. Spasticity outcome measures in spinal cord injury: psychometric properties and clinical utility. *Spinal Cord*, 46:86–95, 2008. [citado en la p. 177, 179]
- [150] M. M. Priebe, A. M. Sherwood, J. I. Thornby, y N.F. Kharas J. Markowski. Clinical assessment of spasticity in spinal cord injury: a multidimensional problems. *Arch Phys Med Rehabil*, 77:713–716, 1996. [citado en la p. 178]
- [151] M Verhoef, H.A. Barf, M. W. M. Post, F. W. A. van Asbeck, R. H. J. M. Gooskens, y A. J. H. Prevo. Secondary impairments in young adults with spina bifida. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 46:420–427, 2004. [citado en la p. 178]
- [152] M. M. Hoffer, E. Feiwell, R. Perry, J. Perry, y C. Bonnet. Functional ambulation in patients with myelomeningocele. *J Bone Joint Surg Am*, 55:137–148, 1973. [citado en la p. 178]
- [153] E. Viosca, R. Lafuente, J. L. Martínez, P. L. Almagro, A. Gracia, y C. González. Walking recovery after an acute stroke: Assessment with a new functional classification and the barthel index. In *Proc. II Mediterranean Congress of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1998. [citado en la p. 178]
- [154] P.I. Ditunno y J.F. Ditunno. Walking index for spinal cord injury (wisci ii): scale revision. *Spinal Cord*, 39:654–656, 2001. [citado en la p. 179]
- [155] J. W. Lance. *Spasticity: Disordered Motor Control*, chapter Symposium synopsis, page 485. Symposia Specialists. Year Book Medical Publishers, 1980. [citado en la p. 179]
- [156] E. W. Jones y G. P. Mulley. *Advances in Stroke Therapy*, chapter The measurement of spasticity, pages 187–195. Raven Press, New York, NY, 1982. [citado en la p. 179]
- [157] R. W. Bohannon y M. B. Smith. Interrater reliability of a modified ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther*, 67:206–207, 1987. [citado en la p. 179]
- [158] B. Ashworth. Preliminary trial of carisoprodol in multiple sclerosis. *Practitioner*, 192:540–542, 1964. [citado en la p. 179]

- [159] B. M. Haas, E. Bergstrom, A. Jamous, y A. Bennie. The inter rater reliability of the original and of the modified ashworth scale for the assessment of spasticity in patients with spinal cord injury. *Spinal Cord*, 34:560–564, 1996. [citado en la p. 179]
- [160] FUTEK. Futek advanced sensor technology. web:. <http://www.futek.com/>. [citado en la p. 232]
- [161] TRANSDUTEC. Transdutec web page. <http://www.transdutec.com>. [citado en la p. 233]

Apéndices

Apéndice A

Criterios, selección y caracterización de sensores de fuerza y amplificadores

En las secciones siguientes se presentan la selección, el calibrado y la caracterización de los sensores utilizados en el andador SIMBIOSIS.

A.1. Criterios para la selección de sensores

Para diseñar un correcto sistema de medición de fuerzas, se han definido ciertos criterios de selección para cada sensor. Estos criterios son:

- Facilidad de medición en continua. En este caso, se ha dado la preferencia a los sensores basados en la tecnología de las galgas extensométricas.
- Rango adecuado de medición. Se determinó empíricamente que los sensores biaxiales deberían ser capaces de medir fuerzas de hasta $30kgf$ en cada eje y los uniaxiales $75kgf$.
- Altos valores de sobrecarga. Para evitar averías, los sensores en cuestión deben presentar la capacidad de soportar la aplicación de fuerzas por encima de los valores que son capaces de medir.
- Linealidad en el rango de medida. Para facilitar el procesamiento de la información los sensores deberían presentar respuesta lineal dentro del rango de medida.

- Tamaño y peso compatible con la aplicación. Los sensores no deben presentar dimensiones ni peso muy elevados para facilitar su instalación sobre la estructura del andador.
- Otros factores. El precio, la facilidad de compra, soporte técnico posterior a la compra, manuales explicativos, entre otros.

De la misma manera, se han definido algunas características básicas para la electrónica de amplificación utilizada para estos sensores:

- Independencia de una plataforma basada en un ordenador.
- Tensiones de alimentación. La alimentación de estos elementos debe ser compatible con la aplicación, o sea, continua y entre 12 y 24V.
- Tensiones de salida. Las tensiones de salida deberían ser de tipo analógica y estar entre -10 y $+10V$, preferiblemente configurables mediante puentes o potenciómetros.
- Tamaño y peso. Los amplificadores no deben presentar dimensiones ni peso muy elevados para facilitar su instalación sobre la estructura del andador.
- Otros factores. El precio, la facilidad de compra (disponibilidad inmediata, tiempos de entrega), soporte técnico posterior a la compra, manuales explicativos, entre otros.

A.1.1. Sensores de fuerza biaxiales

De acuerdo con los criterios establecidos anteriormente se han seleccionado los sensores biaxiales *MBA400-200Lb*, presentados en la figura A.1. Estos sensores son fabricados por la empresa *Futek*, [160] y son basados en galgas extensométricas, con rango de medición en cada dirección entre 0 y $90kgf$ (sobrecarga de 150% del valor máximo de carga). Del mismo modo, el sensor presenta baja no linealidad (1%), alto rango de temperatura de operación (-51 a $83/C$).



Figura A.1: Sensor de fuerza biaxial empleado.

Del mismo modo han sido seleccionados los amplificadores *CSG110* del mismo fabricante asegurando la compatibilidad con los sensores elegidos. Estos amplificadores poseen salidas de tensión entre $-5V$ y $+5V$ o $-10V$ y $+10V$, alimentación de 12 a 24V y 100mA máximos, rangos de salida ajustable de 0,5 a 4mV/V, no-linealidad de 0,002% y respuesta en frecuencia de hasta 1000Hz.

A.1.2. Sensores de fuerza uniaxiales

Se ha seleccionado la célula de carga *TPP-3/75* (figura A.2), basada igualmente en galgas extensométricas y fabricada por la empresa *Transdutec*, [161]. Este sensor soporta carga nominal de 75kg (carga máxima de 125%), sensibilidad de 2mV/V, deriva térmica de zero de 0,0002%/C, temperatura de trabajo entre -10 y $+50C$.

Para el amplificador, se seleccionó el *FORCEFLEX* del mismo fabricante con posibilidad de alimentación en continua de 20 – 30VDC, salidas de tensión entre $-5V$ y $+5V$ o $-10V$ y $+10V$, temperatura de trabajo de -10 a $+50C$ y rangos de salida ajustable de 0,8 a 3mV/V.

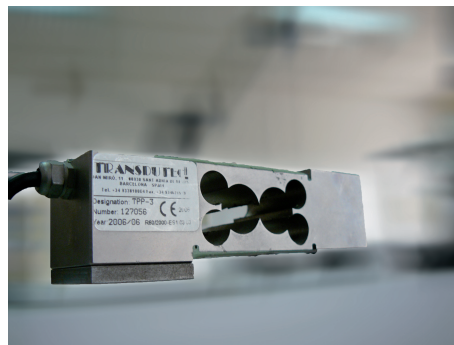


Figura A.2: Sensor de fuerza uniaxial utilizado.

A.2. Calibración y caracterización de los sensores fuerza

Los sensores han sido calibrados y caracterizados antes de su integración al sistema electrónico del caminador.

A.2.1. Sensores biaxiales

Como se ha mencionado anteriormente, cada uno de estos sensores dispone de dos amplificadores de acondicionamiento de señal para sendos ejes de medida, los cuales originalmente se encontraban calibrados con el voltaje de salida de 5V para aproximadamente 90kgf en cada canal y en los rangos positivos y negativos. Para aumentar la relación señal-ruido y ajustar el rango a uno más adecuado a

la aplicación se procedió a calibrarlos a $5V$ para $50kgf$ en cada canal. A continuación, se describe la plataforma de calibración utilizada para las mediciones y puesta a punto del hardware de acondicionamiento.

Se ha mecanizado una estructura metálica para el montaje de los sensores, como se muestra en la figura A.3. Cada sensor es colocado en la estructura de manera que uno de los ejes de medición apunte en dirección vertical. Para la aplicación de fuerzas, se utilizan pesas que son suspendidas de un tornillo enroscado en la parte superior del sensor. La región de unión entre el tornillo y el sensor, es el punto de aplicación de fuerzas y se toma como referencia en todas las mediciones realizadas.

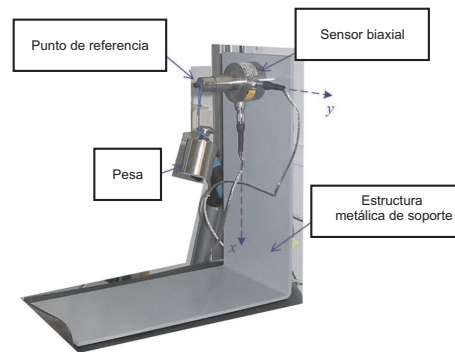


Figura A.3: Estructura metálica mecanizada.

Se ha diseñado un software de medición de los voltajes de salida de los amplificadores, los cuales son adquiridos utilizando una tarjeta de adquisición (PCI-6025E de *National Instruments*). El programa ha sido desarrollado en *Simulink* de *Matlab* utilizando los módulos de *Real-Time Windows Target* y un ordenador con sistema operativo Windows XP. El programa consiste en unos elementos de lectura de los datos de la tarjeta de adquisición y su filtrado para eliminación de ruidos debido a inducciones electromagnéticas de alta frecuencia.

Para la caracterización de los sensores de fuerza biaxiales se han utilizado pesas de 0,5, 1, 2, 3 y $4kg$. Cada una de ellas es suspendida del punto de referencia del sensor y la tensión de salida del amplificador (de acuerdo al canal y sensor) es medida y anotada en una tabla. Dado que los sensores son biaxiales y bidireccionales, las pesas son colocadas según las 4 direcciones: x_+ , x_- , y_+ , y_- . En la Tabla A.1 se muestran los valores de las tensiones obtenidos con ambos sensores, a una temperatura de 20 grados Celsius. En la figura A.4 se muestran las gráficas obtenidas a partir de la Tabla A.1.

De la figura A.4, se puede ver que las respuestas de los sensores, son aproximadamente lineales en cada dirección.

Para comprobar la linealidad de los sensores se ha ajustado para cada eje de cada sensor un polinomio de primer orden ($y = ax + b$) y se ha evaluado el error

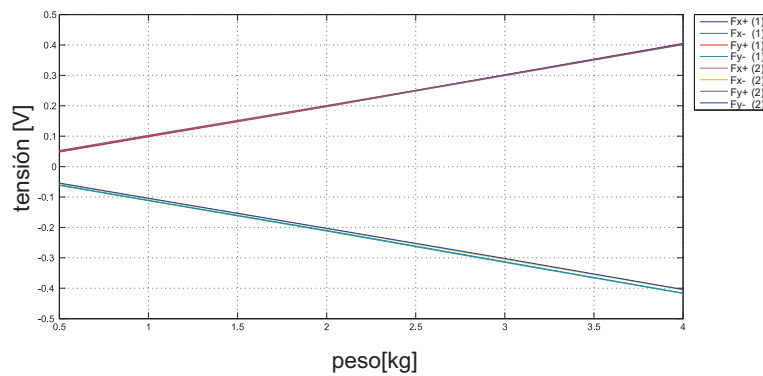


Figura A.4: Gráfico de la caracterización de los sensores biaxiales.

Tabla A.1: Caracterización de los sensores biaxiales.

Eje de medida	0.5 kg	1 kg	2kg	3kg	4 kg
Fx+ (1)	0,049V	0,100V	0,199V	0,302V	0,405V
Fx- (1)	-0,060V	-0,111V	-0,21V	-0,313V	-0,416V
Fy+ (1)	0,048V	0,098V	0,197V	0,301V	0,403V
Fy- (1)	-0,062V	-0,112V	-0,212V	-0,315V	-0,417V
Fx+ (2)	0,051V	0,101V	0,198V	0,299V	0,401V
Fx- (2)	-0,056V	-0,106V	-0,204V	-0,305V	-0,405V
Fy+ (2)	0,053V	0,103V	0,201V	0,301V	0,402V
Fy- (2)	-0,054V	-0,104V	-0,203V	-0,302V	-0,404V

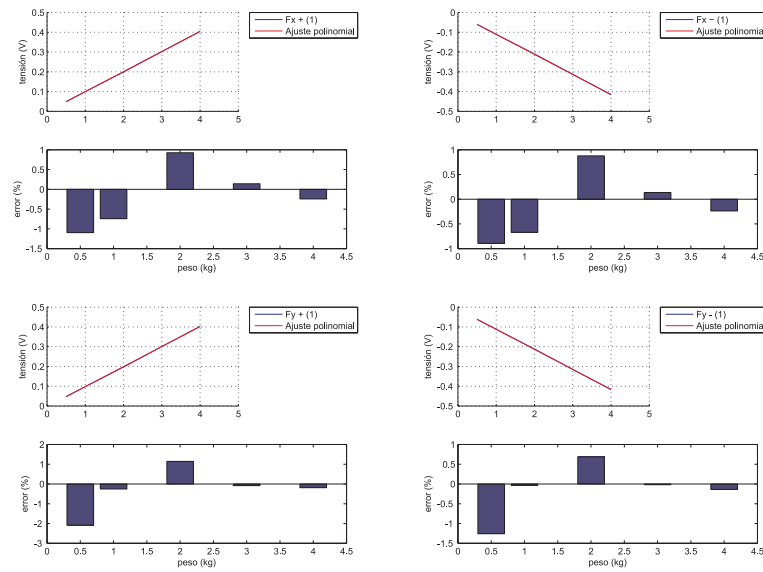
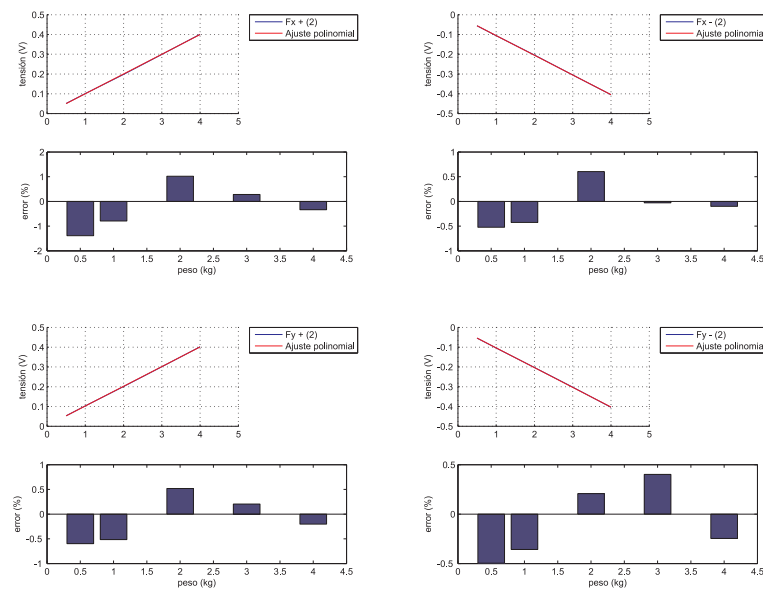
en cada caso. Como se observa en las figuras A.5 y A.6 ese error nunca supera en valor absoluto el 1,5% y en casi todos los casos está por debajo de los 0,5%, lo que demuestra la linealidad del sensor en el rango medido.

A.2.2. Sensores uniaxiales

Los sensores uniaxiales, fabricados por la compañía española *TRANSDUTECH*, están diferenciados el uno del otro. Cada sensor posee un amplificador de señal y no fueron calibrados en fábrica. El objetivo de la calibración es lograr un rango de salida de 5V a 75kgf, fijando una tensión de 0V con ninguna fuerza aplicada y valores positivos de voltaje cuando la fuerza es aplicada hacia abajo.

Los sensores fueron montados directamente sobre las barras horizontales de la estructura del andador. Las pesas son colocadas encima del punto de aplicación de las fuerzas, a fin de medir la tensión de salida de cada amplificador y efectuar la calibración. En la figura A.7 se muestra la disposición de uno de los sensores uniaxiales con las pesas colocadas de la manera mencionada.

Cada sensor de fuerza uniaxial posee un amplificador de acondicionamiento. Los amplificadores están alimentados con tensión continua y regulada. Las salidas de los amplificadores son conectadas a la tarjeta de adquisición del ordenador

Figura A.5: Análisis de la linealidad del *Sensor de Fuerza Biaxial 1*.Figura A.6: Análisis de la linealidad del *Sensor de Fuerza Biaxial 2*.

utilizado para la calibración de los amplificadores.

Como en el caso de los sensores biaxiales, el software en tiempo real de adquisición fue diseñado utilizando las mismas herramientas *Simulink - MatLab Real-Time Windows Target* implementado en el ordenador de escritorio con sistema operativo Windows® XP.

De manera similar a lo presentado anteriormente en los sensores biaxiales, se han utilizado las mismas pesas. En la Tabla A.2 se muestran los valores de

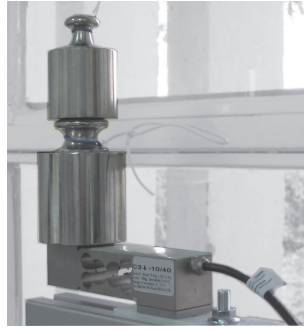


Figura A.7: Disposición de uno de los sensores colocado sobre la estructura del andador.

las tensiones obtenidos con ambos sensores uniaxiales, a una temperatura de 20 grados Celsius. En la figura A.8 se muestran las gráficas obtenidas a partir de la Tabla A.2. De la figura A.8, se puede ver que las respuestas de los sensores son lineales. De manera similar a los sensores biaxiales, para comprobar la linealidad de los sensores se ha ajustado para el eje de medida de cada sensor un polinomio de primer orden ($y = ax + b$) y se ha evaluado el error en cada caso. Como se observa en la figura A.8 ese error nunca supera en valor absoluto el 1% y en casi todos los casos está por debajo de los 0,5%, lo que demuestra la linealidad del sensor en el rango medido.

Tabla A.2: Caracterización de los sensores uniaxiales.

Eje de medida	0.5 kg	1 kg	2kg	3kg	4 kg
F+ (1)	0,036V	0,069V	0,134V	0,2V	0,266V
F+ (2)	0,034V	0,067V	0,133V	0,201V	0,267V

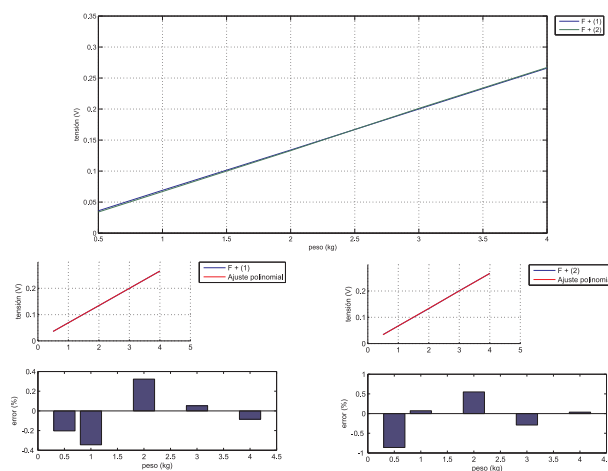


Figura A.8: Gráficos de caracterización de los sensores uniaxiales.

A.3. Hojas de características de los sensores de fuerza

Las hojas de características de los sensores biaxiales y uniaxiales y de sus respectivos amplificadores se presentan en las figuras A.9, A.10, A.11 y A.12.

Multi-Component Bi-Axial Load Arm

Model: MBA400 - Ch Fx: 200 lb; Ch Fy: 200 lb



Product Specifications

Name	Min	Max	Unit
Channel: Fx - 200 lb			
Operating Temperature	-60	200	F
Output Resistance	350	350	Ohms nom.
Rated Output	3	3	mV/V nom.
Safe Overload	150	150	% of R.O.
Zero Balance	-1	1	% of R.O.
Excitation	1	18	Vdc
Nonlinearity	-0.1	0.1	% of R.O.
Temperature Shift Zero	-0.025	0.025	% of R.O./F
Temperature Shift Span	-0.01	0.01	% of Load/F
Compensated Temperature	60	160	F
Channel: Fy - 200 lb			
Compensated Temperature	60	160	F
Temperature Shift Span	-0.01	0.01	% of Load/F
Temperature Shift Zero	-0.025	0.025	% of R.O./F
Nonlinearity	-0.1	0.1	% of R.O.
Excitation	1	18	Vdc
Zero Balance	-1	1	% of R.O.
Safe Overload	150	150	% of R.O.
Rated Output	3	3	mV/V nom.
Output Resistance	350	350	Ohms nom.
Operating Temperature	-60	200	F

Dimension	Value
Height (in)	3.317
Weight (lbs)	1
Weight (oz)	0.4
Dia (in)	1.98

Figura A.9: Hoja de características de los sensores de fuerza biaxiales.

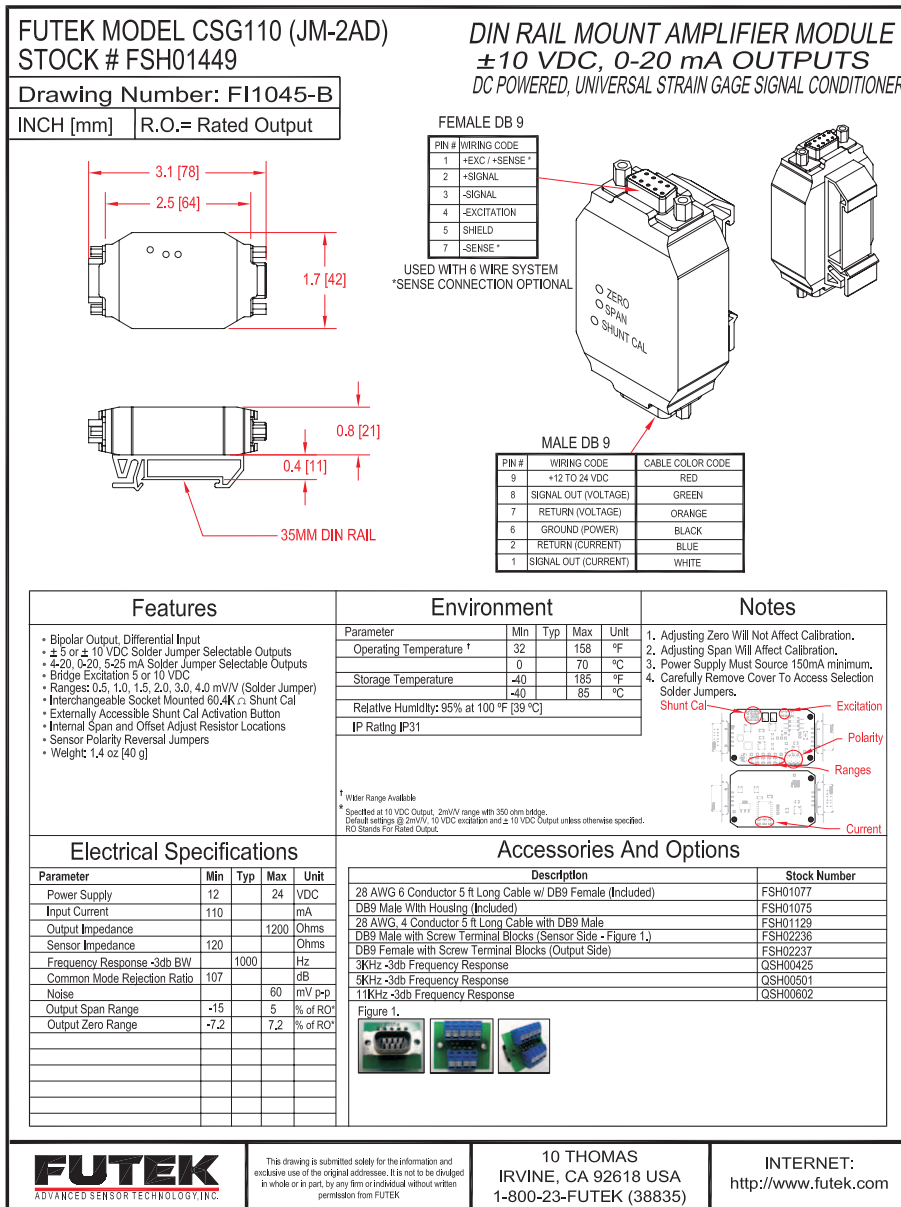
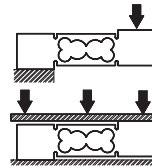
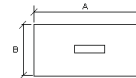


Figura A.10: Hoja de características de los amplificadores utilizados para cada uno de los sensores de fuerza biaxiales.


TPP - 3
Célula de carga a flexión
Bending beam load cell

OIML Certificate No. R60/2000-ES1-03.03
3000 divisiones O.I.M.L. R60 clase C
3000 divisions O.I.M.L. R60 class C
Montaje directo en plataforma
Direct platform mounting
Gran precisión con cargas descentradas
High accuracy with off-center loads
Protección contra humedad ambiente 95% (C.N.)
Protected against humidity up to 95% (N.C.)
Tratamiento anticorrosión de níquel químico
Protected against corrosion by nickel-plated treatment

DATOS TECNICOS / TECHNICAL DATA

Modelo Model	Carga nominal Nominal load Ln	Clase de precisión Accuracy class n. OIML	Mínima división Minimum division vmin	Carga de servicio Service load 125% Ln	Plataforma Platform A x B mm
TPP-3/50	50 Kg	3000	5.3 g	62.5 Kg	500 x 500
TPP-3/75	75 Kg	3000	7.9 g	93.75 Kg	500 x 500
TPP-3/100	100 Kg	3000	10.5 g	125 Kg	500 x 500
TPP-3/150	150 Kg	3000	15.8 g	187.5 Kg	400 x 400
TPP-3/200	200 Kg	3000	21 g	250 Kg	400 x 400


ESPECIFICACIONES / SPECIFICATIONS
Carga nominal : 50, 75, 100, 150, 200 Kg
Nominal load (N.L.)
Número máximo divisiones: 3000
No. of scale intervals maximum
Sensibilidad nominal: 2mV/V
Nominal sensitivity
Tolerancia de la sensibilidad: +/- 0.1% (N.L.)
Sensitivity tolerance
Deriva térmica sensibilidad (-10...+40°C): <+/-0.001%/°C
Temperature effect on sensitivity
Deriva térmica del cero (-10...+50°C): <+/-0.002%/°C
Temperature effect on zero
Error máximo combinado: <+/- 0.02 (N.L.)
Maximum combined error
Creep en 30' a 20°C: +/- 0.025%
Creep over
Resistencia de entrada: 386 +/-5Ω
Input resistance
Resistencia de salida : 350 +/-5Ω
Output resistance
Rango de alimentación: 5..12 V
Range of excitation
Temperatura de trabajo:-10 a +50°C
Service temperature range
Carga máxima : 125% (N.L.)
Limit load
Carga de rotura: > 200 % (N.L.)
Breaking load
Longitud del cable : 4 m
Cable length
contact us
t r a n s d u t e c , s . a .

 cl. joan miro 11 08930 Sant Adrià de Besos (Barcelona – Spain)
 telf. 0034 93 3810004 fax. 0034 93 4620599

www.transdutec.com e-mail: transdutec@transdutec.com

Figura A.11: Hoja de características de los sensores de fuerza uniaxiales.

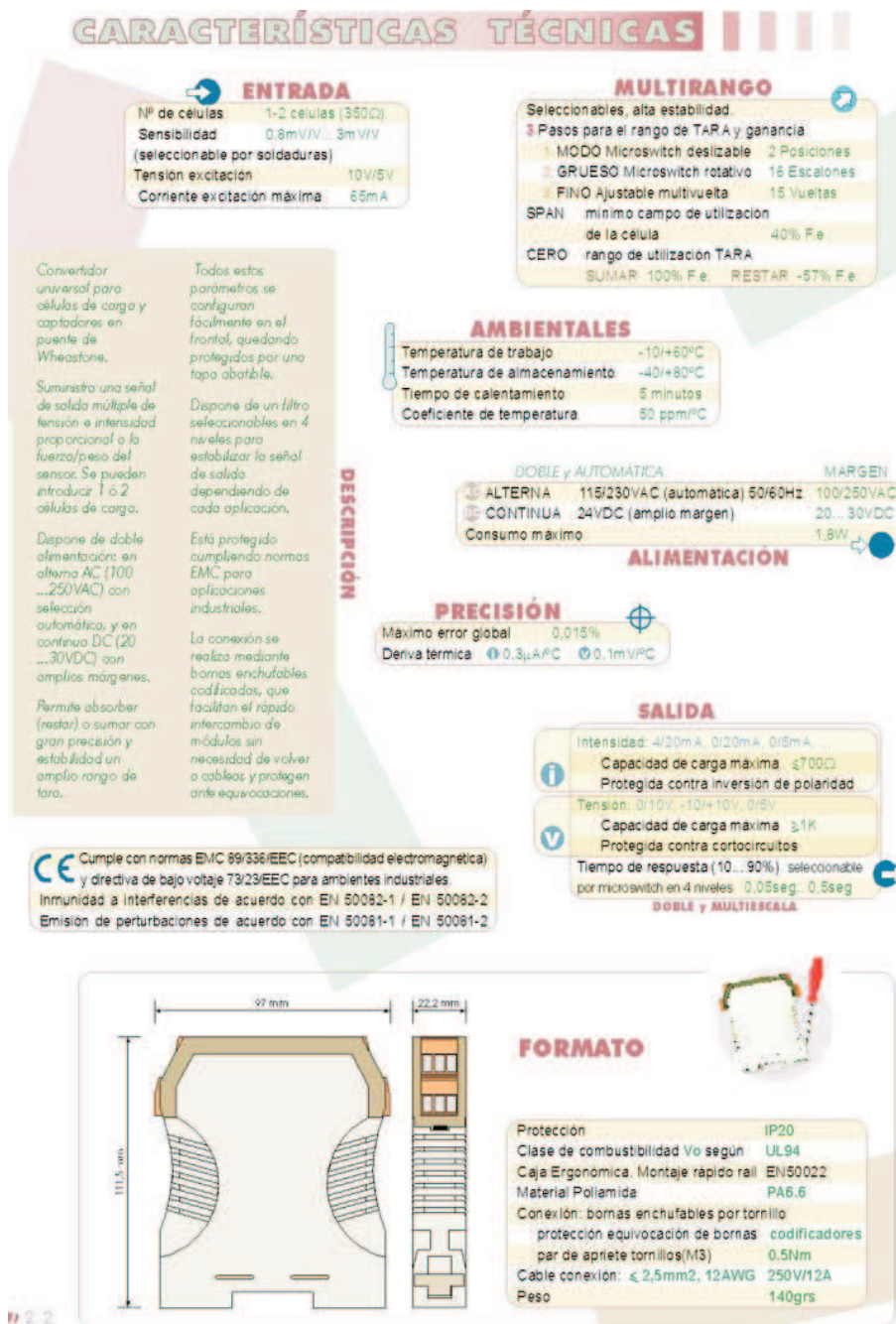


Figura A.12: Hoja de características de los amplificadores utilizados para cada uno de los sensores de fuerza uniaxiales.

