

**PLATAFORMA DE DESARROLLO DE ÓRTESIS
ROBÓTICA PARA REHABILITACIÓN DE MARCHA.
APLICACIÓN A UN CASO DE ESTUDIO DE
MIELOMENINGOCELE**

Tesis doctoral presentada por:

Claudia Noemí Lescano Pastor

Aprobada por la
**Facultad de Ingeniería de la
Universidad Nacional de San Juan**
para el otorgamiento del grado académico de

**DOCTOR EN INGENIERÍA DE
SISTEMAS DE CONTROL**

Dirección de tesis:

Prof. Dr. Ing. Silvia E. Rodrigo

Gabinete de Tecnología Médica, Departamento de Electrónica y
Automática, Facultad de Ingeniería,
Universidad Nacional de San Juan, Argentina.

Co-Dirección de Tesis:

Prof. Dr. Ing. Daniel Patiño

Instituto de Automática, Facultad de Ingeniería,
Universidad Nacional de San Juan, Argentina.

Jurado de tesis:

Prof. Dr. Ing. Anselmo Frizera Neto

Departamento de Ingeniería Eléctrica, Universidad
Federal de Espirito Santo, Brasil.

Prof. Dr. Ing. Osvaldo H. Penisi

Instituto de Mecánica Aplicada, Facultad de Ingeniería,
Universidad Nacional de San Juan, Argentina.

Fecha de defensa: 12 de Diciembre de 2016

Lescano Pastor, Claudia Noemí

Plataforma de desarrollo de órtesis robótica para rehabilitación de marcha.

Aplicación a un caso de estudio de Mielomeningocele.

-1ª edición- San Juan, Univ. Nacional de San Juan, 2017,.....(Tesis)

ISBN 978-987-42-4952-4

Claudia N. Lescano Pastor

Plataforma de desarrollo de órtesis robótica para rehabilitación de marcha. Aplicación a un caso de estudio de Mielomeningocele.

Tesis Doctoral

Temas de Automática

Primera Edición

La reproducción total o parcial de este libro en forma idéntica o modificada, escrita a máquina o por el sistema “multigraph”, mimeógrafo, impreso, etc., no autorizada por los editores viola derechos reservados.

Cualquier utilización debe ser previamente solicitada.

©. Universidad Nacional de San Juan

Hecho el depósito que marca la Ley 11723.

A los amores de mi vida:

*Mi esposo **Fernando** y mis hijos **Facundo y Ramiro***

*Mis padres **Silvia y Alfredo***

*Mi hermano **Mauricio y flia.***

*“Piensa en lo lejos que has llegado,
no en lo que te falta por recorrer.
Quizás no estás donde quisieras estar,
pero tampoco estás donde estabas antes”.*

-Rick Warren-

Agradecimientos

El desarrollo de esta tesis no habría sido posible sin la invaluable colaboración de personas a quienes quiero expresarles toda mi gratitud.

Quiero agradecer especialmente a mi Directora de tesis Dra. Ing. Silvia Rodrigo por el apoyo y la confianza depositada en mí para llevar adelante este proyecto. Por el asesoramiento brindado, la asistencia recibida, el acompañamiento y la motivación para continuar, sobre todo en momentos donde las cosas parecían complicarse demasiado.

Asimismo, quiero agradecer a mi Co-Director Dr. Ing. Daniel Patiño, por el conocimiento brindado y su disponibilidad de tiempo para mis consultas.

Un profundo agradecimiento a todas aquellas personas que se ofrecieron a ayudarme desinteresadamente allanándome el camino, entre ellas a: Mg. Ing. Dora Christian, Ing. Raúl Cáceres, Ing. Rodolfo Rodrigo, Directivos y personal técnico del Instituto de Materiales y Suelos de la Universidad Nacional de San Juan (UNSJ), por cederme un espacio de trabajo para la implementación física del prototipo expuesto en este trabajo y la asistencia técnica brindada por el Sr. Prof. Fernando Cuevas y su equipo de trabajo.

A las autoridades del Gabinete de Tecnología Médica por darme un lugar de trabajo para llevar a cabo el resto de las tareas de investigación involucradas en esta tesis.

Al Directorio y grupo docente del Instituto de Automática de la UNSJ, por el conocimiento brindado a través de los cursos de posgrado y por darme la oportunidad para poder realizar este doctorado.

Al Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas (CONICET) y a la Universidad Nacional de San Juan (UNSJ), que financiaron todo el trabajo de investigación que llevé a cabo.

Al Sr. Oscar Camacho y su familia por ofrecerse a colaborar en este proyecto y al Laboratorio de Marcha FLENI por permitirnos realizar la evaluación cuantitativa de marcha sobre la que se apoya la investigación presentada en este trabajo doctoral.

Finalmente, quiero agradecer a mi familia, quienes han sido el pilar fundamental que me ha sostenido en todo momento con amor y comprensión:

A mi esposo Fernando y mi pequeño Facundo por todo el tiempo que les correspondía y me cedieron para que pudiera formarme y crecer profesionalmente.

A mis padres por desarrollar en mí la cultura del trabajo serio y honesto. A mi madre Silvia por la gran ayuda brindada en su rol de abuela, al cuidar de mi pequeño durante muchas horas de ausencia. Asimismo, a mis suegros Cachi, Zuli y mi cuñada María José, quienes colaboraron conmigo en varias ocasiones.

A mi hermano Mauricio, y su familia Gimena y Martinito, por estar siempre pendientes de mi trabajo dándome apoyo y por la alegría que me han dado al traer un nuevo integrante a nuestra familia.

A Dios por ser fuente de sabiduría y fortaleza que me acompañó durante todo el desarrollo de esta tesis y a mi padre Alfredo, a quien extraño profundamente, que me asiste constantemente y que hoy seguramente sonríe orgulloso desde el cielo.

A todos ellos ***Muchísimas Gracias....*** de corazón.

RESUMEN

En esta tesis doctoral se implementa una plataforma de estudio, análisis y experimentación para el diseño y desarrollo de una órtesis robótica de rehabilitación de marcha en pacientes con lesión medular lumbosacra proveniente de Mielomeningocele (MMC). Específicamente, se diseña y desarrolla tal plataforma para un prototipo de órtesis activa de tobillo pie (en inglés, *active ankle-foot orthosis*, AAFO), orientado a asistir activamente durante el entrenamiento de marcha de estos pacientes, la función de los músculos flexores plantares del tobillo, que exhiben una paresis (parálisis parcial) significativa ocasionada por este nivel de lesión medular. Se estudia un caso de una paciente con esta clase de lesión de MMC (residente en la provincia de San Juan), a partir de cuyos patrones de ambulación –obtenidos en el Laboratorio de Marcha de la Fundación para la Lucha contra las Enfermedades Neurológicas de la Infancia (FLENI, Buenos Aires, Argentina)– se desarrolla esta investigación.

La plataforma comprende el diseño, desarrollo, modelación y validación de un sistema de actuación neumático, así como de un prototipo de AAFO instrumentada de un grado de libertad, construido según los datos antropométricos de la paciente MMC estudiada. Dicha plataforma permite, además, evaluar experimentalmente el desempeño del sistema bajo un esquema de control preliminar de posición articular. Asimismo, mediante técnicas de procesamiento de señales se obtienen diversos descriptores característicos de la marcha de esta paciente MMC, que junto a los modelos de los componentes del sistema desarrollados en

esta tesis, se prevé utilizar a futuro para elaborar estrategias de control optimizadas, que promuevan la recuperación funcional de marcha en estos pacientes.

Teniendo en cuenta que la temática abordada considera la problemática de un grupo de pacientes no analizados anteriormente y con marcada prevalencia en la provincia de San Juan, el trabajo de tesis evidencia un fuerte impacto a nivel regional y nacional, no sólo desde el punto de vista del avance tecnológico que posibilita para mejorar la calidad de vida de pacientes MMC, sino también de la futura transferencia de esta investigación aplicada de la UNSJ, en pos de la inclusión social de personas con deficiencias neuromotoras.

Palabras claves: Marcha Humana; Mielomeningocele; Exoesqueletos de Rehabilitación Motora; Músculo Artificial Neumático, Modelación y Control.

Contenidos

Introducción

Motivación de la Tesis.....	1
Objetivos.....	8
<i>Objetivo General</i>	8
<i>Objetivos Específicos</i>	9
Estructura de la Tesis.....	10

Capítulo 1: Marcha Humana Normal y Neuropatológica

1.1 Introducción.....	13
1.2 Características de marcha normal.....	14
1.3 Biomecánica del tobillo.....	20
1.4 Características de marcha en pacientes con Mielomeningocele.....	29
1.5 Conclusiones.....	35

Capítulo 2: Descriptores de Marcha Neuropatológica

2.1 Introducción.....	37
2.2 Bases de datos utilizadas.....	39
2.3 Análisis descriptivo de patrones de marcha normal y MMC.....	41
<i>2.3.1 Descriptores temporales y espaciales</i>	42
<i>2.3.2 Descriptores de la impedancia articular</i>	54
<i>2.3.3 Descriptores de la propulsión del centro de masas corporal</i>	56
2.4 Análisis de variabilidad mediante técnicas estadísticas	61
<i>2.4.1 Descriptores de variabilidad temporal mediante el método estándar</i>	65
<i>2.4.2 Descriptores de variabilidad temporal y espacial</i>	67
2.5 Conclusiones.....	71

Capítulo 3: Características de Exoesqueletos de Rehabilitación de Marcha

3.1	Introducción.....	75
3.2	Robótica de rehabilitación y de asistencia.....	76
3.3	Sistemas robóticos para rehabilitación de marcha.....	78
3.3.1	<i>Entrenadores robóticos de marcha en cinta caminadora.</i>	79
3.3.2	<i>Órtesis activas de tobillo-pie.....</i>	86
3.4	Síntesis de características de órtesis robóticas de rehabilitación de marcha.....	96

Capítulo 4: Diseño e Implementación de Plataforma de Desarrollo de la AAFO

4.1	Introducción.....	97
4.2	Especificaciones de la válvula proporcional neumática...	98
4.3	Banco de prueba del sistema de actuación neumático.....	101
4.3.1	<i>Calibración de instrumentos de medición.....</i>	105
4.4	Caracterización de flujo de aire a través de la válvula neumática.....	108
4.5	Caracterización del actuador de músculo artificial neumático.....	113
4.6	Implementación del prototipo de AAFO instrumentada....	117
4.6.1	<i>Calibración de elementos de medición de la AAFO.....</i>	122
4.6.2	<i>Evaluación del funcionamiento de la AAFO.....</i>	125
4.7	Conclusiones.....	132

Capítulo 5: Modelación, Evaluación y Validación de Componentes de la AAFO

5.1	Introducción.....	135
5.2	Modelación de la válvula proporcional neumática.....	136
5.2.1	<i>Modelo lineal.....</i>	137

5.2.2 <i>Modelo no lineal</i>	139
5.2.3 <i>Modelo global</i>	142
5.3 Modelo del actuador de músculo artificial neumático.....	146
5.4 Modelo del sistema AAFO.....	150
5.5 Conclusiones.....	153
 Capítulo 6: Diseño y Desarrollo del Sistema de Control de la AAFO	
6.1 Introducción.....	155
6.2 Protocolo de rehabilitación para pacientes con lesión medular lumbosacra.....	156
6.3 Control de posición de la AAFO.....	158
6.4 Pruebas experimentales del controlador	161
6.5 Conclusiones.....	167
 Capítulo 7: Conclusiones, Aportes y Propuestas Futuras	
7.1 Conclusiones.....	169
7.2 Publicaciones del trabajo doctoral.....	174
7.3 Futuras líneas de investigación.....	176
 Referencias Bibliográficas	 183
Apéndice A	205

Índice de figuras

Figura 1.1: Eventos característicos y fases durante un ciclo de marcha humana normal.....	17
Figura 1.2: Cinemática del tobillo en el plano sagital y desviación típica para un sujeto normal, obtenida a partir del registro de datos realizado en el Laboratorio de Marcha de FLENI.....	21
Figura 1.3: Relación entre eventos típicos del ciclo de marcha y excursión angular del tobillo.....	22
Figura 1.4: Componentes vertical, horizontal y anteroposterior de la fuerza de reacción del suelo de sujeto normal obtenidas a partir del registro de datos realizado en el Laboratorio de Marcha de FLENI.....	23
Figura 1.5: Momento interno muscular del tobillo durante la marcha normal a cadencia libre, calculado a partir del registro de datos realizado en el Laboratorio de Marcha de FLENI.....	25
Figura 1.6: Potencia articular de tobillo, rodilla y cadera en el plano sagital calculada a partir del registro de datos realizado en el Laboratorio de Marcha de FLENI.....	26
Figura 1.7: Tipos de malformaciones medulares asociadas a la espina bífida.....	31
Figura 1.8: Excursión angular del tobillo en el plano sagital para sujeto control y pacientes MMC (Gutierrez <i>et al.</i> , 2003a).	33
Figura 1.9: Diagrama cinéticos para el tobillo en el plano sagital en sujetos normales y pacientes con MMC de los grupos 1 a 5. Izquierda: momento articular; derecha: potencia articular (Gutierrez <i>et al.</i> , 2005).....	34

Figura 2.1: Identificación de subfases PC, DC y PA definidas por Palmer (2002) sobre los patrones de excursión angular (superior) y de potencia (inferior) para la articulación del tobillo correspondiente a un sujeto normal (Winter, 2009).....	44
Figura 2.2: Diagrama de bloques del algoritmo implementado para extraer características de los patrones de marcha.....	46
Figura 2.3: Detección de subfases y puntos extremos en el patrón de excursión angular del tobillo durante marcha normal.....	47
Figura 2.4: Patrón de FRSv registrado y fases de marcha (apoyo y balanceo) identificadas para el caso MMC.....	48
Figura 2.5: Registro de electromiografía dinámica del Tibial Anterior y Gemelos para las piernas izquierda (gráficas superior e inferior izquierdas) y derecha (gráficas superior e inferior derechas), representado en función del ciclo de marcha para la paciente MMC. Las barras coloreadas indican las respectivas fases de apoyo para cada registro y extremidad.	49
Figura 2.6: Comparación respecto de la normalidad del patrón de excursión angular del tobillo registrado para la paciente MMC estudiada. Línea continua: pierna derecha MMC. Línea de puntos caso normal.....	50
Figura 2.7: Comparación de la potencia articular del tobillo de paciente MMC respecto del normal (Winter, 2009).....	53
Figura 2.8: Relación torque – excursión angular del tobillo obtenida para los casos de marcha normal y MMC.....	55
Figura 2.9: Excursión angular de la pierna para los casos de marcha normal y de MMC.....	58

Figura 2.10: Componente horizontal de la fuerza de reacción del suelo para los casos normal y MMC obtenidas a partir del registro de datos realizado en el Laboratorio de Marcha de FLENI.....	60
Figura 2.11: Trayectoria del pie para condición de marcha normal y MMC (Lescano and Rodrigo, 2016a).....	63
Figura 2.12: Ángulo de los segmentos pie (arriba), muslo (medio) y pierna (abajo) obtenido para el caso normal (línea de puntos) y el de paciente MMC estudiado (línea continua)...	64
Figura 2.13: Lazo de covariación de los ángulos de los segmentos de la pierna durante marcha normal y MMC.....	65
Figura 2.14: Variabilidad de las coordenadas x e y del footpath para los casos de marcha normal y MMC.....	67
Figura 2.15: Coordenada horizontal del footpath.....	68
Figura 2.16: Coordenada vertical del footpath.....	69
Figura 3.1: Sistema de terapia robotizada Lokomat® para rehabilitación de marcha de pacientes pediátricos (izquierda) y adultos (derecha) (Colombo et al., 2001; Riener et al., 2005)...	81
Figura 3.2: Arquitectura de un controlador de impedancia para variar la complianza del robot rehabilitador.....	82
Figura 3.3: Coordenadas cartesianas del pie en el sistema de referencia de la pelvis, con el origen del sistema de coordenadas en la articulación de la cadera.	85
Figura 3.4: Esquema de control con identificación de fases (Jiménez-Fabián and Verlinden, 2012).....	88

Figura 3.5: Sistema de control de AAFO basado en señal de EMG (Jiménez-Fabián and Verlinden, 2012).....	93
Figura 4.1: Diagrama de bloques de la estructura mecatrónica de la VRPP (Festo, 2008ª).....	100
Figura 4.2: Esquema del banco de prueba implementado (Lescano et al., 2013).....	103
Figura 4.3: Vista parcial del circuito neumático, incluyendo la VRPP y la celda de presión (Lescano et al., 2013).....	105
Figura 4.4: Vista parcial del banco de prueba implementado para el ensayo de calibración (Lescano et al., 2013).....	106
Figura 4.5: Curvas de velocidad de flujo durante la carga de un tanque. (1bar=100000Pa) (Rodrigo et al., 2016).....	111
Figura 4.6: Curvas relativas fuerza-longitud evaluadas para el PAM (Lescano et al., 2013).....	115
Figura 4.7: Relación fuerza-longitud estimada para los flexores plantares del tobillo (Lescano et al., 2013).....	117
Figura 4.8: Prototipo de la AAFO instrumentada implementado, en donde se observa el PAM, así como los sensores de excursión angular, desplazamiento lineal, fuerza y finales de carrera.....	121
Figura 4.9: Planta del sistema conformada por el prototipo de AAFO y el circuito neumático implementados.....	122
Figura 4.10: Curvas de calibración de los instrumentos de medición: A-Encoder; B-Potenciómetro; C-Celda de presión 1; D-Celda de presión 2; E-Caudalímetro; F-Celda de Carga...	124

Figura 4.11: Fuerza de reacción vertical y punto de aplicación para un ciclo de marcha de paciente MMC.....	126
Figura 4.12: Señales adquiridas para entrada de consigna rampa de 0 a 4V y 0.8Hz, aplicando carga aproximada 80N a 0.07 m por detrás del maleolo.....	129
Figura 4.13: Señales adquiridas para entrada de consigna senoidal de 0 a 3V y 0.8Hz, aplicando carga de 1020N, 0.02m por detrás del maléolo.....	130
Figura 4.14: Señales adquiridas para entrada de consigna senoidal de 0 a 5V y 0.8Hz, aplicando una carga de 320N a 0.05m por delante del maléolo.....	131
Figura 5.1: Modelo Serie Paralelo de redes neuronales para identificación de sistemas (Rodrigo <i>et al.</i> , 2014).....	141
Figura 5.2: Respuesta obtenida por simulación del modelo lineal (izquierda) y el modelo no lineal (derecha) para $V_{ref} = -2-5$ V y $f = 1.5$ Hz, VRPP en vacío (Lescano <i>et al.</i> , 2015b; Rodrigo <i>et al.</i> , 2014).....	142
Figura 5.3: Diagrama esquemático del sistema lineal que caracteriza la dinámica de la VRPP considerada.....	143
Figura 5.5: Resultados de validación de modelos global y lineal de la VRPP. P_{ref} : presión de referencia; P_{sim1} : respuesta simulada del modelo P_{out} / V_{ref} ; P_{sim2} : respuesta simulada del modelo global; P_{exp} : presión de salida de la VRPP medida.....	146
Figura 5.6: Diagrama en bloques del modelo geométrico del PAM implementado en <i>Simulink</i> ®.....	148
Figura 5.7: Curvas características del PAM proporcionadas por el fabricante (Festo, 2008b).....	149

Figura 5.8: Curvas características del PAM obtenidas mediante el modelo estático planteado.....	150
Figura 5.9: Señales de entrada y salida utilizadas para identificación.....	152
Figura 5.10: Respuesta del sistema real y simulada a partir del modelo.....	153
Figura 6.1: Diagrama de bloques controlador proporcional integral (PI).....	160
Figura 6.2: Visualización de la placa de adquisición y generación de señales de control del prototipo de AAFO.....	162
Figura 6.3: Respuesta del sistema a una referencia fija correspondiente a 8 grados de flexión plantar.....	163
Figura 6.4: Aplicación de controlador PI con anti wind-up para señal de referencia de 8 grados de flexión plantar.....	164
Figura 6.5: Respuesta del sistema para seguimiento de señal senoidal de 0.16Hz.....	165
Figura 6.6: Respuesta del sistema para referencia senoidal de 0.8Hz.....	166
Figura A.1 Señal equivalente a la componente vertical de la fuerza de reacción del suelo (FRS _v) registrada para cada pie durante un ciclo de marcha. Izquierda: Marcha normal. Derecha: Marcha parkinsoniana (HY=2).....	209
Figura A.2: Gráfico de arquitectura de un perceptrón multicapa con dos capas ocultas.....	211

Figura A.3: Variabilidad intersujeto evaluada por el coeficiente de variación (CV) de la FRS durante fases de apoyo consecutivas para 60 sujetos normales y 60 pacientes con Enfermedad de Parkinson (EP). a) FRS del pie izquierdo de sujetos normales; b) FRS del pie derecho de sujetos normales; c) FRS del pie izquierdo de sujetos con EP; d) FRS del pie derecho de sujetos con EP. En cada caso se visualiza el valor medio del CV para cada sujeto y su correspondiente desviación estándar (Rodrigo <i>et al.</i> , 2012).....	215
Figura A.4: Resultados obtenidos para la clasificación mediante función newff (Lescano <i>et al.</i> , 2011).....	216
Figura A.5: Vecindad del SOM definida por los vectores de datos de entrada.....	217
Figura A.6: Clasificación de patrones normales y patológicos.	218

Índice de tablas

Tabla 1.1: Distribución de pacientes MMC según la escala MMT aplicada a los grupos musculares de la pierna.....	31
Tabla 2.1: Valores de los descriptores temporales y espaciales para los casos de marcha normal y MMC considerados.....	52
Tabla 2.3: Valores obtenidos para el ángulo de la pierna y el impulso propulsivo durante la fase final del ciclo de marcha, para los casos normal y MMC.....	60
Tabla 2.4: Variabilidad temporal y especial del camino del pie.....	70
Tabla 2.5: Comparación de desviación estándar para la coordenada x.....	70

Tabla 2.6: Comparación de desviación estándar para la coordenada y.....	70
Tabla 3.1: Síntesis del estado del arte sobre características de AAFOs.....	96
Tabla 4.1: Ecuaciones de calibración de los instrumentos de medición (Lescano <i>et al.</i> , 2013).....	107
Tabla 4.2: Parámetros estadísticos del ajuste lineal de calibración (Lescano <i>et al.</i> , 2013).....	107
Tabla 4.3: Valores de C y b estimados para la carga de un tanque a través de la VRPP (Rodrigo <i>et al.</i> , 2016).....	110
Tabla 4.4: Ecuaciones de calibración de los instrumentos de medición en prototipo de AAFO.....	125

INTRODUCCIÓN

Motivación de la Tesis

El interés por investigar la problemática de la marcha humana en pacientes con Mielomeningocele (MMC) se basa en datos estadísticos nacionales, que indican una incidencia anual de 1,3 casos de MMC por cada 10000 recién nacidos (lo que ubicaría a la Argentina en una posición intermedia respecto de otros países con mayor incidencia), siendo especialmente San Juan la tercera provincia en prevalencia a nivel país, en función del número de casos de MMC ocurridos en los últimos años (RENAC-Ar, 2014). Se conoce que este desorden neurológico congénito que afecta a las funciones sensoriales y motoras del sistema nervioso del cuerpo humano determina entre otros trastornos, parálisis muscular parcial (paresis) o total proporcionalmente al nivel de lesión medular de MMC (Sharrard, 1964). Se sabe también que los cambios respecto de la normalidad observados en la organización espacial y temporal de los patrones de movimientos de pacientes MMC están estrechamente vinculados al nivel de parálisis muscular derivado de la lesión medular (Gutierrez *et al.*, 2003a; 2003b; 2005).

En particular, los cambios significativos en los patrones cinemáticos y cinéticos de marcha provocados por la parálisis muscular de los flexores plantares del tobillo, típicamente exhibida por pacientes con lesión lumbo-sacra de MMC, están ligados a la dificultad de propulsar hacia adelante el centro de masas corporal durante la fase final de estancia del ciclo de marcha (Gutierrez *et al.*,

2003a; 2005). Dicha dificultad se evidencia cuando se considera que para el desarrollo normal de la locomoción, tal propulsión es provista esencialmente por el grupo muscular de los flexores plantares del tobillo, que generan por sí solos más potencia que la musculatura de las articulaciones de cadera y rodilla juntas (Neptune *et al.*, 2001; Winter, 2009). La revisión de la literatura indica además que para lograr la propulsión en condiciones de marcha normal, este grupo muscular ejerce una fuerza de contracción concéntrica de 3-4 veces el peso corporal, mientras que en la carrera tal fuerza aumenta a 6-8 veces el peso corporal (Giddings *et al.*, 2000).

Otras investigaciones en poblaciones de pacientes con diversas neuropatologías han identificado una correlación significativa entre la potencia generada por los flexores plantares del tobillo y el desempeño del cuerpo humano durante la marcha, no sólo para la propulsión hacia delante del centro de masas corporal en la fase terminal de apoyo, sino también para el soporte del peso corporal durante toda la fase de apoyo monopodal y el prebalanceo del ciclo de marcha (Mueller *et al.*, 1995; Nadeau *et al.*, 1999; Olney *et al.*, 1990; 1994; Winter *et al.*, 1990; Neptune *et al.*, 2001). Considerando que la marcada debilidad de los flexores plantares observada en esta clase de pacientes MMC los ubica en una fase de transición entre lograr o no la autoambulación, es importante por tanto, intentar recuperar funcionalmente su marcha.

En este sentido, relevantes centros terapéuticos vienen explorando desde la década del '90, tratamientos que promuevan la rehabilitación de marcha en pacientes con diversas neuropatologías.

Tales tratamientos se basan en el Principio de Neuroplasticidad, definido por la Organización Mundial de la Salud como la capacidad de las células del sistema nervioso para regenerarse anatómica y funcionalmente, después de estar sujetas a influencias patológicas ambientales o del desarrollo, incluyendo traumatismos y enfermedades (WHO, 1983). De acuerdo con este principio, la recuperación funcional de marcha de pacientes con neuropatologías es propiciada mediante la práctica de esta actividad, bajo condiciones que estimulen la reestructuración del sistema nervioso, generando una serie de entradas eferentes y aferentes que neutralizan patrones de postura y movimientos anormales y crean otros nuevos, favorables para la correcta ambulación (Bayona-Prieto *et al.*, 2009; Purves *et al.*, 2004).

Una forma de propiciar tal recuperación funcional es mediante el entrenamiento de marcha con exoesqueletos de rehabilitación, también denominados órtesis activas o robóticas. En efecto, numerosas investigaciones de los últimos 15 años muestran que el empleo de estos dispositivos para automatizar la práctica de tal actividad en una cinta caminadora combinada con soporte parcial del peso corporal, permite optimizar substancialmente el proceso de rehabilitación del individuo afectado, al posibilitar la generación de patrones de entrada eferente y aferente reproducibles y evaluar objetivamente el desempeño de la actividad, liberando asimismo al terapeuta del esfuerzo físico que impone esta tarea (Barbeau *et al.*, 1999; Veltink *et al.*, 2001, Wirz *et al.*, 2001). Un sistema de este tipo es el *Lokomat*®, utilizado en prestigiosos centros de

neurorehabilitación a nivel mundial (Colombo *et al.*, 2001). Según nuestro conocimiento, aunque este sistema ha sido escasamente utilizados en pacientes MMC (Arriaga-Rivera *et al.*, 2015), la amplia experiencia de su empleo en sujetos con lesión medular incompleta (Harkema *et al.*, 2000; Wirz *et al.*, 2001; 2005; 2011) muestra resultados terapéuticos alentadores, que también podrían beneficiar a los pacientes MMC.

El estado del arte sobre exoesqueletos de rehabilitación de marcha señala dos componentes básicos de su diseño y desarrollo: la actuación articular y la estrategia de control. Habitualmente estos dispositivos asisten activamente las articulaciones de cadera y rodilla, ocasionando un movimiento poco natural y sin restricciones del pie, al no considerar el rol fundamental que tiene el tobillo para una adecuada ambulación, particularmente durante la propulsión corporal hacia adelante en la fase terminal de estancia (Beyl *et al.*, 2008; Winter, 2009). En cuanto al tipo de actuador, generalmente se emplean motores eléctricos, aunque su elevado peso ocasiona discrepancias con el movimiento articular normal.

Al respecto, se sabe que el tobillo varía su rigidez mecánica (la inversa de la complianza) durante la marcha, modificando la excursión angular y la fuerza ejercida por los músculos ligados a la articulación para contrarrestar el efecto de perturbaciones y de cargas externas aplicadas (Palmer, 2002). Por ello, la tendencia actual es usar actuadores alternativos que imiten el comportamiento articular real, tal como el músculo artificial neumático, entre cuyas ventajas figuran su complianza variable, que posibilita una mejor adaptación

en la interacción con el paciente, y su alta relación potencia-peso que reduce significativamente el consumo energético (Daerden, 1999; Ali *et al.*, 2008; Ferris *et al.*, 2005).

Por su parte, el análisis de los diversos esquemas de control propuestos para estos sistemas robóticos de rehabilitación permite visualizar por un lado, que la mayoría de ellos están basados en patrones de marcha normal, en lugar de considerar no sólo el tipo de asistencia requerido de acuerdo a la condición neuropatológica del paciente tratado, sino también su adaptación al grado de actuación necesario según la etapa abordada en el proceso de rehabilitación de su marcha. Por otro lado, los algoritmos de control desarrollados contemplan una escasa o nula participación del paciente en este proceso de rehabilitación, lo cual dificulta el reaprendizaje neuromotor requerido para la recuperación funcional de su marcha (Reinkensmeyer, 2003; Dietz *et al.*, 2012). En este sentido, se postula que una cuestión clave para alcanzar óptimos resultados a través del empleo de estos sistemas robóticos de rehabilitación, es la *definición de estrategias de actuación y de control articular eficientes, basadas en la participación del paciente en la toma de decisiones y en las características cinemáticas y cinéticas de su ambulación en cada etapa del proceso de rehabilitación* (Yang *et al.*, 2005).

En particular, la aplicación de diversas técnicas de procesamiento de señales (Elliot, 2013; Hussain *et al.*, 2011; Haykin, 2005) a patrones cinemáticos y cinéticos de marcha proporciona información relevante sobre el comportamiento del sistema locomotor durante

esta actividad (Chau, 2001a; 2001b), que podría luego utilizarse para diseñar protocolos de rehabilitación específicos para el paciente considerado. Así, por ejemplo, mediante técnicas de parametrización de señales pueden obtenerse una serie de parámetros temporales y espaciales de los patrones de marcha, tales como los tiempos de apoyo y de balanceo del ciclo de marcha, longitud de paso o cadencia (Elliot, 2013; Hussain *et al.*, 2011; Chau, 2001a). Por su parte, diferentes técnicas estadísticas pueden aplicarse para extraer indicadores que describen el grado de variabilidad espacial y temporal observado en los patrones cinemáticos y cinéticos de un paciente dado respecto de la normalidad (Elliot, 2013; Hussain *et al.*, 2011; Chau, 2001b), estrechamente vinculados no sólo con el control y coordinación motora que ejerce el sistema nervioso para regular la locomoción humana, sino también con eventos típicos de marcha (tales como la propulsión del centro de masas o el soporte del peso corporal).

Considerando estos antecedentes y en un intento de especificar tal tipo de estrategias de actuación y de control articular, en esta tesis doctoral se profundiza particularmente, sobre los conceptos de diseño y desarrollo de los sistemas de actuación y de control de un prototipo de AAFO para rehabilitar la marcha en pacientes con lesión lumbosacra de MMC. Para definir estos conceptos y abordar la solución del problema planteado, se estudia un caso de una paciente con esta clase de lesión medular (residente en la provincia de San Juan), a partir de cuyos patrones cinemáticos, cinéticos y electromiográficos de marcha –obtenidos en el Laboratorio de

Marcha de la Fundación para la Lucha contra las Enfermedades Neurológicas de la Infancia (FLENI, Buenos Aires, Argentina)– se desarrolla esta investigación.

Además, se diseña e implementa una plataforma experimental de desarrollo de un prototipo de AAFO instrumentada (basado en las dimensiones antropométricas de la paciente MMC estudiada), a partir de la cual se exploran tales conceptos de diseño y desarrollo de sus sistemas de actuación y de control. Mediante dicha plataforma y en base a la medición de variables neumáticas, cinemáticas y cinéticas, se pretende modelar la dinámica de los distintos componentes que conforman la planta del sistema. Luego, a partir de estos modelos y en base a pruebas preliminares del funcionamiento del prototipo de AAFO –simulando el patrón cinético que exhibe la paciente MMC–, se diseña, desarrolla e implementa un esquema de control preliminar del dispositivo.

Cabe mencionar también que esta propuesta de tesis de doctorado forma parte de la temática abordada en diversos Proyectos de Investigación de la UNSJ (21/I967, Res. N° 037-2011-CS, 2011-2014; 21/I1109, Res. N° 018-2014-CS, 2014-2015 y 21/I38, Res. N° 1531-2016-CS, 2016-2017), así como del Proyecto IDEA 2014 titulado “Desarrollo de un prototipo exoesquelético de rehabilitación de marcha en pacientes con Mielomeningocele de la provincia de San Juan”, financiados respectivamente por la UNSJ y por la Secretaría de Ciencia, Tecnología e Innovación del Gobierno de la Provincia de San Juan (Exp. N° 1400-SECITI-0031-2014, 2016-2017), en los que se participa como investigadora.

La hipótesis planteada en tales proyectos es que una órtesis robótica de rehabilitación, que asista activamente la función de los flexores plantares del tobillo durante la fase terminal de estancia de marcha, permitiría no sólo fortalecer la musculatura parética, sino también evitar la generación de mecanismos compensatorios que afecten la eficiencia de la marcha. En el marco de estos proyectos la hipótesis de trabajo de esta tesis doctoral es la siguiente: *el diseño e implementación de una plataforma experimental de un prototipo de órtesis robótica instrumentada permitiría establecer las bases teóricas y tecnológicas requeridas para el desarrollo de este tipo de exoesqueletos para rehabilitación de marcha en pacientes con neuropatologías tales como el MMC.*

Teniendo en cuenta que la temática aquí considerada está orientada a rehabilitar la marcha de un grupo de pacientes no analizados anteriormente y con marcada prevalencia en la provincia de San Juan, el trabajo de tesis evidencia un fuerte impacto a nivel regional y nacional, no sólo desde el punto de vista del avance tecnológico que posibilita para mejorar la calidad de vida de pacientes MMC, sino también de la futura transferencia de esta investigación aplicada de la UNSJ, en pos de la inclusión social de personas con deficiencias neuromotoras.

Objetivos

Objetivo General:

- Desarrollar una plataforma de estudio, análisis y experimentación de un prototipo de órtesis activa de tobillo-

pie (AAFO) orientada a rehabilitar la marcha en un caso de estudio de paciente con lesión lumbosacra de Mielomeningocele (MMC).

Objetivos Específicos:

- Conocer y comprender el comportamiento mecánico del cuerpo humano durante la marcha de sujetos normales y de pacientes con desorden neuromotor proveniente del MMC.
- Obtener descriptores característicos de la marcha de la paciente MMC estudiada a través de la aplicación de distintas técnicas de procesamiento de señales.
- Estudiar y analizar las características de los sistemas robóticos utilizados para rehabilitar la locomoción de pacientes con trastornos neuromotores.
- Diseñar, desarrollar e implementar un sistema de actuación neumático para un prototipo de AAFO instrumentada e identificar, modelar y validar experimentalmente su comportamiento dinámico en las condiciones de operación pretendidas.
- Diseñar, desarrollar e implementar un sistema de control de posición articular para el prototipo de AAFO en las condiciones de operación requeridas.
- Evaluar el desempeño del sistema de actuación neumático y de su sistema de control de posición articular sobre el prototipo de AAFO instrumentada, construido específicamente para la paciente MMC estudiada.

- Obtener conclusiones relevantes que permitan a futuro, diseñar y desarrollar estrategias de control optimizadas para la AAFO, adecuadas para propiciar la recuperación funcional de marcha de la paciente MMC estudiada.

Estructura de la Tesis

Esta tesis ha sido organizada en siete capítulos, cuyo contenido se describe brevemente a continuación. El Capítulo 1, denominado “Marcha Humana Normal y Neuropatológica”, presenta los conceptos más relevantes sobre el comportamiento mecánico de las estructuras y funciones del cuerpo humano vinculadas a esta actividad, tanto en sujetos normales como en pacientes con lesión medular lumbosacra de MMC. En particular, se describen las variables cinemáticas y cinéticas que caracterizan la dinámica de la articulación del tobillo durante la marcha de sujetos normales y de pacientes MMC, estudiadas en profundidad para abordar la posible solución del problema considerado en este trabajo. En el Capítulo 2, titulado “Descriptores de Marcha Neuropatológica”, se estudian y aplican diversas técnicas de procesamiento de datos a fin de obtener indicadores característicos de marchas neuropatológicas específicas. Se detallan los procedimientos utilizados y se muestran los resultados logrados al analizar patrones cinemáticos y cinéticos de marcha de pacientes con Mielomeningocele.

Por su parte, en el Capítulo 3 sobre “Exoesqueletos de Rehabilitación de Marcha”, se explora el estado del arte de dispositivos robóticos de rehabilitación empleados habitualmente en

la práctica médica, analizando en detalle las características de sus sistemas de actuación y de control. Además, el Capítulo 4 llamado “Diseño e Implementación de Plataforma de Desarrollo de la AAFO” describe el procedimiento empleado para diseñar, construir y evaluar el funcionamiento del sistema de actuación neumático y el prototipo de AAFO instrumentada, que conjuntamente conforman la plataforma de desarrollo del prototipo robótico de rehabilitación de marcha propuesto. El Capítulo 5 que lleva por nombre “Modelación, Evaluación y Validación de Componentes de la AAFO” presenta los modelos matemáticos de la válvula y del actuador neumáticos, así como de la estructura de la AAFO, incluyendo también los resultados de su evaluación y validación. Por su parte, el Capítulo 6 denominado “Diseño y Desarrollo del Sistema de Control de la AAFO” se implementa un esquema de control de posición articular preliminar a fin de evaluar el desempeño global del prototipo de AAFO desarrollado. Finalmente, las Conclusiones, Aportes y Propuestas Futuras reflejadas en el Capítulo 7, exponen los principales aportes de esta tesis basados en los resultados logrados a lo largo de su desarrollo, así como las líneas de investigación que se proyectan a partir de este trabajo doctoral, dejando planteadas posibles estrategias de control optimizadas, que podrían diseñarse y desarrollarse a futuro a partir de los descriptores de marcha MMC obtenidos en este trabajo, con el fin de propiciar la recuperación funcional de marcha de pacientes MMC.

Capítulo 1:

MARCHA HUMANA NORMAL Y NEUROPATOLÓGICA

1.1 – Introducción

La marcha es un proceso de locomoción del cuerpo humano, para cuya descripción se requiere conocer no sólo el comportamiento cinemático y cinético de los segmentos óseos y articulaciones anatómicas implicadas en esta actividad, sino también la secuencia e intensidad de actuación muscular, controlada y coordinada por el sistema nervioso central (SNC) para su ejecución. El estudio de la etiología de los trastornos neuromotores que provocan alteraciones en los patrones de marcha respecto de la normalidad, constituye la base del análisis biomecánico clínico y su aplicación a la ortoprotésica a fin de rehabilitar la marcha del paciente considerado.

En este capítulo se detallan las características genéricas más relevantes de la marcha humana normal y de la proveniente de pacientes con lesión medular lumbosacra de Mielomeningocele (MMC). En particular, se analizan los patrones cinemáticos y cinéticos que describen la dinámica de la articulación del tobillo durante la marcha de sujetos normales y de pacientes MMC, con el propósito de obtener pautas que permitan abordar la solución de la problemática considerada en este trabajo, relacionada con el diseño y desarrollo de un prototipo de órtesis activa de tobillo-pie para rehabilitar la marcha de pacientes con lesión medular de MMC.

1.2 – Características de marcha normal

La marcha humana es un proceso de locomoción en el cual el cuerpo humano en posición erguida se mueve hacia delante, siendo su peso soportado alternativamente por ambas piernas. Durante su ejecución, mientras el cuerpo se desplaza sobre la pierna de soporte, la otra pierna se balancea hacia delante en preparación para el siguiente apoyo, de forma tal que al menos uno de los pies está siempre en contacto con el suelo, existiendo también períodos de apoyo bipodal (Perry, 1992). Al aumentar la velocidad de marcha, los períodos de apoyo bipodal se reducen progresivamente, hasta desaparecer durante la carrera reemplazados por breves intervalos de tiempo en los que ambas piernas se encuentran en el aire. Aunque existen diferencias en el modo de ambulación de un sujeto a otro, las semejanzas entre individuos son tales que puede hablarse de un patrón característico de marcha normal, que experimenta modificaciones por la influencia de distintos factores intrínsecos o extrínsecos al sujeto y particularmente, bajo determinadas condiciones patológicas (Inman *et al.*, 1981; Winter, 2009).

Dado el carácter cíclico de esta tarea, se define un ciclo de marcha como la secuencia de acontecimientos o eventos que tiene lugar entre dos repeticiones consecutivas de alguno de los sucesos de la ambulación (Inman *et al.*, 1981), en donde aparecen dos fases claramente diferenciadas (Figura 1.1).

- **Fase de apoyo** (60% del tiempo de cada ciclo): que comienza con el contacto inicial del talón con el suelo y finaliza con el despegue del antepié.

- **Fase de balanceo u oscilación** (40% del tiempo de cada ciclo): transcurre entre el instante de despegue del antepié, avanzando la pierna en el aire para el siguiente apoyo, hasta antes del nuevo contacto en el suelo.

Por conveniencia se adopta como principio del ciclo, el instante en que uno de los pies contacta el suelo, habitualmente a través del talón. Tomando como origen el contacto del pie derecho con el suelo, el ciclo de marcha terminaría en el siguiente apoyo del pie derecho. Por su parte, la pierna izquierda experimenta la misma serie de acontecimientos que la pierna derecha, desplazada en el tiempo por medio ciclo. Asimismo, en cada una de estas fases tienen lugar una serie de eventos característicos (Perry, 1992; Winter, 2009), a saber (Figura 1.1):

- **Contacto inicial:** considerado el instante de comienzo del ciclo de marcha (0-3%), normalmente mediante el talón que absorbe el impacto del contacto con el suelo. En condiciones patológicas, el contacto inicial puede no efectuarse con el talón, requiriéndose por tanto definir de otra manera este evento inicial.
- **Respuesta a la carga:** coincide con la etapa de apoyo inicial (3-10%) del ciclo de marcha, en donde se produce el primer apoyo bipodal para la transferencia del peso del cuerpo de la pierna retrasada a la pierna adelantada, seguida por una fase de apoyo monopodal (coincidente con el inicio de la fase de balanceo de la pierna contralateral), que mediante el control de la flexión de rodilla y del tobillo, permite mantener la

estabilidad y facilitar una progresión suave del centro de masas corporal sobre la extremidad en apoyo.

- **Soporte del peso corporal:** se desarrolla durante toda la fase de estancia y dependiendo de si el apoyo es bipodal (0-10%) o monopodal (10-50%) dentro del ciclo de marcha, la masa corporal es soportada por ambas piernas o una sola (Neptune *et al.*, 2001). Además, en la fase de estancia monopodal y el pre-balanceo, tal soporte es provisto por el Tríceps Sural, que agrupa a los músculos Sóleo y Gastrocnemios.
- **Propulsión o progresión hacia adelante del centro de masas corporal:** comprende el período temporal desde la elevación del talón hasta el segundo apoyo bipodal (30-50%) del ciclo de marcha. Entre el 40 y 50% del ciclo el centro de masas corporal se mueve por delante del antepié por efecto de la fuerza significativa que ejerce el Tríceps Sural, del orden de 3 a 4 veces el peso corporal (Giddings *et al.*, 2000), asegurando así la aceleración requerida para lograr el adecuado avance de la pierna durante el balanceo.
- **Despegue del antepié:** durante la subfase de estancia terminal (50-60%) del ciclo de marcha, la pierna en apoyo abandona el contacto con el suelo gracias a la potente fuerza de flexión plantar del tobillo que generó el Tríceps Sural para iniciar el balanceo. Simultáneamente la pierna contralateral, que inicia su fase de apoyo, absorbe el impacto a través del talón y responde a la carga corporal.
- **Oscilación:** la extremidad avanza por el aire hasta el nuevo contacto inicial con el suelo (Perry, 1992).

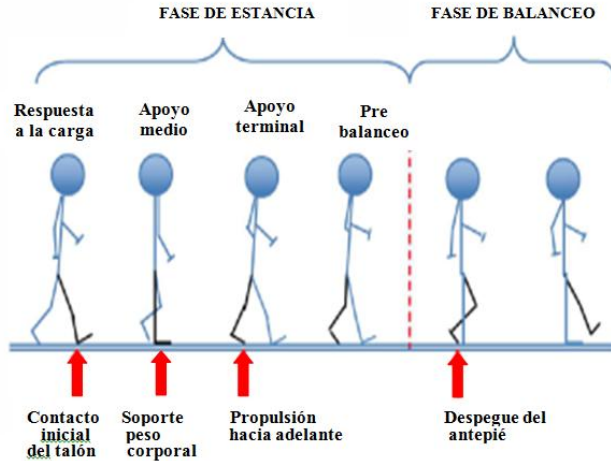


Figura 1.1: Eventos característicos y fases durante un ciclo de marcha humana normal.

Además, para facilitar el estudio de la marcha humana se definen una serie de parámetros espaciales y temporales que describen su evolución y permiten establecer comparaciones entre patrones de distinta duración y bajo diferentes condiciones normales y patológicas (Inman *et al.*, 1981). Entre estos parámetros figuran:

- **Longitud de zancada o paso largo:** distancia entre dos entre dos apoyos consecutivos del mismo pie.
- **Longitud de paso o de paso corto:** distancia, medida en la dirección de progresión, que separa el contacto inicial de un pie respecto del contacto inicial del pie contralateral.
- **Cadencia:** número de pasos efectuados en un intervalo de tiempo, medido habitualmente en pasos por minuto, siendo su valor medio en sujetos normales del orden de 100 ± 20

pasos/min. Definida en función de la zancada, la cadencia es el doble de la inversa de la duración del ciclo o de la zancada ($2/\text{duración zancada}$, en pasos/s), o bien, igual a $120/\text{duración zancada}$, en pasos/min.

- **Velocidad de la marcha:** distancia por unidad de tiempo recorrida en la dirección de progresión. La **velocidad media** se calcula como el producto de la cadencia por la longitud de la zancada.
- **Tiempo de apoyo:** tiempo de la extremidad en contacto con el suelo, igual a la suma del tiempo de apoyo monopodal (un pie en contacto) y de los tiempos de apoyo bipodal (ambos pies en contacto con el suelo).
- **Tiempo de oscilación:** tiempo en que la extremidad avanza por el aire hasta el nuevo contacto con el suelo.

Por su parte, desde el punto de vista biomecánico, la locomoción se describe a partir del registro de datos cinemáticos, cinéticos y electromiográficos, obtenidos en un laboratorio de marcha durante pruebas de locomoción del sujeto considerado. Mientras las características cinemáticas describen en el espacio tridimensional el desplazamiento, velocidad y aceleración lineal y angular de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo, las características cinéticas detallan las fuerzas y momentos externos e internos que actúan sobre estas estructuras para generar la ambulación, en tanto que los datos electromiográficos registran en forma dinámica la actividad de los principales grupos musculares que intervienen durante la marcha. Este conjunto de datos se combina con información antropométrica y

un modelo biomecánico del cuerpo humano con el fin de obtener mediante técnicas de análisis dinámico directo (Anderson and Pandy, 2001) o inverso (Winter, 2009; Rodrigo, 2008; Rodrigo *et al.*, 2008), otros datos cinemáticos (trayectoria, velocidad y aceleración lineal y angular) y cinéticos (fuerza, momento de fuerza y potencia) que describen el movimiento de los segmentos óseos y articulaciones del cuerpo humano durante la marcha.

Esta combinación de técnicas analíticas y experimentales da lugar al denominado análisis computarizado de la marcha, que representa una herramienta valiosa no sólo para generar patrones de marcha humana normal en base a modelos precisos del sistema neuro-músculo-esquelético del cuerpo humano y a técnicas tradicionales de análisis dinámico (Ambrósio y KecsKeméthy, 2007; Rodrigo, 2008; Rodrigo *et al.*, 2008; Rodrigo *et al.*, 2010a; 2010b), sino también para contribuir al diagnóstico de patologías de la marcha a partir de una medida cuantitativa de la función del sistema locomotor (Gutierrez *et al.*, 2003a; 2005), así como proponer métodos y dispositivos de regulación y restablecimiento de funciones (Bartonek *et al.*, 2005; Öunpuu *et al.*, 1996). Así por ejemplo, el conocimiento objetivo de los patrones que describen la locomoción normal y patológica permite diseñar protocolos terapéuticos específicos para cada paciente, tal como en el caso de una prescripción ortésica o de una intervención quirúrgica en pacientes con MMC (Gage y Novacheck, 2001; Cook *et al.*, 2003).

Particularmente en este trabajo interesa analizar los patrones cinemáticos y cinéticos de marcha del tobillo en el plano sagital,

considerando que es en este plano donde se produce el mayor rango de movimiento durante la locomoción. A continuación, se describen estos patrones para sujetos con marcha normal.

1.3 – Biomecánica del tobillo

Es sabido que la articulación del tobillo cumple un rol esencial para la absorción del impacto, sostenimiento del peso corporal y progresión del cuerpo humano durante la fase de apoyo, facilitando además el avance del miembro inferior durante la fase de oscilación (Inman *et al.*, 1981; Perry, 1992; Winter, 2009). De acuerdo a los datos de marcha de sujetos normales (sin trastornos de locomoción) provistos por el Laboratorio de Marcha de FLENI, visualizados en la Figura 1.2, el patrón cinemático en el plano sagital para la articulación de tobillo experimenta dos trayectorias de flexión plantar y dos de flexión dorsal alternadas, siendo el rango de excursión angular promedio del orden de 30° (-20° a 10°).

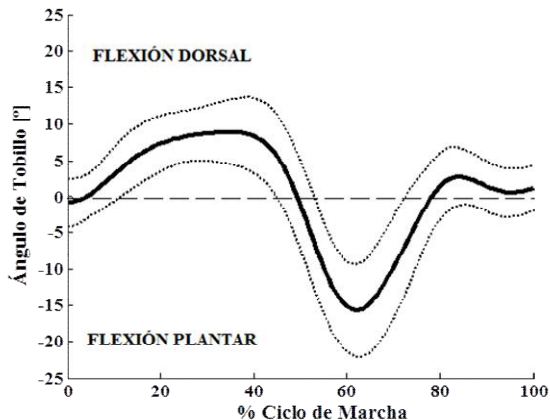


Figura 1.2: Cinemática del tobillo en el plano sagital y desviación típica para un sujeto normal, obtenida a partir del registro de datos realizado en el Laboratorio de Marcha de FLENI.

Además, al analizar este patrón se identifica una correspondencia entre los eventos típicos del ciclo de marcha y algunos parámetros importantes (Figura 1.3), tales como: la posición del tobillo durante el contacto inicial con el suelo en el ciclo de marcha (posición neutra o con una leve flexión plantar), el valor máximo de flexión plantar durante la fase de respuesta a la carga (coincidente con el primer valor mínimo de la curva), dorsiflexión máxima alcanzada en la fase de apoyo medio (máximo principal de la curva), flexión plantar máxima luego del despegue del antepié (segundo valor mínimo de la curva), y dorsiflexión final en la fase de balanceo hasta alcanzar una posición neutra, en preparación para la siguiente fase de apoyo (Perry, 1992; Winter, 2009).

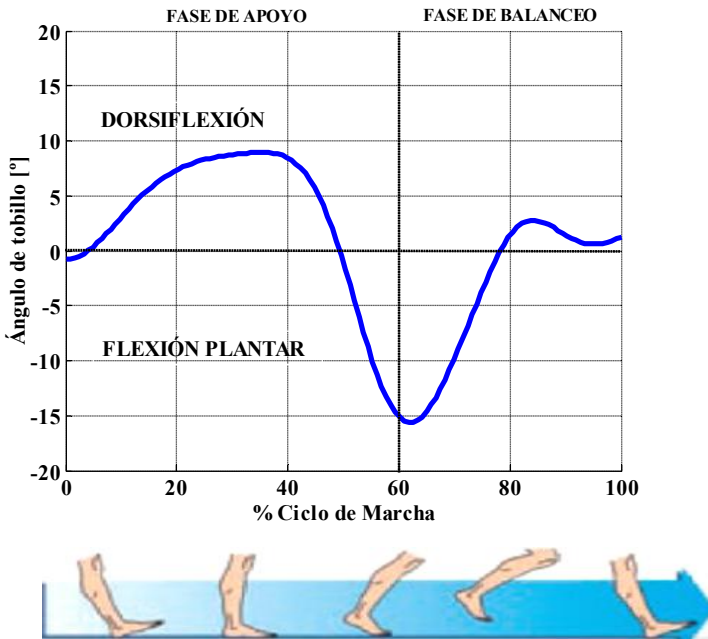


Figura 1.3: Relación entre eventos típicos del ciclo de marcha y excursión angular del tobillo.

Respecto al comportamiento cinético del tobillo durante la marcha, en la fase de apoyo las fuerzas externas actuantes sobre el cuerpo humano provienen de las fuerzas inerciales, fuerza de reacción del suelo (FRS) y del peso corporal, mientras que en la fase de balanceo sólo actúan las fuerzas inerciales (Perry, 1992; Winter, 2009). Al producirse el contacto del pie con el suelo a través del talón al inicio del ciclo de marcha, el cuerpo humano ejerce sobre el suelo una fuerza, cuya reacción (de igual módulo y dirección y sentido opuesto al de la fuerza del peso corporal), es registrada en plataformas de fuerza durante pruebas de ambulación en laboratorios

de marcha) y descripta en el espacio 3D por sus componentes vertical, anteroposterior y mediolateral (Figura 1.4).

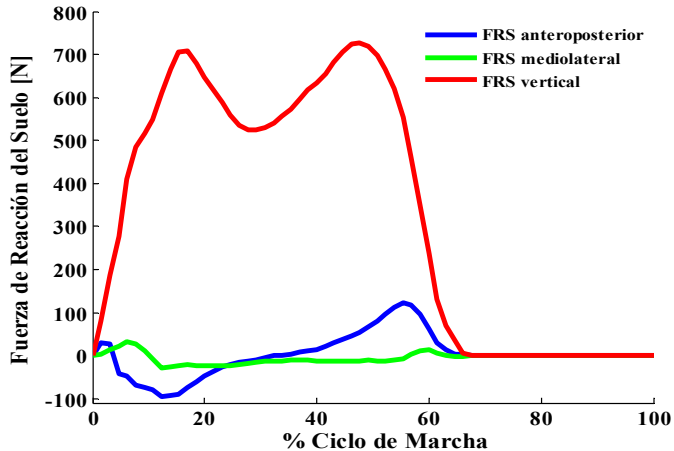


Figura 1.4: Componentes vertical, horizontal y anteroposterior de la fuerza de reacción del suelo de sujeto normal obtenidas a partir del registro de datos realizado en el Laboratorio de Marcha de FLENI.

Además, está bien establecido que la interacción entre las fuerzas externas (las ya mencionadas) e internas (provenientes de la musculatura) que actúan sobre el cuerpo humano durante la ambulación, es la que asegura la progresión y el equilibrio dinámico del cuerpo humano requeridos para el desarrollo de esta actividad. En cada instante de tiempo a lo largo del ciclo de marcha, el vector resultante de la FRS representa la suma neta de las fuerzas externas, gravitacionales e inerciales, actuando sobre el cuerpo humano. De acuerdo a la convención establecida por Winter (2009), al ubicar el origen de un sistema de coordenadas 3D en el centro de masas

corporal, la magnitud de la FRS es positiva en dirección hacia arriba, anterior (hacia adelante, en la dirección de progresión) y lateral (hacia afuera). Cada una de las componentes de la FRS tiene asimismo, su propia función para el desarrollo de una locomoción normal. La componente vertical de la FRS (cuya magnitud es siempre positiva) representa la fuerza de reacción que se opone a la carga del peso corporal soportada por una o ambas piernas durante la marcha.

Por su parte, el comportamiento bifásico de la componente anteroposterior de la FRS indica que en la primera mitad de la fase de apoyo se produce una acción de frenado sobre la extremidad en apoyo, debido a la fricción que genera el contacto inicial del talón con el suelo (dando como resultado un valor negativo de esta componente), mientras que en la segunda mitad de esta fase se acelera el centro de masas corporal por efecto de su propulsión hacia adelante, lo cual se refleja en una magnitud positiva de esta componente de la FRS. Por último, la componente mediolateral de la FRS se vincula con el equilibrio dinámico requerido para lograr la locomoción, que adquiere también valores positivos y negativos (Perry, 1992; Winter, 2009).

Otro parámetro relevante de la marcha es el punto de aplicación de la FRS durante la fase de apoyo del ciclo de marcha, denominado centro de presiones (CP), describiendo una trayectoria que avanza sobre la planta del pie desde el talón hasta las articulaciones metatarsofalángicas. El avance del CP sobre el pie desde una posición posterior a la articulación del tobillo hasta una por delante

de ésta determina en el primer caso, un momento externo de flexión plantar respecto del tobillo y en el segundo caso, un momento externo de flexión dorsal respecto de la misma articulación. El valor máximo de este momento, cuya magnitud depende de la distancia o brazo de palanca entre el punto de aplicación de la FRS y el tobillo, se obtiene cuando el CP se ubica en el punto más distante localizado en la cabeza de los metatarsianos y es del orden de 2Nm/kg de peso corporal, equivalente al momento interno ejercido por la musculatura (Perry, 1992; Winter, 2009). En la Figura 1.5, se visualiza dicho momento para un sujeto normal, calculado para un ciclo de marcha en base a los datos proporcionados por FLENI.

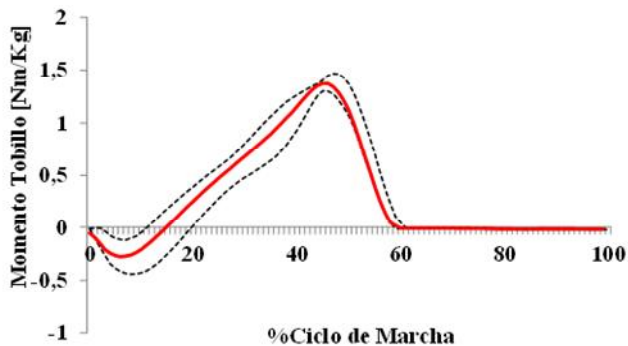


Figura 1.5: Momento interno muscular del tobillo durante la marcha normal a cadencia libre, calculado a partir del registro de datos realizado en el Laboratorio de Marcha de FLENI.

Por su parte, la potencia desarrollada por la musculatura del tobillo para contrarrestar el efecto de las fuerzas externas provenientes de la FRS, la gravedad y la inercia en el plano sagital, se estima como el producto de su velocidad angular y el momento articular. En la

Figura 1.6, en donde se representan los patrones de potencia interna articular para la cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital durante la marcha de un sujeto normal (datos provistos por FLENI), se observa que en la fase terminal de apoyo, entre el 40 y 60 % del ciclo de marcha, la musculatura del tobillo desarrolla por sí sola una potencia mayor que la de la cadera y de la rodilla juntas, convirtiéndose así los flexores plantares del tobillo en la principal fuente de potencia muscular activa para propulsar hacia adelante el cuerpo humano durante esta fase (Winter, 2009). En cada curva, los valores negativos señalan un período de absorción de potencia muscular, mientras que los positivos indican un período de generación de potencia, que para el tobillo tiene lugar precisamente durante la fase de apoyo terminal previo al despegue del antepié, propiciada por la contracción activa del Sóleo y de los Gemelos (Winter, 2009).

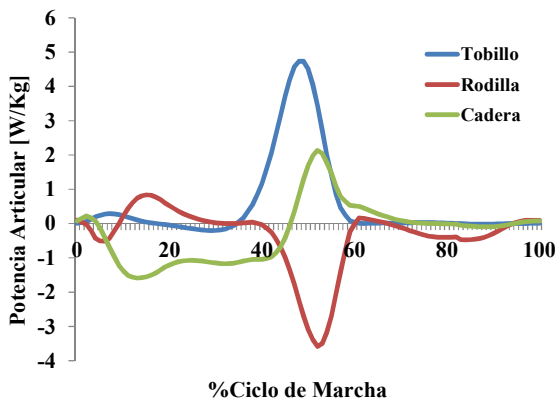


Figura 1.6: Potencia articular de tobillo, rodilla y cadera en el plano sagital calculada a partir del registro de datos realizado en el Laboratorio de Marcha de FLENI.

Por otro lado, respecto de la función que ejercen los músculos dorsiflexores y flexores plantares del tobillo para contrarrestar el efecto de perturbaciones y de las cargas externas aplicadas al cuerpo humano durante la locomoción, se sabe que el sistema nervioso varía la rigidez mecánica del tobillo (la inversa de la complianza) a través de cambios simultáneos de la excursión angular y de la fuerza muscular (Palmer, 2002). En condiciones normales, el grupo de dorsiflexores (Tibial anterior, Extensor largo del dedo gordo y Extensor común de los dedos) actúa tanto en la fase de apoyo como de balanceo, mientras que el grupo de los flexores plantares (Sóleo, Gastrocnemios o Gemelos (medial y lateral), Peroneo (lateral corto y lateral largo), Flexor largo común de los dedos, Flexor largo del dedo gordo y Tibial posterior) actúa preponderante durante el apoyo.

En cuanto a la contribución de los músculos que conforman el grupo de los flexores plantares del tobillo, se ha establecido que el Tríceps Sural habitualmente ejerce durante la marcha normal una fuerza de 3-4 veces el peso corporal para la propulsión hacia adelante del centro de masas corporal, mientras que en la carrera tal fuerza aumenta a 6-8 veces el peso corporal (Giddings *et al.*, 2000). Otras investigaciones indican por un lado, que el 93% de la fuerza muscular requerida para propulsar hacia delante el centro de masas corporal en la fase terminal de estancia es aportada por el Sóleo y los Gemelos agrupados como Tríceps Sural (Perry, 1992; Winter, 2009). Por otro lado, una correlación significativa entre la potencia generada por los flexores plantares del tobillo y el desempeño del cuerpo humano durante la marcha (soporte y propulsión hacia

adelante del centro de masas corporal) en varias poblaciones de pacientes ha sido identificada (Mueller *et al.*, 1995; Nadeau *et al.*, 1999; Olney *et al.*, 1990; 1994; Winter *et al.*, 1990).

Un análisis detallado de la acción individual de los músculos dorsiflexores y flexores plantares del tobillo a lo largo del ciclo de marcha permite visualizar que tras el contacto inicial con el suelo, los dorsiflexores limitan la velocidad de la flexión plantar del pie, mientras el Sóleo y los Gemelos se contraen excéntricamente para limitar la progresión hacia adelante de la tibia y acelerar verticalmente el tronco para soporte del peso corporal. En la fase inicial de apoyo monopodal, continúa la contracción excéntrica de estos dos músculos para acelerar el tronco verticalmente y desacelerar su progresión hacia adelante. Por su parte, en la fase media de apoyo monopodal estos músculos cumplen roles diferentes para asegurar el soporte del peso corporal y la progresión del tronco: mientras el Sóleo suministra energía al tronco y desacelera la pierna, los Gemelos realizan lo contrario. Luego, al final del apoyo monopodal, la contracción concéntrica de ambos músculos genera una fuerza de gran magnitud para propulsar hacia adelante el centro de masas y simultáneamente soportar el peso corporal (Neptune *et al.*, 2001). En el próximo apartado se analizarán específicamente, los patrones de marcha de pacientes MMC.

1.4— Características de marcha en pacientes con Mielomeningocele

En términos generales, las patologías de la marcha provenientes de etiologías neuromusculares, también denominadas neuropatologías o desórdenes neuromotores, están relacionadas con cualquier disfunción del SNC, médula espinal o nervios periféricos (Perry, 1992). Particularmente, el deterioro de la función neuromotora de la región lumbar y sacra de la médula espinal –provocada por trauma, enfermedad o un defecto congénito que afecte total o parcialmente a esta parte de la médula y a sus estructuras asociadas– ocasiona trastornos de marcha (Bayona-Prieto *et al.*, 2009; Purves *et al.*, 2004). Además, si la lesión medular interrumpe totalmente el control voluntario de las neuronas e interneuronas lumbares, generará paraplejía de las extremidades inferiores y la consiguiente incapacidad para desarrollar la marcha (Curt *et al.*, 2004). Por su parte, los sujetos con lesión medular incompleta conservan intacta una porción de las proyecciones corticoespinales, y en algunos casos es posible recuperar la función motora mediante programas de rehabilitación que intentan restablecer el control voluntario de la musculatura atrofiada según el Principio de Neuroplasticidad (Dietz *et al.*, 2002; Curt *et al.*, 2004; Purves *et al.*, 2004).

Entre los desórdenes neuromotores ocasionados por una lesión medular figura el Mielomeningocele (MMC), que es una de las manifestaciones más graves y frecuentes de la espina bífida (también conocida como columna hendida), y puede definirse como una malformación congénita que afecta el desarrollo del tubo neural y de

sus estructuras adyacentes durante el período embrionario (Sharrard, 1964; Stark, 1972; Hoffer *et al.*, 1973; Bartonek and Saraste, 2001). La espina bífida se manifiesta como un simple defecto de cierre no visible de los arcos vertebrales, un quiste de meninges cerrado en la espalda o bien, un quiste de meninges, médula espinal y/o raíces nerviosas que quedan expuestas al medio ambiente, tal como en el caso del MMC (Figura 1.7).

Se sabe además que mientras más bajo es el nivel de la lesión medular incompleta, mayores son las posibilidades de locomoción independiente o funcional del paciente afectado (Sharrard, 1964; Stark, 1972; Hoffer *et al.*, 1973; Bartonek and Saraste, 2001; Gutierrez *et al.*, 2003a; 2005). En estos pacientes, la marcha estará condicionada por una serie de factores, tales como: el nivel específico de la lesión, tono muscular anormal en músculos específicos de las extremidades inferiores (que ocasiona parálisis total o parcial de tipo flácida y/o espástica), presencia o ausencia de hidrocefalia, estabilidad de la columna vertebral y resistencia muscular del tronco, funcionalidad de los miembros superiores, presencia de contracturas musculares y deformidades óseas en extremidades inferiores, daño cerebral y deterioro del balance corporal (Kottke, 1999; Öunpuu *et al.*, 1996).

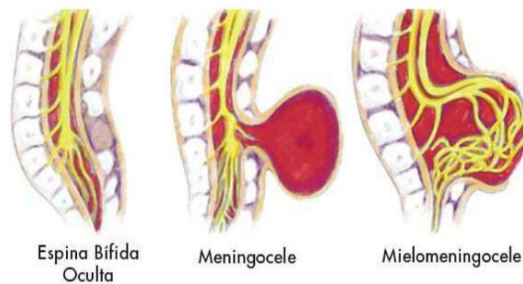


Figura 1.7: Tipos de malformaciones medulares asociadas a la espina bífida

Para simplificar la complejidad del abordaje de la problemática de marcha en paciente MMC, se establecen criterios funcionales de clasificación de MMC según: el nivel de lesión y el último grupo muscular activo; capacidad de ambulación esperada de los pacientes y función muscular o resistencia muscular posible. A partir de estos criterios y según el test de escala muscular manual estándar de 0 a 5 (donde 0= sin actividad; 1= algo de actividad; 2= movimiento posible pero sin capacidad de actuar contra la gravedad; 3= capaz de actuar contra la gravedad; 4= capaz de soportar alguna resistencia; 5= función normal), se define la clasificación expresada en la Tabla 1.1, que divide a los pacientes en grupos de 1 a 5 de acuerdo al nivel de lesión medular (donde 1= lesión de bajo nivel en el sacro (S2); 2= lesión entre S1 y la quinta vértebra lumbar (L5); 3= lesión entre L4 y L3, y los grupos 4 y 5 presentan una lesión medular alta, entre vértebras L1, L2 y torácicas respectivamente) (Bartonek and Saraste, 2001; Hoffer *et al.*, 1973).

Tabla 1.1: Distribución de pacientes MMC según la escala MMT aplicada a los grupos musculares de la pierna.

Grupos	1	2	3	4	5
Flexión rodilla	4	4	4	2-4	2-3
Extensión cadera	4	3-4	3-4	+2-4	0-1
Abducción cadera	4	3-4	3-4	0-2	0-1
Dorsiflexión tobillo	3-4	3-4	0-2	0-1	0
Flexión plantar tobillo	+2-4	0	0	0-1	0

Todos los sujetos tienen grado 4-5 para aductores de cadera, flexores de cadera y extensores de rodilla. * un grado +2 indica un sujeto con grado 2 en el músculo correspondiente a una extremidad y grado 3 en el músculo equivalente de la extremidad contralateral (Bartonek and Saraste, 2001).

De acuerdo a esta clasificación, se observa en particular que los pacientes MMC del grupo 2 presentan parálisis de los flexores plantares del tobillo, en tanto que los del grupo 3 exhiben también debilidad de los dorsiflexores del tobillo. Además, el análisis de las características de marcha de los pacientes MMC (Gutierrez *et al.*, 2003a; 2003b; 2005) permite distinguir alteraciones características en sus patrones cinemáticos (Figura 1.8) y cinéticos (Figura 1.9) respecto a los de sujetos con marcha normal en el plano sagital. Específicamente para pacientes MMC del grupo 2, tal como el caso de la paciente MMC estudiada en este trabajo (cuyos patrones cinemáticos, cinéticos y electromiográficos son descriptos en el capítulo 2), la paresis muscular de los flexores plantares altera el patrón de marcha (Figura 1.8), evidenciándose una flexión plantar prácticamente ausente y una flexión dorsal incrementada durante todo el ciclo de marcha (Gutierrez *et al.*, 2003a).

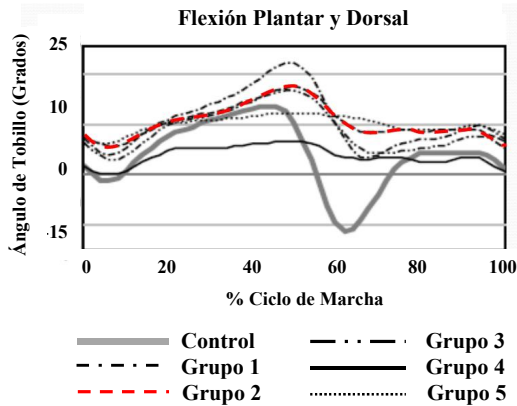


Figura 1.8: Excursión angular del tobillo en el plano sagital para sujeto control y pacientes MMC (Gutierrez *et al.*, 2003a).

Por su parte, el análisis de los patrones cinéticos mostrados en la Figura 1.9 para el plano sagital revela que, si bien a lo largo del ciclo de marcha el momento articular del tobillo (Figura 1.9 izquierda) en pacientes MMC del tipo 2 presenta un valor menor respecto de la normalidad, las diferencias no son importantes. No obstante, la potencia articular (Figura 1.9, derecha), estimada como el producto entre el momento y la velocidad angular del tobillo, sí muestra diferencias significativas respecto de tal potencia en sujetos normales (Gutierrez *et al.*, 2005).

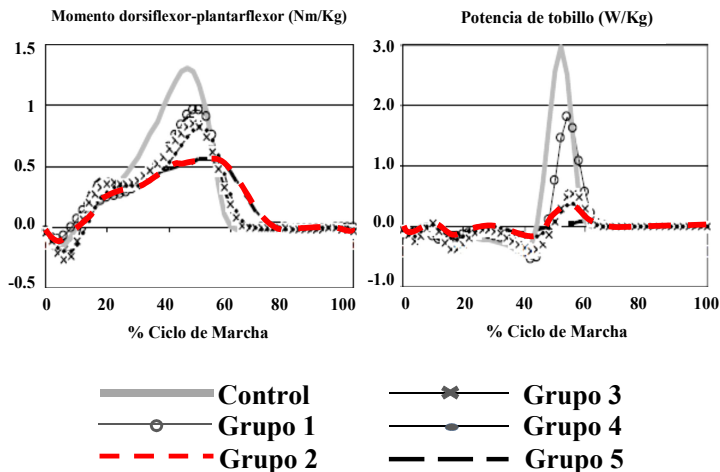


Figura 1.9: Diagrama cinéticos para el tobillo en el plano sagital en sujetos normales y pacientes con MMC de los grupos 1 a 5. Izquierda: momento articular; derecha: potencia articular (Gutierrez *et al.*, 2005).

Es justamente esta deficiencia en la generación de potencia producida por la debilidad muscular de los flexores plantares del tobillo y el uso de órtesis pasivas habitualmente indicadas en estos casos, lo que da lugar al desarrollo de mecanismos compensatorios a los que recurren este grupo de pacientes MMC para lograr la ambulación. Entre estos mecanismos figuran el movimiento exagerado del tronco, el cual experimenta una rotación interna y lateral hacia la pierna ipsilateral, supliendo así el empuje deficiente de la pierna contralateral (Gutierrez *et al.*, 2003b; 2005), además de las alteraciones mencionadas en los patrones cinemáticos y cinéticos anteriormente referidos (Gutierrez *et al.*, 2003a; 2005).

Dadas las limitaciones para caminar de estos pacientes MMC y

considerando que la marcada debilidad que exhiben los flexores plantares los ubica en una fase de transición entre lograr o no la autoambulación, surge la necesidad de contar con órtesis robóticas de entrenamiento que permitan mejorar la funcionalidad de su marcha desde la infancia. Tal entrenamiento evitaría la generación de mecanismos compensatorios que deterioren su actividad motora. Es deseable que tales órtesis no sean sistemas completamente automatizadas, sino capaces de adaptar su funcionamiento a los requerimientos del paciente, propiciando no sólo la neuroplasticidad para la recuperación funcional de su locomoción (Purves *et al.*, 2004; Bayona-Prieto *et al.*, 2009), sino también su participación activa durante el proceso de rehabilitación de marcha (Yang *et al.*, 2005).

1.5 – Conclusiones

El estudio realizado en este capítulo permitió visualizar el rol preponderante que tienen los flexores plantares del tobillo para el adecuado desarrollo de la locomoción, lo cual evidencia la importancia de asistir activamente su función en pacientes con lesión medular causante de parálisis de este grupo muscular, tal como en el caso de pacientes con lesión lumbosacra de MMC. Además, el control deteriorado de la función locomotora del cuerpo humano causado por este tipo de lesión medular se refleja en variaciones cuantificables respecto de la normalidad. Particularmente, el deterioro que provoca esta lesión de MMC tanto para la propulsión del centro de masas corporal durante la fase terminal de estancia, como para el soporte del peso corporal en la fase de apoyo monopodal y el prebalanceo del ciclo de marcha, se evidencia en los

patrones cinemáticos y cinéticos de marcha en estos pacientes. El análisis de estos patrones muestra diferencias características respecto de patrones normales que podrían utilizarse para desarrollar descriptores de marcha MMC con el propósito de controlar una órtesis activa de tobillo-pie, específicamente diseñada para rehabilitar la marcha del tipo de pacientes MMC estudiado, según el grado de asistencia requerido durante su proceso de rehabilitación.

En el próximo capítulo se obtienen a partir del procesamiento de datos de marcha mediante diversas técnicas de procesamiento de señales, este tipo de descriptores que caracterizan el modo de locomoción de la paciente MMC estudiada en este trabajo doctoral.

Capítulo 2

DESCRIPTORES DE MARCHA NEUROPATOLÓGICA

2.1 – Introducción

Considerando no sólo la gran dimensionalidad que exhiben los datos de marcha normal y patológica, sino también su alta variabilidad espacial y temporal, así como las relaciones no lineales entre las variables involucradas, habitualmente se aplican distintas técnicas de procesamiento de datos con el propósito de obtener información significativa, tal como descriptores de marcha patológica que puedan ser luego utilizados con fines diagnósticos y terapéuticos (Chau, 2001a; 2001b). Entre estas técnicas figuran las basadas en la parametrización de señales, utilizadas para extraer características temporales y espaciales de los patrones de marcha, por ejemplo, a través de la umbralización para comparar patrones de marcha normal y patológica a partir de medidas objetivas, expresadas en forma normalizada y adimensional (Elliot, 2013; Hussain *et al.*, 2011).

Por su parte, diferentes técnicas estadísticas pueden emplearse para obtener medidas de variabilidad espacial y temporal de patrones de locomoción (Winter, 1984; Giese and Poggio, 2000; Ilg *et al.*, 2003). Tales medidas son de utilidad para comprender no sólo la manera en que el sistema nervioso del cuerpo humano regula la actividad motora durante la marcha (Winters, 1995; Grasso *et al.*, 2004; Lacquaniti *et al.*, 2002; 2012), sino también para definir

estrategias de control optimizadas, basadas por ejemplo en control adaptable o jerárquico, para exoesqueletos robóticos con el fin de rehabilitar la marcha del paciente tratado (Palmer, 2002; Ivanenko *et al.*, 2002a; 2002b; Stergiou, 2004; Pérez Ibarra *et al.*, 2014).

Teniendo en cuenta estos antecedentes y con el fin de hallar descriptores de marcha neuropatológica proveniente del Mielomeningocele (MMC), en este capítulo se explora la aplicabilidad de distintas técnicas de procesamiento de datos, tales como parametrización de señales (Elliot, 2013; Hussain *et al.*, 2011) y técnicas estadísticas (Winter, 1984; Giese and Poggio, 2000; Ilg *et al.*, 2003). Tal como se mencionó en el capítulo anterior, el MMC es un defecto congénito del cierre del tubo neural que deja expuesta la médula espinal y sus estructuras adyacentes. Mientras más bajo es el nivel de la lesión MMC, mayores posibilidades existen de lograr una marcha independiente, aunque estará condicionada por factores tales como el tono muscular, la presencia o ausencia de hidrocefalia, inestabilidad postural, entre otros (Sharrard, 1964; Stark, 1972; Hoffer *et al.*, 1973; Öunpuu *et al.*, 1996; Bartonek and Saraste, 2001; Gutierrez *et al.*, 2003; 2005).

En este caso, el análisis de marcha MMC efectuado se centró en el estudio de un caso de una paciente con lesión medular lumbosacra de MMC (residente en la provincia de San Juan), cuyos patrones de locomoción fueron obtenidos en el Laboratorio de Marcha de FLENI (Buenos Aires, Argentina) y procesados en base a técnicas de parametrización de señales y técnicas estadísticas. A continuación se exponen detalles de las bases de datos utilizadas en cada caso, las

técnicas de procesamiento empleadas, los algoritmos desarrollados y los resultados obtenidos. Además se realiza una evaluación de los descriptores propuestos y de su posible aplicación para el control de dispositivos robóticos.

2.2 – Bases de datos utilizadas

En esta tesis se emplearon 3 bases de datos (BD) a partir de las cuales se desarrollaron y evaluaron los algoritmos de procesamiento de datos de marcha. La primera BD comprende un registro completo de datos de marcha de un caso normal y de una paciente con MMC (22 años de edad, 1.55 m de estatura y 83 Kg de peso), residente en la provincia de San Juan, identificada a través del Consultorio Interdisciplinario de Mielomeningocele del Hospital Dr. Guillermo Rawson de la misma provincia. Los datos se obtuvieron en el Laboratorio de Marcha de FLENI, previa aprobación del estudio por parte del Comité de Ética de FLENI¹ y la firma del consentimiento informado de la paciente.

Como resultado de la evaluación clínica efectuada por los profesionales de FLENI según los criterios funcionales de clasificación del Test de Escala Muscular Manual Estándar (MMT) – con una escala de 5 puntos, en donde los músculos paréticos tienen valor menor que 4– se determinó que la paciente presenta una lesión lumbosacra incompleta de MMC, que afecta la funcionalidad de la musculatura de los flexores plantares del tobillo (Bartonek and

¹ Proyecto “Control de Exoesqueleto para Rehabilitación de Marcha en Pacientes con Mielomeningocele, basado en Parámetros Cinemáticos y Cinéticos”, Código 21/I1109, Res.N° 18-2014-CS-UNSJ, período 2014-2015.

Saraste, 2001). La paciente exhibió durante su marcha valores MMT de 0 y 3-4 para las piernas derecha e izquierda, evidenciado por una hiperdorsiflexión plantar y apoyo del talón del pie derecho durante toda la fase de apoyo, conocido como pie talo. Según esta evaluación clínica, la paciente pertenece al grupo 2 definido anteriormente por Gutierrez y colaboradores (2003a; 2005) para pacientes con MMC.

Para este estudio de caso se registraron simultáneamente datos cinemáticos, cinéticos y electromiográficos en el plano sagital durante pruebas de locomoción de la paciente, utilizando un sistema de captura de movimiento (Elite 2002, BTS Bioengineering, Italy) con 6 cámaras de video infrarrojas (frecuencia de muestreo: 100Hz), 2 plataformas de fuerza (Kistler 9281E, Kistler Group, Switzerland) y un equipo de electromiografía dinámica superficial (Teleemg, 2000 Hz, BTS Bioengineering, Italy), disponibles en el laboratorio de marcha de FLENI. El registro cinemático se efectuó con 22 marcadores reflectivos ubicados en las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo, y en los centros de masas de cada segmento (muslo, pierna y pie) de ambas extremidades inferiores. La adquisición de datos cinéticos incluyó las tres componentes de la fuerza de reacción del suelo, mientras que las señales electromiográficas se registraron para los gemelos y el tibial anterior de ambas extremidades.

La segunda BD consta de datos cinemáticos y cinéticos de marcha en el plano sagital para la pierna derecha, adquiridos para un sujeto adulto normal (Winter, 2009). Además de los datos registrados en el laboratorio, tal BD contiene datos derivados del análisis computarizado en base a un modelo biomecánico de la

extremidad inferior, así como datos antropométricos del sujeto analizado. Dicha BD es ampliamente utilizada en el ámbito científico como base de datos de referencia para comparación con los resultados del análisis efectuado con otros datos de marcha normal y patológica. Por último, la tercera BD contiene datos de marcha proveniente de la enfermedad de Parkinson y es descripta en detalle en el Apéndice de este trabajo. En las próximas secciones se detallan las técnicas y algoritmos desarrollados para procesar y analizar los datos de marcha de las bases de datos aquí mencionadas.

2.3 – Análisis descriptivo de patrones de marcha normal y MMC

La parametrización de señales permite fragmentar la información contenida en ellas con el fin de facilitar su análisis con técnicas estadísticas clásicas. A través de diversos parámetros obtenidos procesando y analizando la información adquirida en laboratorios de marcha, es posible cuantificar las observaciones visuales realizadas de tal manera de comparar objetivamente patrones de marcha provenientes de sujetos diferentes. En particular, la parametrización del ciclo de marcha consiste en la obtención y evaluación de parámetros generales de la marcha humana, que incluyen características espacio-temporales tales como velocidad, cadencia, distancia de paso, tiempos de apoyo y balanceo, magnitudes, entre otros (Winter, 2009; Giuliani, 1990; Olney *et al.*, 1990; 1994).

En la búsqueda de descriptores que caractericen el comportamiento dinámico de la articulación de tobillo durante la marcha normal y de paciente MMC estudiada, en esta tesis se

aplicaron técnicas tales como umbralización y detección de máximos y mínimos. Como primera aproximación, se determinaron las subfases de la fase de estancia del ciclo de marcha definidas por Palmer (2002). Los parámetros calculados intentan describir las características de marcha del caso de estudio MMC y sus diferencias respecto de la normalidad con el fin de aplicarlos posteriormente para determinar el grado de asistencia que requiere el paciente y por ende, la acción de control que ha de ejercer el actuador de la órtesis robótica de rehabilitación.

2.3.1 – Descriptores temporales y espaciales

El punto de partida para obtener estos descriptores es la definición de Palmer (2002) sobre las subfases consecutivas que conforman la fase de apoyo del ciclo de marcha, descriptas sobre el patrón de excursión angular para la articulación del tobillo, a saber: flexión plantar controlada (PC), dorsiflexión controlada (DC) y flexión plantar actuada (PA). La PC caracteriza la subfase comprendida entre el contacto inicial y la máxima flexión plantar controlada excéntrica por el grupo muscular Tibial Anterior al inicio de la fase de estancia. Por su parte, la DC representa la dorsiflexión subsiguiente controlada en forma excéntrica por el Tríceps Sural, hasta que alcanza su máximo valor. Finalmente, la PA indica la siguiente subfase de contracción concéntrica del Tríceps Sural durante la fase terminal de apoyo, previo al despegue del antepié.

Además, tales subfases coinciden con eventos típicos de la marcha, reflejados en puntos característicos de los patrones cinemáticos y cinéticos del tobillo, tales como el de posición y velocidad angular articular, o el de la componente vertical de la fuerza de reacción del suelo (FRSv) y de la potencia articular (Palmer, 2002). Analizando simultáneamente estos patrones representados en la Figura 2.1 para marcha normal (Winter, 2009) y según la definición de Palmer (2002), se observa que la subfase PC se inicia tras el contacto del talón con el suelo y continúa hasta el apoyo completo del pie, que se corresponde con el primer mínimo local del patrón de posición angular del tobillo. Asimismo, el patrón de potencia articular es negativo durante toda esta subfase, evidenciándose al final de la misma un cruce por cero, que también puede utilizarse para caracterizar el inicio de la subfase DC. Ya identificado el punto de inicio de esta segunda subfase sobre el patrón de potencia articular, ésta continúa siendo negativa hasta que toma un valor positivo coincidente con el máximo sobre la curva de excursión angular. Por último, la subfase PA se describe desde el punto final de la subfase anterior hasta que se produce el despegue de los dedos del pie, que coincide con el inicio de la fase de balanceo.

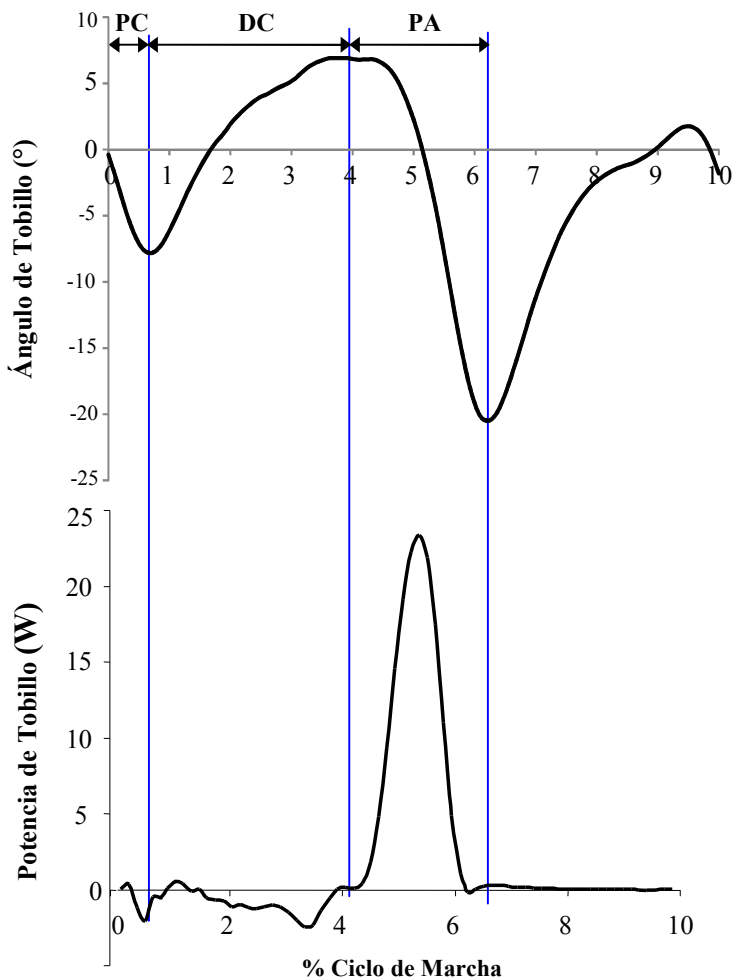


Figura 2.1: Identificación de subfases PC, DC y PA definidas por Palmer (2002) sobre los patrones de excursión angular (superior) y de potencia (inferior) para la articulación del tobillo correspondiente a un sujeto normal (Winter, 2009).

En base a estos conceptos y a partir de los patrones cinemáticos y cinéticos de marcha normal y del caso de estudio MMC, se desarrolló en *Matlab*® un algoritmo de procesamiento a fin de identificar dichas subfases y estimar parámetros adicionales, tales como tiempos de apoyo y de balanceo del ciclo de marcha, valores máximos y mínimos de la excursión angular del tobillo y de la FRSv. Previo a la extracción de parámetros característicos de marcha, se aplicó un filtro pasabajo Butterworth bidireccional con frecuencia de corte de 6Hz (Elliot, 2013; Hussain *et al.*, 2011). Un esquema general del algoritmo de procesamiento desarrollado para obtener todos estos descriptores espaciales y temporales se muestra en la Figura 2.2.

En particular, se estimaron los tiempos de apoyo y de balanceo identificando cada fase de marcha mediante umbralización sobre la señal correspondiente a la FRSv para la extremidad derecha. Estas fases se definieron a partir del instante en el que la magnitud de esta señal supera y cae por debajo de los 6 N, respectivamente. El valor umbral adoptado se corresponde con datos provenientes de trabajos previamente realizados para el registro de la FRSv: 2 N para plantillas instrumentadas y 6 a 10 N para plataformas de fuerza (Blaya, 2003).

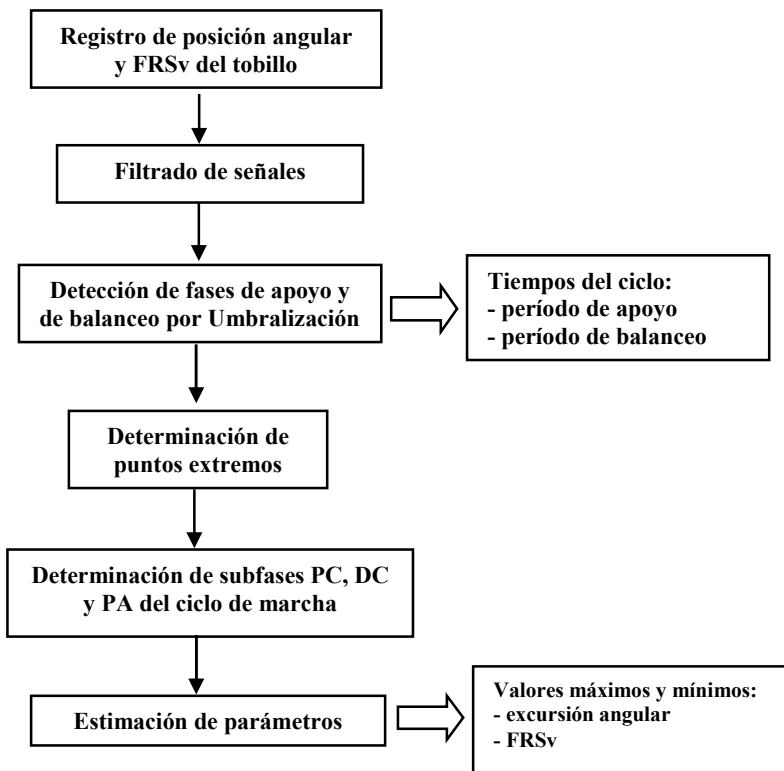


Figura 2.2: Diagrama de bloques del algoritmo implementado para extraer características de los patrones de marcha.

Por su parte, para determinar las subfases descritas por Palmer (2002) se consideraron los puntos extremos de la curva del patrón de excursión angular del tobillo para marcha normal (Sánchez Lacuesta *et al.*, 1999; Winter, 2009). Por definición, los extremos de una señal son puntos en el dominio de la función en donde toma valores máximos o mínimos, ya sea en un entorno o en todo el dominio, conocidos respectivamente como extremos locales y globales

(González Cabrera, 2003). Aplicando este concepto se desarrolló un algoritmo para localizar máximos y mínimos globales en dicho patrón e identificar las subfases PC, DC y PA conjuntamente con la evaluación de umbrales en el patrón de FRSv, tal como se observa en la Figura 2.3.

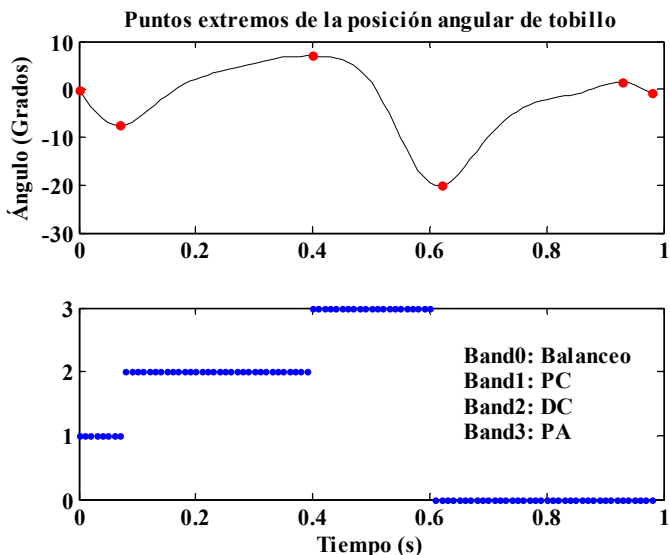


Figura 2.3: Detección de subfases y puntos extremos en el patrón de excursión angular del tobillo durante marcha normal.

Además, para evaluar los patrones de marcha de la paciente MMC estudiada se aplicó un procedimiento similar al anterior. Previamente se utilizó el software libre para simulación y análisis de movimiento denominado *Mokka*® para pre-procesar el paquete de datos de marcha de la paciente MMC obtenido en FLENI. Tal software permite visualizar en 2 y 3 dimensiones las trayectorias de

los marcadores, ubicación de las plataformas de fuerza y movimiento de los segmentos corporales, así como las excursiones angulares articulares y las fuerzas, momentos y potencias articulares generados en cada ensayo de marcha. En la Figura 2.4 se observan los resultados de identificación de las dos fases principales del ciclo de marcha de la paciente MMC.

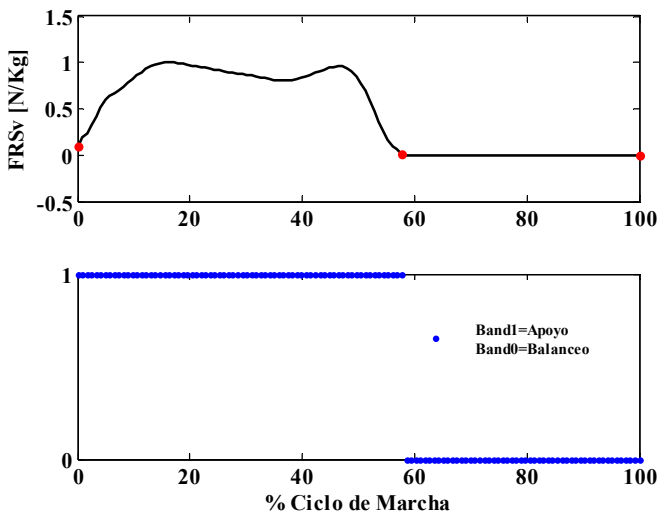


Figura 2.4: Patrón de FRSv registrado y fases de marcha (apoyo y balanceo) identificadas para el caso MMC.

Luego de calcular los parámetros temporales de marcha MMC, se evaluaron las señales EMG (registradas para los dorsiflexores y flexores plantares del tobillo, equivalentes al Tibial Anterior y Gemelos o Tríceps Sural) a fin de cuantificar la funcionalidad de este último grupo muscular a lo largo del ciclo de marcha de la paciente

(Figura 2.5). Considerando que la contracción concéntrica normal del Tríceps Sural –como principal fuente generadora de potencia muscular para soportar el peso corporal y propulsarlo hacia adelante en la fase terminal de apoyo (40-50%) del ciclo de marcha (Winter, 2009)– se evidencia sobre el registro EMG en una marcada actividad para esta fase, puede concluirse al analizar la Figura 2.5 que la paciente MMC efectivamente exhibe paresis de los flexores plantares del tobillo derecho, corroborando así la evaluación clínica efectuada por los profesionales de FLENI según la escala MMT y la clasificación previamente mencionada (Gutierrez *et al.*, 2003a; 2005). Así, para reducir la complejidad del problema, se analizaron sólo los patrones de marcha para la pierna derecha de la paciente MMC.

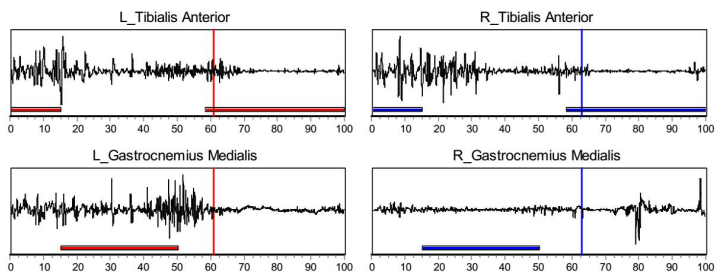


Figura 2.5: Registro de electromiografía dinámica del Tibial Anterior y Gemelos para las piernas izquierda (gráficas superior e inferior izquierdas) y derecha (gráficas superior e inferior derechas), representado en función del ciclo de marcha para la paciente MMC. Las barras coloreadas indican las respectivas fases de apoyo para cada registro y extremidad.

Además, al observar en la Figura 2.6 el patrón de excursión angular del tobillo para la marcha MMC (en donde la curva en línea

de puntos representa el patrón normal y las curvas en línea continua corresponden a tres ensayos de la paciente MMC), se evidencia una hiperdorsiflexión (curvas por encima de cero, desplazadas hacia arriba respecto de la normalidad). Según lo definido por Palmer (2002), este comportamiento se traduce en una falta de flexión plantar actuada (PA) al final de la fase de apoyo de la marcha. A partir de este análisis de los patrones de marcha MMC y con el fin de hallar descriptores equivalentes a los obtenidos para marcha normal, se realizó una adaptación del algoritmo previamente desarrollado. De esta forma, se obtuvieron para el caso MMC puntos máximos y mínimos distintos a los del caso normal, no sólo en términos de magnitud, sino también en ocurrencia temporal.

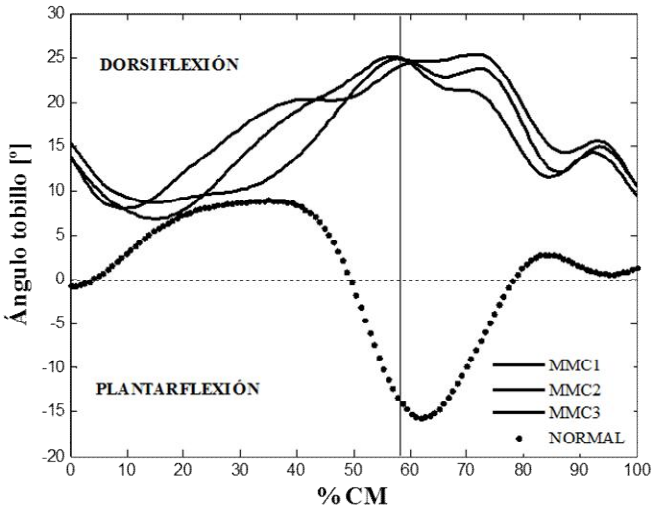


Figura 2.6: Comparación respecto de la normalidad del patrón de excursión angular del tobillo registrado para la paciente MMC estudiada. Línea continua: pierna derecha MMC. Línea de puntos caso normal.

Por su parte, en la Tabla 2.1 se presentan los descriptores espaciales y temporales para marcha MMC y su comparación con los valores correspondientes a marcha normal, obtenidos como resultado del análisis de las señales cinemática de excursión angular de tobillo y cinéticas de FRSv y potencia articular (Lescano and Rodrigo, 2016b). Este análisis descriptivo fue complementado con un análisis estadístico a través de la prueba de Kolmogorov-Smirnov para comparar las muestras de datos cinemáticos (excursión angular) y cinéticos (momento y potencia) para los casos de marcha normal y MMC (Box *et al.*, 2008). Esta prueba plantea como hipótesis que las muestras comparadas provienen de la misma población y calcula la máxima distancia entre las distribuciones empíricas de acuerdo con la expresión:

$$D_n = \max_x |F_1(x) - F_2(x)| \quad (2.1)$$

Los resultados de la comparación de las curvas de excursión angular y de potencia del tobillo para los casos normal y MMC analizados arrojaron valores $p < 0.05$, rechazando la hipótesis nula de igualdad de distribuciones. Por tanto, se obtuvieron diferencias significativas entre ambos casos, con un nivel de confianza del 95%.

Tabla 2.1: Valores de los descriptores temporales y espaciales para los casos de marcha normal y MMC considerados.

Parámetro	Marcha normal	Marcha MMC
Tiempo de apoyo [seg](%CM)	0.6 (61,22)	0.7 (56.91)
Tiempo de oscilación [seg] (%CM)	0.38 (38,77)	0.53 (43)
Tiempo de ciclo [seg]	0.98	1.23
Máximo posición angular [°]	6.94 (en apoyo)	25.41(balanceo)
Mínimo posición angular [°]	-20,17(en oscilación)	8.03 (en apoyo)
Rango de movimiento del tobillo [°]	27,11	17.38
Máxima Potencia articular [W/kg]	4.1285 (previo balanceo)	0.2(apoyo medial)

Por último, el análisis del patrón de potencia articular del tobillo (calculada como el producto del momento articular y la velocidad angular) durante la marcha también proporcionó información útil para diferenciar la marcha MMC respecto de la normalidad. En efecto, en la Figura 2.7 se representa el patrón de potencia articular normal y el de la paciente MMC estudiada para un ciclo de marcha, en donde se evidencian las diferencias significativas encontradas entre ambas curvas, particularmente para el valor máximo alcanzado y su instante de ocurrencia. En el caso de la condición de marcha normal, el patrón característico de potencia exhibe inicialmente una fase de absorción de energía (curva de potencia negativa), que refleja de acuerdo con lo expresado por Palmer (2002) una flexión plantar controlada (PC) excéntrica por el grupo muscular Tibial Anterior, seguida de una dorsiflexión controlada (DC) en forma excéntrica por el Triceps Sural.

Posteriormente la curva se torna positiva entre el 40 y el 60% del ciclo de marcha, dando comienzo a una fase de generación de potencia de magnitud significativa (PA) por efecto de la contracción concéntrica del Tríceps Sural (Sánchez Lacuesta *et al.*, 1999). En contraste, para el caso MMC se visualiza una clara alteración del patrón de potencia articular respecto de la normalidad, con una fase de generación de potencia prácticamente nula, a excepción de un pequeño pico de potencia entre el 10 y 20 % del ciclo de marcha. Sin embargo, a partir de este patrón MMC no es posible distinguir las subfases PC, DC y PA propuestas por Palmer (2002), razón por la que se exploró la obtención de otro tipo de descriptores característicos de marcha MMC, que puedan ser luego utilizados con el fin de controlar la AAFO de rehabilitación de marcha propuesta en este trabajo.

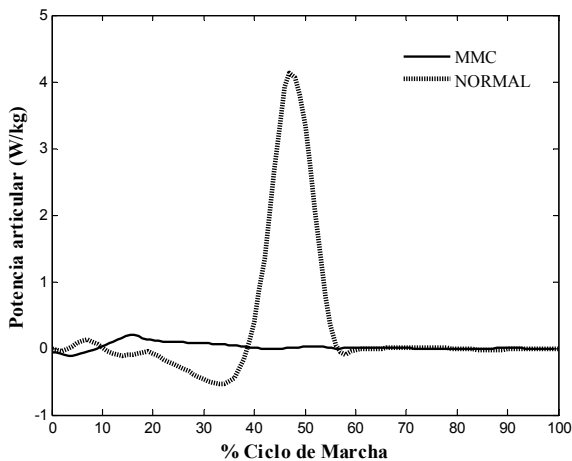


Figura 2.7: Comparación de la potencia articular del tobillo de paciente MMC respecto del normal (Winter, 2009).

2.3.2 – Descriptores de la impedancia articular

Dada la dificultad encontrada para distinguir entre las subfases PC, DC y PA a partir de los puntos extremos de los patrones cinemáticos y cinéticos del tobillo para el caso de marcha MMC analizado, el paso siguiente fue analizar el comportamiento articular durante estas subfases a través de la relación entre el torque y la excursión angular articular. Esta relación describe la impedancia articular y es ampliamente estudiada para diseñar esquemas de control de impedancia (Hogan, 1984) para exoesqueletos robóticos de rehabilitación (Riener *et al.*, 2005; 2010). El trabajo de Palmer (2002) indica que para el caso normal, tal relación puede caracterizarse durante las subfases PC, DC y PA con un resorte torsional lineal, no lineal con amortiguador y un elemento activo, respectivamente. Además, en base a la aplicación del método de mínimos cuadrados, se han propuesto modelos aproximados del comportamiento del tobillo durante la marcha, que representan cada rango de su funcionalidad mediante una relación lineal entre el torque y la excursión angular (Moreno, 2006).

Para explorar la aplicabilidad de este concepto al caso de marcha MMC estudiado, se analizó esta relación obteniendo la curva de fase entre dichas señales (representada en la Figura 2.8), y se calculó el valor máximo del módulo del vector de posición de fase y su orientación (Stergiou, 2004). En la Figura 2.8 se aprecian importantes diferencias (cuyos valores se visualizan en la Tabla 2.2) entre el patrón de marcha normal y de la paciente MMC, tanto en módulo como en orientación de dicho vector (Lescano and Rodrigo,

2016b). Estas diferencias se contrastaron con una prueba W de Mann-Whitney para comparar las medianas entre las muestras (Box *et al.*, 2008). Tal prueba se construye combinando las muestras, ordenando los datos de mayor a menor y comparando los rangos promedio de los datos combinados. Los resultados mostraron diferencias entre medianas estadísticamente significativas, con un nivel de confianza del 95% y con un valor de $p = 0.0001920047$ (<0.05).

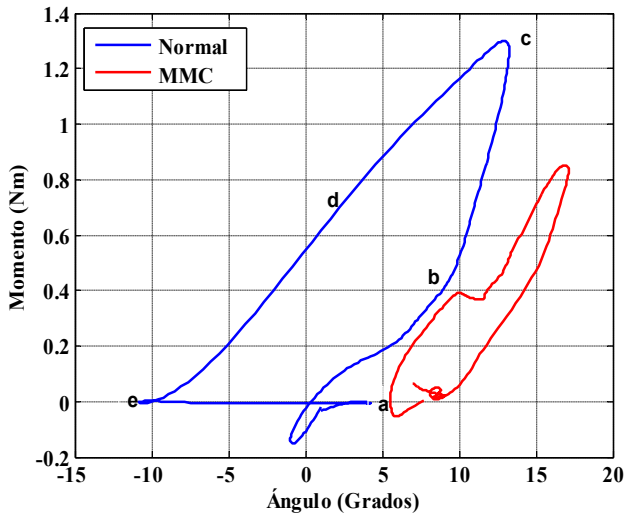


Figura 2.8: Relación torque – excursión angular del tobillo obtenida para los casos de marcha normal y MMC: **a** Contacto talón (Flexión plantar controlada); **b** Dorsiflexión plantar controlada; **c** Momento máximo; **d** Flexión plantar actuada; **e** Final apoyo; **f** Balanceo.

Tabla 2.2: Valores de los descriptores de impedancia articular para los casos de marcha normal y MMC considerados.

Parámetro	Marcha normal	Marcha MMC
Max módulo relación torque-ángulo	89.9282	28.5948
Orientación módulo relación torque-ángulo[°]	86.94	14.87

A continuación se explora el desarrollo de otro tipo de descriptores de marcha MMC.

2.3.3 – Descriptores de la propulsión del centro de masas corporal

Tal como se mencionó, la propulsión hacia adelante del centro de masas corporal durante la fase terminal de estancia del ciclo de marcha constituye un evento clave para lograr la autoambulación (Neptune *et al.*, 2001; Winter, 2009; Giddings *et al.*, 2000). Se conoce que en condiciones normales tal evento se manifiesta a través de una apropiada componente horizontal de la fuerza de reacción del suelo (FRSh) y de su impulso, descrito por el área bajo la curva de la FRSh (Peterson *et al.*, 2010). Además, el desarrollo eficiente de este impulso propulsivo depende de una adecuada fuerza muscular generada por los flexores plantares del tobillo (Neptune *et al.*, 2001). Por tanto, factores tales como la inhabilidad para reclutar estos músculos por efecto de parálisis muscular, una actividad incrementada de músculos antagonistas (dorsiflexores), o bien mecanismos vinculados a la longitud de paso del sujeto, podrían afectar significativamente la propulsión (Peterson *et al.*, 2010).

En base a estos conceptos y a los resultados obtenidos en marcha hemiparética (Peterson *et al.*, 2010; Balasubramanian *et al.*, 2007), en este trabajo de tesis se analizaron los patrones cinemáticos y cinéticos de marcha del caso de estudio de la paciente MMC con el fin de obtener un nuevo indicador que caracterice este evento de marcha. Para esto se desarrolló un nuevo algoritmo de procesamiento para calcular parámetros tales como el ángulo de la pierna y el impulso anteroposterior para los casos de marcha normal y MMC. Previo a la obtención de estos parámetros, las señales cinéticas fueron filtradas con un Butherworth de cuarto orden con frecuencia de corte de 20Hz (Elliot, 2013; Hussain *et al.*, 2011) y luego normalizadas según el peso del sujeto analizado. El ángulo de la pierna se calculó como el ángulo definido entre una línea vertical de referencia y una línea imaginaria establecida entre el centro de masas de la pelvis (CoM_{pelvis}) y el centro de masas del pie (CoM_{pie}), a saber:

$$\text{Ángulo pierna} = \tan^{-1}((CoMx_{pelvis} - CoMx_{pie}) / (CoMy_{pelvis} - CoMy_{pie})) * \frac{180}{\pi} \quad (2.2)$$

que toma valores positivos cuando el pie está en una posición posterior a la pelvis (Peterson *et al.*, 2010).

Para calcular el CoM_{pelvis} se utilizaron las componentes x, y, z de las trayectorias de los marcadores ubicados a nivel del sacro y del asis de la cadera, calculando luego el punto medio entre dichas componentes. Luego se aplicaron técnicas de corrección para ajustar la posición del centro de masas de la pelvis respecto de la del trocánter mayor del fémur, de forma tal que esta distancia

permanezca constante durante todo el ciclo de marcha, una condición denominada consistencia cinemática (Ambrósio and KecsKeméthy, 2007). Un procedimiento similar se aplicó para determinar el CoM_{pie} , cuyo punto medio fue calculado a partir de las trayectorias de los marcadores del talón y el quinto metatarso. Por su parte, la posición del centro de masas del pie fue ajustada manteniendo la distancia entre el punto medio del pie y las coordenadas correspondientes al maléolo o tobillo (Peterson *et al.*, 2010). En la Figura 2.9 se visualiza la variación del ángulo de la pierna durante el ciclo de marcha en el caso normal y MMC, estimada según este procedimiento.

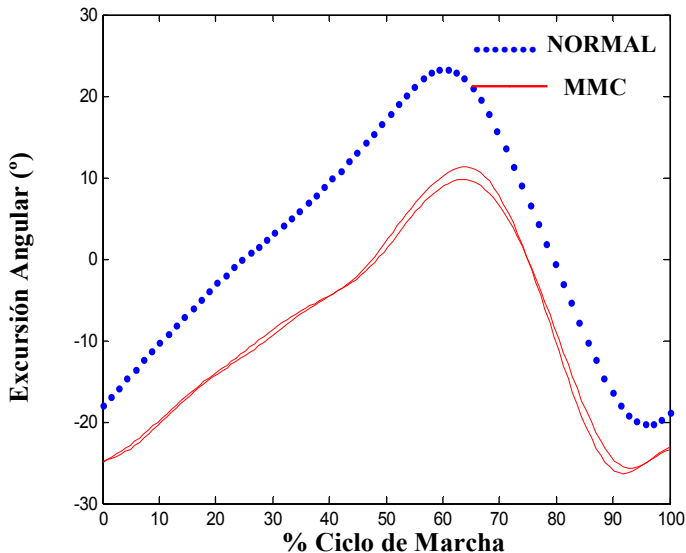


Figura 2.9: Excursión angular de la pierna para los casos de marcha normal y de MMC.

De acuerdo con las investigaciones realizadas en sujetos con marcha normal y hemiparética posterior a accidente cerebrovascular (Peterson *et al.*, 2010; Balasubramanian *et al.*, 2007), la extensión de la pierna (ángulo positivo) se relaciona positivamente con el impulso anteroposterior y por lo tanto, constituye un predictor del mismo. Teniendo en cuenta que los resultados logrados para la marcha MMC muestran un menor valor del ángulo de extensión de la pierna respecto de la normalidad, esto permite inferir que una terapia de rehabilitación que asista a los músculos extensores de la pierna de la paciente MMC estudiada, tales como los flexores plantares del tobillo, podría contribuir a la generación de una adecuada propulsión.

Finalmente, a partir de la representación en la Figura 2.10 de las curvas de la FRSh obtenidas para el caso normal y para la paciente MMC, puede observarse la forma característica para la marcha normal, con un primer pico negativo que corresponde a la etapa de frenado de la masa corporal durante la primera parte de la fase de apoyo del ciclo de marcha, seguido de un cruce por cero y de una etapa positiva que da inicio a la etapa de propulsión en la fase terminal del apoyo. A su vez, esta última etapa se relaciona con el impulso propulsivo anteroposterior, que puede aproximarse calculando la integral de la FRSh mediante el método rectangular (Peterson *et al.*, 2010). En contraste con el caso normal, para la marcha MMC se visualiza en la Figura 2.10 que la fuerza propulsiva disminuye a la mitad durante la fase terminal de apoyo de la marcha. Por su parte, en la Tabla 2.3 se presentan los valores calculados para

el impulso y los valores máximos del ángulo de la pierna, obtenidos para el caso normal y MMC (Lescano and Rodrigo, 2016b).

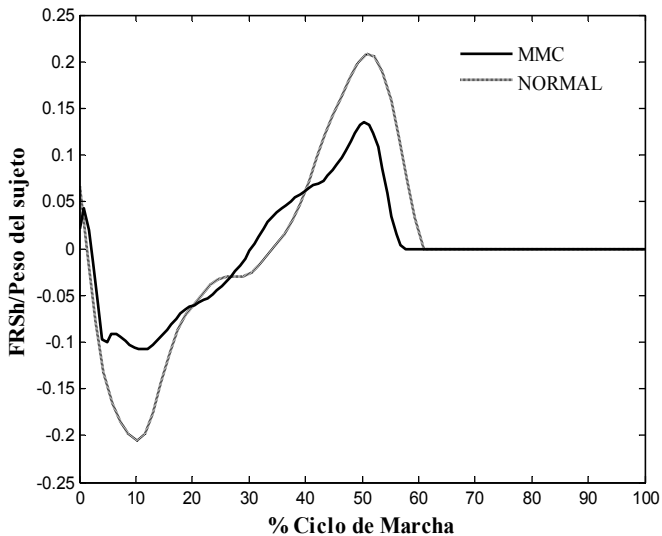


Figura 2.10: Componente horizontal de la fuerza de reacción del suelo para los casos normal y MMC obtenidas a partir del registro de datos realizado en el Laboratorio de Marcha de FLENI.

Tabla 2.3: Valores obtenidos para el ángulo de la pierna y el impulso propulsivo durante la fase final del ciclo de marcha, para los casos normal y MMC.

Parámetro	Marcha Normal	Marcha MMC
Ángulo máximo de extensión de la pierna [°]	25	10
Impulso propulsivo [N seg]	2.04	2.37

A continuación se aplican técnicas estadísticas para determinar descriptores de la variabilidad temporal y espacial de los patrones de marcha normal y MMC considerados.

2.4 – Análisis de variabilidad mediante técnicas estadísticas

El análisis de variabilidad de la marcha humana, la fluctuación paso a paso habitualmente observada mientras se camina, ofrece una forma complementaria de cuantificar el modo de ambulación de una persona, sus cambios con la edad y las patologías, así como los efectos de terapias de rehabilitación (Hausdoff, 2005). Se conoce que esta variabilidad intrínseca del cuerpo humano durante su actividad locomotora es el resultado de la compleja interacción que tiene lugar entre las estructuras y funciones del sistema neuro-músculo-esquelético y de éstas con el medioambiente circundante (Stergiou, 2004).

No obstante, se postula que con el propósito de reducir esta complejidad, el sistema nervioso central (CNS) controla y coordina esta actividad locomotora a partir de la denominada sinergia motora, definida como una organización de variables elementales del SNC con el fin de estabilizar una variable de desempeño de una tarea específica, tal como es el camino que describe el pie (footpath) durante la marcha (Latash, 2006). Expresado en otros términos, el footpath es una variable de desempeño global que es estabilizada por el SNC a partir de los múltiples grados de libertad que exhiben los músculos y articulaciones que intervienen para el desarrollo de la ambulación (Ivanenko *et al.*, 2002a; Latash, 2006).

Además, el concepto de sinergia motora concuerda con la hipótesis del control jerárquico que ejerce el SNC para regular la ambulación, basado en un esquema de control de tres niveles (Lacquaniti, 2002; Poppele and Bosco, 2003). El *nivel superior* se vincula con parámetros de menor variabilidad, tal como la trayectoria del pie (footpath) durante la marcha, que muestra una alta regularidad frente a cambios de la carga corporal y de la velocidad de locomoción (Winter, 1990; Ivanenko *et al.*, 2002a, 2002b). En el *nivel intermedio* los ángulos de elevación que describen los 3 segmentos de la extremidad inferior durante la marcha exhiben una covariación dependiente de la carga corporal y velocidad de marcha (Bianchi *et al.*, 1998; Grasso *et al.*, 2004). Finalmente, en el *nivel inferior* los patrones de actividad muscular varían con los cambios de carga y de velocidad, adaptándose a los requerimientos biomecánicos según las condiciones de marcha (Ivanenko *et al.*, 2002a).

De acuerdo con estos conceptos y considerando la variabilidad espacial y temporal típicamente observada en los patrones cinemáticos y cinéticos de marcha MMC respecto de la normalidad (Winter, 2009; Gutierrez *et al.*, 2003a; 2003b; 2005), en este trabajo se analizó el comportamiento del footpath para el caso de estudio de marcha de la paciente MMC considerada. El propósito de este análisis es explorar la aplicabilidad de esta variable de desempeño global como variable de control de una AAFO orientada a propiciar la recuperación funcional de marcha durante el entrenamiento robotizado de la paciente MMC estudiada.

Como ejemplo de la aplicabilidad de esta variable para el control de órtesis robóticas de rehabilitación de marcha en pacientes con neuropatologías, se ha señalado que el aumento de la variabilidad paso a paso que exhiben los pacientes con lesión medular se relacionaría con una mayor variabilidad del footpath durante la marcha (Ivanenko *et al.*, 2003). Así también, los resultados del entrenamiento de estos pacientes sobre cinta caminadora con soporte parcial del peso corporal, indican que ellos aprendieron a producir trayectorias footpath similares a las de sujetos sanos, pese a registrar patrones de ángulos entre segmentos de la pierna y de actividad muscular diferentes de los patrones observados en sujetos control (Ivanenko *et al.*, 2003; Grasso *et al.*, 2004).

En base a estos antecedentes, inicialmente se calcularon las trayectorias del footpath para los casos de marcha normal y de paciente MMC, visualizadas en la Figura 2.11.

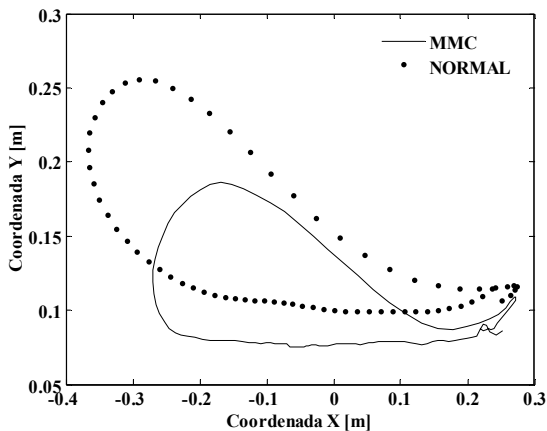


Figura 2.11: Trayectoria del pie para condición de marcha normal y MMC (Lescano and Rodrigo, 2016a).

Posteriormente se determinó la excursión angular de los segmentos pie (arriba), muslo (medio) y pierna (abajo) de la extremidad derecha durante el ciclo de marcha normal y MMC (Figura 2.12), así como el lazo de covariación que describen los ángulos de estos tres segmentos, también para estos dos casos (Figura 2.13). En ambas figuras se observan diferencias respecto de la normalidad, principalmente para el segmento pie, lo cual podría vincularse con la debilidad de los flexores plantares del tobillo derecho que exhibe la paciente MMC.

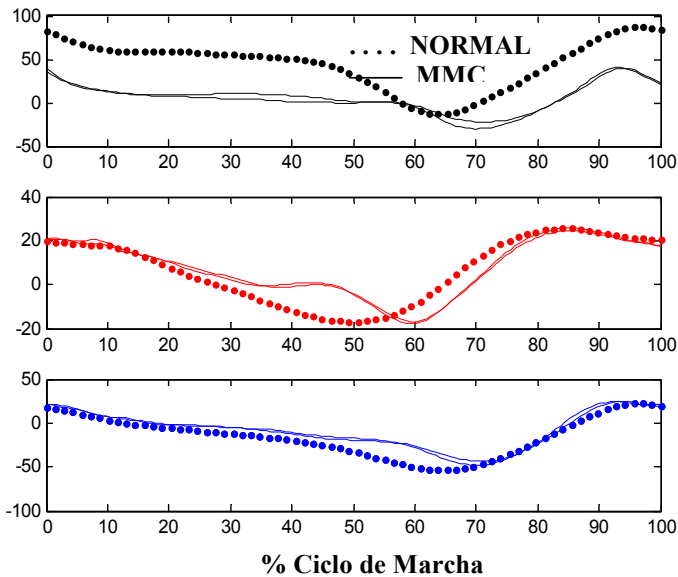


Figura 2.12: Ángulo de los segmentos pie (arriba), muslo (medio) y pierna (abajo) obtenido para el caso normal (línea de puntos) y el de paciente MMC estudiado (línea continua).

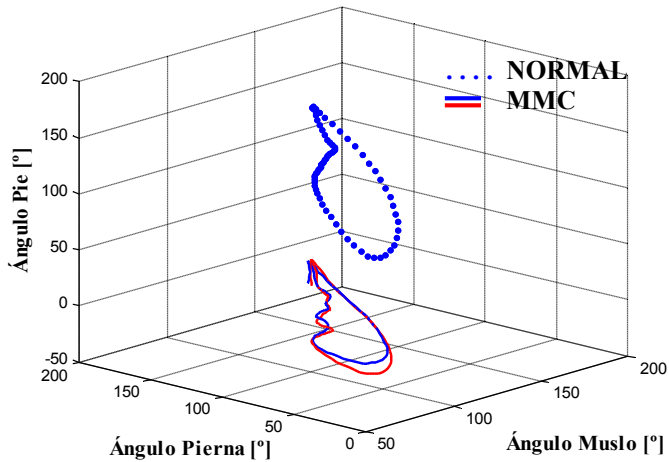


Figura 2.13: Lazo de covariación de los ángulos de los segmentos de la pierna durante marcha normal y MMC.

A partir de estos resultados, se efectuó luego el análisis del comportamiento del footpath durante la marcha utilizando las trayectorias horizontal y vertical del maléolo derecho en el plano sagital. Para esto se aplicaron métodos estándar y no tradicionales para caracterizar la intra-variabilidad temporal y espacial del footpath a lo largo del ciclo de marcha en el caso normal y de paciente MMC estudiada, descriptos a continuación.

2.4.1 – Descriptores de variabilidad temporal mediante el método estándar

El método estándar permite calcular la variabilidad temporal punto a punto a lo largo de la trayectoria. Para esto se promedian los vectores de datos de las trayectorias horizontales (x) y verticales (y) del marcador situado a nivel del maléolo (footpath). En el caso

MMC se emplearon vectores provenientes de 3 ensayos de marcha independientes registrados para la paciente MMC durante las pruebas de locomoción en el Laboratorio de marcha de FLENI, los que posteriormente fueron normalizados empleando un re-escalamiento lineal del eje temporal con el fin de igualar la duración de cada ciclo de marcha (Ilg *et al.*, 2003).

Una curva promedio para las trayectorias vertical y horizontal se obtuvo mediante las siguientes expresiones:

$$\bar{x}(t) = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K x_k(t) \quad \bar{y}(t) = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K y_k(t) \quad (2.3)$$

donde K representa la cantidad de ensayos evaluados.

En base a estas curvas de referencia promedio, se determinó luego la variabilidad punto a punto calculando la desviación estándar (norma 2) para cada muestra según:

$$\text{var } x(t) = \frac{1}{K-1} \sum_{i=1}^K (x_i(t) - \bar{x}(t))^2 \quad \text{var } y(t) = \frac{1}{K-1} \sum_{i=1}^K (y_i(t) - \bar{y}(t))^2 \quad (2.4)$$

Los resultados logrados, visualizados en la Figura 2.14, indicaron por un lado, que ambas trayectorias exhiben mayor variabilidad temporal en la fase de oscilación del ciclo de marcha y por otro, que la componente horizontal muestra mayor variabilidad respecto de la vertical.

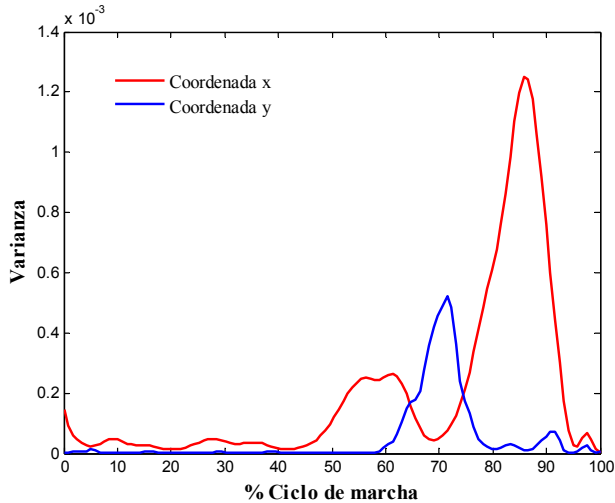


Figura 2.14: Variabilidad de las coordenadas x e y del footpath para los casos de marcha normal y MMC.

Además, para sustentar el análisis cualitativo se comparó con la prueba de Mann-Whitney de medianas, una medida de tendencia central de los datos de varianza de las componentes x e y (Box *et al.*, 2008). Los resultados mostraron diferencias significativas de la marcha MMC ($p < 0.05$) respecto de la normalidad, lo que permite concluir que la variabilidad de la coordenada x del footpath es mayor que la de la y durante la fase de balanceo.

2.4.2 – Descriptores de variabilidad temporal y espacial

Para obtener los descriptores se usó el método de Giese y Poggio (2000) para movimientos multiarticulares. En cada ensayo de marcha y para distintos puntos se calcularon diferencias temporales y espaciales de las componentes horizontal y vertical del footpath

respecto de las curvas promedio, seleccionado los puntos según su correspondencia temporal y espacial (tal como en el caso de mínimos y máximos) y el instante de ocurrencia de eventos típicos de marcha (contacto inicial y final del talón y despegue del antepié). Para la componente horizontal se evaluó el contacto inicial y final del talón, despegue del antepié y máximo y mínimo principal (Figura 2.15); para la vertical, el contacto inicial, despegue del antepié y tres máximos principales (Figura 2.16).

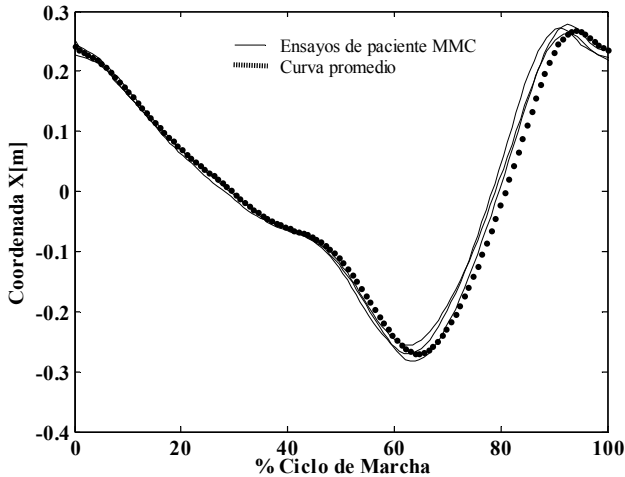


Figura 2.15: Coordenada horizontal del footpath.

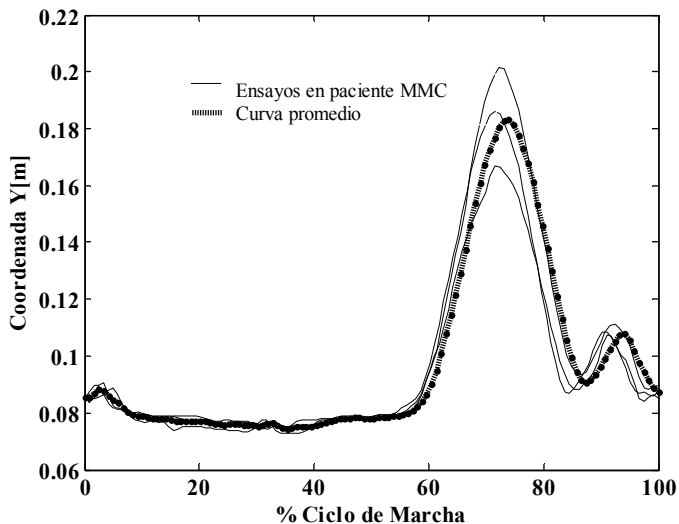


Figura 2.16: Coordenada vertical del footpath.

En cada uno de los puntos mencionados, se establecieron las diferencias temporales (τ) y espaciales (ξ) del footpath. Luego, a partir de los desplazamientos hallados se calculó la medida de variabilidad propuesta por Giese y Poggio (2000), que considera la variabilidad a partir de la norma 1, para lo cual se sumaron los valores absolutos obtenidos y se dividieron en la cantidad de ensayos según las expresiones (2.5):

$$\text{var}_{\xi} = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K \sum_{j=1}^n |\xi_{kj}| \quad \text{var}_{\tau} = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K \sum_{j=1}^n |\tau_{kj}| \quad (2.5)$$

Aplicando estas expresiones, se obtuvieron los resultados que se presentan en la Tabla 2.4.

Tabla 2.4: Variabilidad temporal y espacial del camino del pie

	Variabilidad espacial	Variabilidad temporal
Trayectoria x	0.0503	0.0617
Trayectoria y	0.0245	0.0403

Posteriormente, estos valores fueron contrastados efectuando una prueba de comparación de varianzas (Prueba F), que muestra diferencias significativas entre la variabilidad temporal y espacial (tanto en x como en y), siendo para ambas componentes mayor la variabilidad temporal, con $p < 0.05$ (Box *et al.*, 2008). En las Tablas 2.5 y 2.6 se presentan los resultados del análisis estadístico realizado.

Tabla 2.5: Comparación de desviación estándar para la coordenada x.

Trayectoria X	Desplazamiento espacial	Desplazamiento temporal
Desviación estándar	0,0115513	0,0184773
Varianza	0,000133434	0,00034141

Relación de Varianza= 0,390831

Prueba-F:

Hipótesis Nula: $\sigma_1 = \sigma_2$ Hipótesis Alternativa.: $\sigma_1 < \sigma_2$

F = 0,390831 **valor-P = 0,0448656**

Se rechaza la hipótesis nula para alfa = 0,05

Tabla 2.6: Comparación de desviación estándar para la coordenada y.

Trayectoria Y	Desplazamiento espacial	Desplazamiento temporal
Desviación estándar	0,00792236	0,0141381
Varianza	0,0000627638	0,000199886

Razón de Varianza= 0,313998

Prueba-F:

Hipótesis Nula: $\sigma_1 = \sigma_2$ Hipótesis Alternativa.: $\sigma_1 < \sigma_2$

F = 0,313998 valor-P = 0,019021

Se rechaza la hipótesis nula para alfa = 0,05.

2.5 – Conclusiones

El objetivo de este capítulo fue obtener descriptores de marcha neuropatológica proveniente de pacientes con Mielomeningocele (MMC) a partir del empleo de distintas técnicas de procesamiento de datos a patrones de marcha normal y de un caso de estudio de paciente con lesión lumbosacra de MMC. El propósito final de esta determinación es estimar el nivel de asistencia que ha de proveer una órtesis robótica de rehabilitación para recuperar funcionalmente la marcha en la paciente MMC y que se prevé explorar a futuro a partir de la generación de algoritmos de control jerárquico para la AAFO.

Particularmente para el caso de estudio de paciente MMC, en esta tesis se desarrollaron distintos algoritmos para extraer parámetros que describen su modo de ambulación. Entre estos parámetros figuran los máximos y mínimos de la excursión angular del tobillo y de la FRS, la relación torque-posición angular articular, potencia articular y grado de propulsión logrado en la fase terminal de apoyo del ciclo de marcha, así como la variabilidad espacial y temporal del footpath y la coordinación entre los segmentos de la extremidad inferior derecha (Lescano and Rodrigo, 2016a). El análisis de tales parámetros permitió determinar las fortalezas y debilidades de la paciente para recuperar su marcha, ya que, si bien es capaz de caminar sin ayudas técnicas manteniendo la postura de bipedestación, la marcada paresis de los flexores plantares del tobillo derecho –evidenciada en la alteración de sus patrones cinemático y cinético respecto de la normalidad– afecta principalmente la

propulsión y el sostenimiento del peso corporal en la fase terminal de apoyo de la marcha.

Específicamente, se encontraron cambios en los siguientes parámetros calculados: rango de posición angular, ángulo de extensión de la pierna, potencia articular, relación torque-ángulo y ángulo del segmento pie. Por su parte, el footpath mostró una trayectoria de forma semejante a la normal, aunque variable tanto espacial como temporalmente en las direcciones antero-posterior y vertical. Considerando estos resultados, se plantea como desafío desarrollar una órtesis robótica de rehabilitación, que asista activamente la función de los flexores plantares del tobillo durante la fase terminal de estancia de marcha, cuyo objetivo sea no sólo fortalecer la musculatura parética, sino también evitar la generación de mecanismos compensatorios que afecten la eficiencia de la marcha. En tal dispositivo, el empleo de actuadores biomiméticos y la definición de protocolos de entrenamiento de marcha específicos para pacientes con lesión lumbosacra de MMC, propiciaría la recuperación funcional de su locomoción.

Para lograr un entrenamiento de marcha efectivo para la paciente MMC y de acuerdo con lo planteado por Yang y colaboradores (2005) respecto de un esquema de control jerárquico para el comando del prototipo de AAFO, una posible estrategia de control de bajo nivel a emplear, ha de basarse en la cinemática del tobillo, evaluando luego los parámetros calculados a partir de esta cinemática para ajustar la fuerza externa aplicada por el actuador. Por su parte, el controlador de nivel superior ha de planificar la tarea

para lograr una trayectoria de movimiento que conserve el footpath (Ivanenko *et al.*, 2002a, 2002b; Lescano and Rodrigo, 2016a).

Por último, se propone también explorar a futuro la aplicabilidad de otro tipo de descriptores de marcha, previamente desarrollados a partir de modelos biomecánicos del sistema neuro-músculo-esquelético del cuerpo humano y herramientas de optimización (Rodrigo *et al.*, 2010a; 2010b), o bien de la coordinación intra-articular (entre articulaciones de una misma extremidad inferior) e interarticular (entre las articulaciones de ambas extremidades inferiores) estimadas durante el ciclo de marcha (Rodrigo and Ambrósio, 2011).

En el siguiente capítulo se describe la revisión del estado del arte efectuada sobre sistemas de terapia robotizada para entrenamiento de marcha de pacientes con neuropatologías, con el propósito de definir los requerimientos de un exoesqueleto de rehabilitación de marcha para pacientes con lesión lumbosacra de MMC, particularmente en lo referido a los sistemas de actuación y de control de estos sistemas robóticos.

Capítulo 3

CARACTERÍSTICAS DE EXOESQUELETOS DE REHABILITACIÓN DE MARCHA

3.1 – Introducción

La rehabilitación de marcha de pacientes con desórdenes neuromotores basada en la técnica tradicional conocida como entrenamiento en cinta caminadora con soporte parcial del peso corporal, se remonta a la década del '90 y ha sido ampliamente implementada en casos de accidente cerebrovascular (ACV) y de lesión medular. Tales terapias –centradas en el entrenamiento focalizado y repetitivo de las extremidades inferiores en una cinta caminadora a fin de mejorar la movilidad funcional del paciente mientras su peso corporal es parcialmente sostenido por un arnés– requieren mucho esfuerzo físico de los terapeutas que asisten manualmente la movilidad de las extremidades durante el entrenamiento, lo cual obliga a reducir los tiempos de tratamiento del paciente y por tanto, los posibles beneficios terapéuticos.

Desde entonces, y con el propósito de automatizar el entrenamiento de la locomoción y reducir la demanda física de los terapeutas, diversos sistemas robóticos han sido desarrollados y algunos de ellos aplicados en sujetos con diversas neuropatologías de marcha. Sin embargo, al día de hoy la efectividad del entrenamiento robotizado para rehabilitar la marcha y su superioridad respecto de la terapia tradicional no han sido fehacientemente demostradas (Riener

et al., 2010). Entre las cuestiones a resolver para evidenciar la efectividad de tales sistemas robóticos figuran: la disponibilidad de un número suficiente de casos clínicos de entrenamiento robotizado de pacientes bajo condiciones estandarizadas y comparables en cuanto al tipo de desorden neurológico contemplado y tiempos de tratamiento (Dietz *et al.*, 2012), así como la definición de protocolos específicos para el paciente considerado, que favorezcan la recuperación funcional de su locomoción en base al Principio de Neuroplasticidad (WHO, 1983; Purves *et al.*, 2004; Bayona-Prieto *et al.*, 2009).

En este contexto, en este capítulo se exploran algunos de los dispositivos robóticos de rehabilitación de marcha comerciales mencionados en la literatura. En particular, se analizan las características de sus sistemas de actuación y de control, así como en el tipo de variable de realimentación utilizada, con el propósito de obtener pautas que nos permitan definir los requerimientos de diseño y desarrollo del prototipo de órtesis activa propuesto en este trabajo, específicamente orientado a la recuperación funcional de marcha de pacientes con lesión medular lumbosacra de Mielomeningocele.

3.2 – Robótica de rehabilitación y de asistencia

La Robótica Médica es un área de la Biomecatrónica relativamente nueva, referida al uso de dispositivos robóticos para la recuperación y compensación funcional de trastornos sensoriales y motores provenientes de desórdenes neurológicos del cuerpo humano, de tal manera de promover la movilidad corporal en

condiciones seguras (Veltink *et al.*, 2001). Dentro de esta área se distinguen dos ramas: robótica de rehabilitación y robótica de asistencia. Mientras la primera de estas ramas está orientada a la recuperación de funciones sensoriales y motoras deterioradas a través del entrenamiento robotizado, así como al seguimiento de la evolución del paciente durante su proceso de rehabilitación (Dellon and Matsuoka, 2007; Díaz *et al.*, 2011), la segunda rama pretende compensar o sustituir la pérdida parcial o total de estas funciones utilizando robots vestibles (*wearable robots*), que proveen destreza, movilidad y sentido del tacto a las extremidades parcial o totalmente paralizadas por una lesión del sistema nervioso (Pons, 2007; 2010; Nimawat and Jailiya, 2015).

Además de recuperar la función motora y mejorar la coordinación del movimiento, el entrenamiento con órtesis robóticas puede ayudar a corregir objetivos secundarios dentro del proceso de rehabilitación, tales como los llamados mecanismos compensatorios o estrategias de movimiento a los que recurre el cuerpo humano durante la ambulación para sobreponerse a las alteraciones primarias que ocasiona el desorden neurológico considerado. Beneficios adicionales de este tipo de entrenamiento se relacionan con el hecho de que al promover el movimiento de los miembros superiores e inferiores, se ayuda a prevenir complicaciones secundarias, tales como la atrofia muscular, la osteoporosis, y la espasticidad (Riener *et al.*, 2005).

Otro aspecto importante de los exoesqueletos de rehabilitación es la interacción intrínseca que existe entre el ser humano y el robot

(Pennycott *et al.*, 2012). En la actualidad, la robótica de rehabilitación se orienta progresivamente hacia un enfoque centrado en el paciente, según el cual no sólo se controla al robot estableciendo sus parámetros para definir el protocolo de intervención del paciente, sino también se evalúa su desempeño para cuantificar la forma en que interactúa físicamente con el paciente (Dellon and Matsuoka 2007; Díaz *et al.*, 2011). En contraste, en la robótica de asistencia se programa el robot para ejecutar o ayudar en la ejecución de una determinada tarea según la limitación motora del paciente. El entorno en el que interactúan el robot y el paciente se caracteriza en este caso por su dinámica rápida y aleatoria, lo cual agrega complejidad al diseño en cuanto a seguridad, flexibilidad y complianza mecánica del dispositivo, suavidad del movimiento y adaptabilidad al paciente, facilidad de uso e interfaz amigable (Riener *et al.*, 2010; Nimawat and Jailiya, 2015).

Específicamente, interesa analizar las características de algunos de los sistemas robóticos de rehabilitación de marcha más conocidos con el fin de definir los requerimientos de diseño del prototipo de órtesis activa propuesto en esta tesis. En este sentido, en la sección siguiente se revisa detalladamente las características de los exoesqueletos y órtesis robóticas en general y en particular, las órtesis activas de tobillo-pie.

3.3 – Sistemas robóticos para rehabilitación de marcha

En términos genéricos, estos sistemas son empleados por el paciente durante su entrenamiento de marcha en una cinta

caminadora con soporte parcial del peso corporal. Entre las diversas clasificaciones planteadas en la literatura, se considera aquella que los categoriza según el principio de rehabilitación (Díaz *et al.*, 2011):

- (i) entrenadores robóticos de marcha en cinta caminadora,
- (ii) entrenadores robóticos de marcha basados en plataformas de fuerza,
- (iii) entrenadores robóticos de marcha sobre el suelo,
- (iv) entrenadores robóticos de marcha estacionarios,
- (v) sistemas robóticos de rehabilitación de tobillo, también conocidos como órtesis activas de tobillo-pie.

Entre estos sistemas, se analizan los sistemas comerciales o en desarrollo de la primera y de la última clase, por ser los del tipo específicamente relacionado con el sistema de rehabilitación propuesto en este trabajo.

3.3.1 – Entrenadores robóticos de marcha en cinta caminadora

El más famoso y utilizado de estos sistemas es el exoesqueleto conocido comercialmente como *Lokomat*® (Hocoma, Suiza), una órtesis robótica bilateral combinada con una cinta caminadora y arnés para soporte parcial de peso corporal, que asiste activamente el movimiento de las piernas en el plano sagital según un patrón de marcha preestablecido (Figura 3.1). El sistema está basado en actuadores eléctricos precisamente sincronizados con la velocidad de la cinta caminadora (para asegurar la equiparación de velocidades entre la órtesis robótica y la cinta), que guían las articulaciones de cadera y rodilla según un control de posición que toma como

referencia las trayectorias angulares de estas dos articulaciones (obtenidas de patrones de marcha normal), además de un mecanismo pasivo que permite dorsiflexar el tobillo durante la fase de balanceo. El paciente es fijado a la órtesis activa con correas alrededor de la cintura, muslos y piernas (Colombo *et al.*, 2001; Dietz *et al.*, 2012).

Asimismo, la posición angular de las articulaciones de cadera y rodilla de la órtesis es medida por potenciómetros adosados a los laterales a cada articulación, en tanto que el momento correspondiente generado en ambas articulaciones se registra mediante sensores de fuerza integrados en la órtesis en serie con los actuadores lineales. Estas señales pueden utilizarse también para determinar el torque de interacción entre el paciente y la órtesis, a partir de éste el esfuerzo muscular voluntario realizado por el paciente durante su entrenamiento de marcha. Otra característica de *Lokomat*® es su geometría ajustable a la antropometría del sujeto tratado, lo cual se logra variando la longitud de los segmentos muslo y pierna y la distancia entre las caderas de la órtesis a través de barras telescópicas, existiendo también una versión pediátrica del sistema. La potencia mecánica nominal de los motores del exoesqueleto es del orden de 150 W, lo cual genera un momento promedio de 30 y 50 Nm en las articulaciones de cadera y rodilla, respectivamente, en contraste con el valor de referencia de 1 Nm/kg de peso corporal del momento generado por la cadera durante la marcha de un sujeto normal (Colombo *et al.*, 2000; 2001; Wirz *et al.*, 2005).



Figura 3.1: Sistema de terapia robotizada *Lokomat*® para rehabilitación de marcha de pacientes pediátricos (izquierda) y adultos (derecha) (Colombo *et al.*, 2001; Riener *et al.*, 2005).

Un análisis más detallado de la estrategia de control de posición en *Lokomat*® permite visualizar que los ángulos de cadera y rodilla medidos se realimentan a un controlador de posición proporcional derivativo convencional (PD) con el propósito de que el paciente repita los mismos patrones de movimiento articular ciclo tras ciclo de marcha. Sin embargo, al corregir la desviación respecto del patrón de marcha preestablecido, se impide la variabilidad requerida para propiciar el aprendizaje motor que permite recuperar la funcionalidad de marcha del paciente. Considerando esto, la nueva versión de *Lokomat*® se basa en una estrategia de control cooperativa entre el robot y el paciente (patient-cooperative control strategy), que reconoce a través de la medición del esfuerzo muscular la intención de movimiento del paciente y su capacidad motora, adaptando así la asistencia robótica a su necesidad (Riener *et al.*, 2005; 2010). Este modo de control se implementa con una estrategia de control de impedancia (Hogan, 1984), en donde un

torque ajustable se aplica a cada articulación según el cambio de posición articular actual respecto de la trayectoria de referencia. Además, el toque se define de orden cero (rigidez) o superior (segundo o tercer orden) en función de la posición angular y sus derivadas. La Figura 3.2 muestra un diagrama en bloques de un controlador de impedancia estándar.

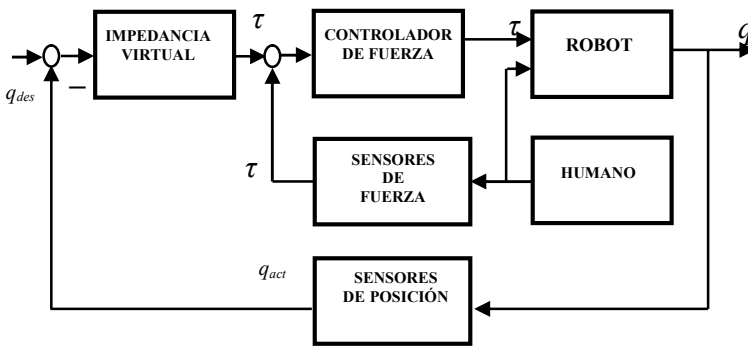


Figura 3.2: Arquitectura de un controlador de impedancia para variar la complianza del robot rehabilitador. q : vector generalizado de posiciones lineal o angular articular; τ : vector generalizado de torques articulares.

Esta nueva estrategia de control de *Lokomat*® fue inicialmente evaluada en sujetos sin desorden neurológico y en pacientes con paraplejía incompleta. En el modo de control de impedancia, a medida que aumentan la desviación angular, se incrementa la complianza del robot (la inversa de la impedancia) y el dispositivo aplica una fuerza de escasa magnitud para guiar las extremidades a lo largo de la trayectoria predeterminada. Sin embargo, una activación muscular inapropiada (originada por tono muscular elevado, espasmos o reflejos inadecuados por efecto de espasticidad

o rigidez muscular) puede dar como resultado un patrón de marcha fisiológicamente incorrecto según la magnitud de la impedancia establecida para el controlador. En contraste, *Lokomat*® exhibió un comportamiento suave en pacientes con bajo a moderado déficit motor, lo cual demuestra que el paciente necesita realizar suficiente esfuerzo voluntario para mover sus extremidades según una trayectoria fisiológicamente correcta, limitando así la aplicabilidad de *Lokomat* a pacientes con lesiones leves a moderadas. Además, la trayectoria no posibilita la flexibilidad temporal, es decir, la posición sólo puede desviarse en dirección ortogonal y no en dirección tangencial a la trayectoria dada (Riener *et al.*, 2005; 2010).

En base a esto, la nueva versión del controlador de impedancia consiste en un modo de control de trayectoria (*path controller*), en la que los patrones cinemáticos de marcha dependientes del tiempo son convertidos en trayectorias de marcha sin límite temporal (Duschau-Wicke *et al.*, 2010). Este modo de control alternativo también permite variar la impedancia a lo largo de la trayectoria para obtener un adecuado movimiento especialmente en fases críticas de la marcha, tales como el instante previo al contacto inicial. Tal comportamiento del controlador es comparable a permitir que los pies del paciente se muevan dentro de caminos suaves, limitando así el dominio de accesibilidad de las posiciones del pie calculadas como función de los ángulos de cadera y rodilla. Además de estas acciones correctivas de *Lokomat*® en donde los pacientes tienen libertad de movimiento lo largo de estos caminos virtuales, el dispositivo incorpora un campo de fuerza de soporte de magnitud

ajustable. Dependiendo de la posición actual de las piernas del paciente, la fuerza de soporte, que se deriva de la velocidad angular de la trayectoria predefinida en la localización del camino actual, actúa en la dirección del camino deseado, permitiendo que el paciente se mueva con esfuerzo reducido (Riener *et al.*, 2005; 2010).

Otro de los sistemas comercialmente disponibles es el *ReoAmbulator* o *AutoAmbulator*® (Motorika Ltd), en donde los brazos robóticos son ajustados a las piernas del paciente a nivel del muslo y del tobillo, conduciéndolos a partir de un patrón predefinido (Fisher *et al.*, 2011). Actualmente su efectividad en pacientes con ACV se encuentra en fase de evaluación clínica. Por su parte, entre los sistemas en evaluación figuran el exoesqueleto (active leg exoskeleton, ALEX) que cuenta con actuadores lineales para la cadera y rodilla, y un controlador de campo de fuerza desarrollado para proporcionar ayuda al paciente según el enfoque de asistencia a demanda (assist-as-needed). El prototipo fue evaluado en dos pacientes con ACV (Figura 3.3). Los autores reportan una mejora de los patrones de marcha luego del entrenamiento en base al incremento de la velocidad de locomoción en la cinta y del tamaño del patrón de marcha de los pacientes (Banala *et al.*, 2007; 2009; Kim and Park, 2011).

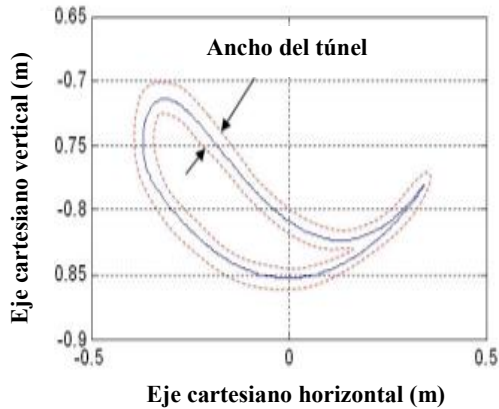


Figura 3.3: Coordenadas cartesianas del pie en el sistema de referencia de la pelvis, con el origen del sistema de coordenadas en la articulación de la cadera. La línea sólida (azul) es la trayectoria deseada del pie, mientras que las líneas punteadas (en rojo) representan las paredes virtuales de la trayectoria (Banala *et al.*, 2007).

Un sistema similar al Lokomat es LokoHelp (Díaz *et al.*, 2011), el cual presenta un dispositivo electromecánico, situado en el centro de la cinta caminadora en dirección paralela a la marcha, y un mecanismo adicional que soporta el peso del paciente, lo estabiliza y posiciona durante el entrenamiento. Con este dispositivo las extremidades del paciente son guiadas de acuerdo a un patrón fijo de marcha, garantizando un ritmo continuo durante todo el tratamiento e impidiendo cualquier tipo de deslizamiento por parte del paciente.

Sin embargo, la mayoría de estos equipos no consideran el rol fundamental que cumple la articulación del tobillo durante el proceso de locomoción (Beyl *et al.*, 2008; Winter, 2009; Giddings *et al.*,

2000), ya que dejan libre esta articulación, fijan el movimiento de la articulación o bien, emplean órtesis pasivas de tobillo pie (AFO por sus siglas en inglés de ankle foot orthosis), que imitan el comportamiento del tobillo en condiciones normales mientras la caminata se realice a baja velocidad. En contraste, a medida que la velocidad de marcha se incrementa, el uso de una AFO ocasiona deficiencias de locomoción y alto consumo de energía. Esto se debe a la ausencia del elemento activo, capaz de proveer la energía adicional requerida por el tobillo y provista por los flexores plantares para la propulsión y el soporte del peso corporal en la fase de estancia terminal de la marcha (Palmer, 2002; Gates, 2004; Winter, 2009). Por su parte, las AAFO (active ankle-foot orthosis) poseen actuadores y sensores que les confieren la posibilidad no sólo de controlar el movimiento, sino también de adaptarse a los requerimientos de asistencia del usuario. Por esta razón, este tipo de órtesis es un dispositivo promisorio como herramienta de rehabilitación que le permita al paciente recuperar la funcionalidad de su patrón de marcha, aumentando su velocidad de marcha y disminuyendo el costo metabólico de su uso (Villa Parra *et al.*, 2015).

3.3.2 – Órtesis activas de tobillo-pie

El estado del arte de las AAFO para rehabilitar la funcionalidad de la articulación de tobillo permite observar el empleo de diversos tipos de actuadores y estrategias de control (Dollar and Herr, 2008; Chávez Cardona *et al.*, 2010; Jiménez-Fabián and Verlinden, 2012; Alam *et al.*, 2014; Hussain *et al.*, 2016) en estos dispositivos

robóticos. Así por ejemplo, entre las AAFO existentes figuran las que emplean amortiguadores magneto-reológicos en base a un fluido cuya viscosidad varía aplicando un campo magnético (Naito *et al.*, 2009; Kikuchi *et al.*, 2010). Tal tipo de actuador modula el amortiguamiento viscoso del tobillo mediante un control de movimiento semi-activo, que permite variar la posición del pie modificando las propiedades de disipación de energía en lugar de proveer energía al sistema. Si bien los dispositivos que emplean este tipo de amortiguador pueden controlar el movimiento del pie, no son capaces de generar el torque necesario para asistir a la articulación del tobillo previo al despegue del antepié.

Para resolver esto, algunos investigadores han utilizado los actuadores series elásticos (SEA), que poseen un motor DC en serie con un resorte. La primera AAFO con actuadores de este tipo fue la desarrollada Blaya y Herr (2004) en el Instituto de Tecnología de Massachusetts (MIT), con el objetivo de controlar el movimiento de dorsiflexión/flexión plantar del tobillo en pacientes con ACV. La AAFO está constituida por una AFO convencional que tiene adosados sensores de fuerza capacitivos para detectar el inicio y fin de la fase de apoyo, un potenciómetro para medir la excursión angular del tobillo durante la marcha y el actuador SEA para variar la impedancia mecánica de la articulación. El peso total de este modelo de AAFO es de 2,6 Kg, sin incluir la fuente de alimentación.

Específicamente, el SEA provee control de fuerza adaptivo regulando la compresión del resorte en serie para prevenir el golpe brusco del talón durante el contacto inicial en la fase de apoyo y el

arrastre del pie durante la fase de balanceo del ciclo de marcha. Esto se logra mediante una máquina de estados finita que identifica las fases del ciclo de la marcha, y un controlador PD que modula la impedancia de la AAFO y regula la deflexión para las distintas fases del ciclo de marcha (Blaya and Herr, 2004). En la Figura 3.4 se visualiza un esquema general de la arquitectura de este sistema de control jerárquico con detección de cada fase de marcha, en función de la información provista por los sensores respecto al estado biomecánico del usuario y del exoesqueleto. Además, un algoritmo de control de nivel medio es el encargado de detectar cada fase y seleccionar el controlador de bajo nivel adecuado para cada una de ellas, según la demanda muscular que tiene lugar durante la marcha (Blaya and Herr, 2004; Jiménez-Fabián and Verlinden, 2012).

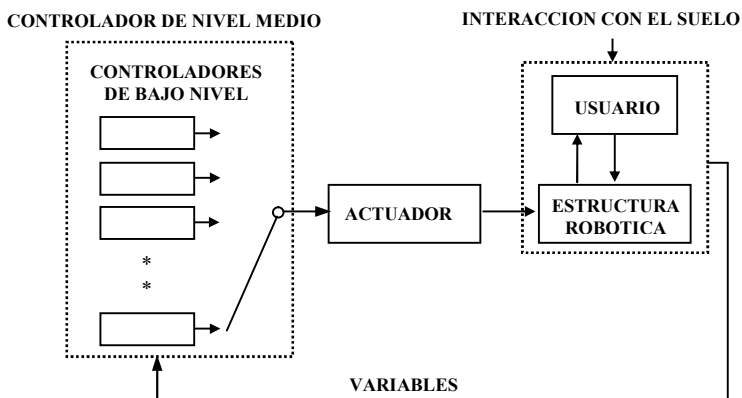


Figura 3.4: Esquema de control con identificación de fases (Jiménez-Fabián and Verlinden, 2012).

El aporte más significativo del trabajo de Blaya y colaboradores es que el algoritmo de control empleado se inspira en el comportamiento biomecánico normal del tobillo, modificando la impedancia mecánica articular a través del ajuste de parámetros de rigidez y amortiguamiento en función de las fases del ciclo de marcha y de la velocidad adquirida por el paciente. Sin embargo, la baja resolución de los sensores de fuerza capacitivos utilizados en este sistema complica el funcionamiento adecuado del algoritmo de control. Por otro lado, el tamaño y el elevado peso de los actuadores de series elásticas limitan su portabilidad (Blaya and Herr, 2004). Además, los actuadores elásticos suelen tener un valor de rigidez fijo, que sólo produce una reducción de potencia óptima para un conjunto definido de parámetros de la marcha, tales como el tipo de marcha, el peso del usuario y la velocidad de la locomoción. Sin embargo, en condiciones de uso reales, tales parámetros varían considerablemente, por esta razón en (Bolívar *et al.*, 2016) se plantea un nuevo diseño de un actuador series elástico que utiliza un elastómero dieléctrico como elemento elástico en serie para que la rigidez del actuador pueda ser modulada eléctricamente, a diferencia de los actuadores de rigidez variable de corriente que modulan tal rigidez con un segundo motor.

Otros desarrollos de AAFO han utilizado motores eléctricos como actuadores (Veneva, 2009; Roy *et al.*, 2009; Patar *et al.*, 2012, 2014). Entre ellos, el dispositivo desarrollado por Roy y colaboradores, es conocido comercialmente como *Anklebot*®, y tiene dos motores eléctricos como elementos activos para asistir el pie

caído resultado de ACV. Esta AAFO permite un rango de movimiento para los 3 grados de libertad (GDL) de la articulación del tobillo, no sólo durante la caminata sobre cinta, sino también mientras el usuario se encuentra sentado. Dos de estos GDL (dorsiflexión/flexión plantar y eversión/inversión del tobillo) se comandan con los actuadores, mientras que el tercero (rotación interna/externa del tobillo) se mantiene pasivo. Los dos motores eléctricos se disponen en paralelo y actúan en la misma dirección y en dirección contraria para generar la dorsiflexión/flexión plantar y la eversión/inversión del tobillo, respectivamente. La baja fricción e inercia del dispositivo facilita su operación por parte del sujeto evaluado. No obstante, la desventaja de estos actuadores es su elevado peso, del orden de 3.6 Kg.

Para comandar *Anklebot*® se han propuesto distintos esquemas de control: un modo de seguimiento de trayectoria basado en un controlador PD, el cual fue evaluado inicialmente en 10 sujetos sanos durante la sedestación (Roy *et al.*, 2009). El segundo tipo de controlador explorado es el de asistencia a demanda, aunque aún no se han reportado resultados experimentales. Un tercer controlador en desarrollo es el de impedancia, implementado a partir de un disparador de eventos de marcha y de modelos internos que predicen y adaptan el nivel requerido de asistencia robótica según la naturaleza y severidad del déficit motor del paciente hemiparético (Roy, 2013). En este caso tampoco se conocen los resultados de su evaluación clínica en personas.

Considerando las limitaciones observadas en las AAFO analizadas en cuanto a adaptabilidad al usuario y peso de los actuadores, numerosos investigadores han propuesto el uso de actuadores livianos y compliantes. Tal es el caso de la AAFO presentada en (Lefeber *et al.*, 2017) donde se muestra el diseño de un modelo flexible, ligero y adaptable de órtesis de tobillo y rodilla. Los actuadores están diseñados para mantener su torque tan bajo como sea posible. La adaptabilidad de la AAFO permite ajustar el dispositivo a diferentes pacientes, sin necesidad de realizar versiones personalizadas y está orientado a la rehabilitación de marcha de pacientes con lesiones medulares incompletas. El actuador de tobillo implementado en la AAFO puede proporcionar un torque máximo de 25 Nm y se basa en el actuador MACCEPA que posee rigidez variable y es controlado por torque (Bacek *et al.*, 2015). Tal actuador funciona como un resorte de torsión y permite el control independiente de posición y rigidez articular. El peso total de la AAFO lograda (incluida la electrónica y excluyendo baterías) es de sólo 1,7 kg, mientras que el peso del actuador del tobillo sólo es de 1,1 kg (Lefeber *et al.*, 2017).

Otros investigadores han propuesto el uso de actuadores neumáticos como elementos activos en órtesis de rehabilitación y de compensación funcional de la marcha. La ventaja de estos actuadores, conocidos como músculos neumáticos artificiales (en inglés, pneumatic artificial muscle, PAM) radica en su alta relación potencia-peso, lo cual reduce significativamente el consumo de energía, además de una complianza inherente variable, que posibilita

una mejor adaptación e interacción con el operador humano (Daerden, 1999; Ali *et al.*, 2008; Ferris *et al.*, 2005; 2006; Park *et al.*, 2011; Veneva *et al.*, 2013). El trabajo realizado en la Universidad de Michigan (Ferris *et al.*, 2005; 2006) es un ejemplo de AAFO de rehabilitación de marcha con 2 PAMs, capaz de generar el torque externo necesario para la flexión plantar y dorsiflexión del tobillo. El peso de la órtesis de polipropileno y fibra de carbono es de 1.7 Kg, incluyendo actuadores y sensores de fuerza, sin la fuente de energía. El aire comprimido para operar los PAMs proviene de un compresor, a través de una válvula proporcional de presión (0 - 6.2 bar).

El control de este dispositivo, cuyo diagrama en bloques general se muestra en la Figura 3.5, está basado en el registro de señales mioeléctricas (EMG) y es ejecutado en una computadora de escritorio. La señal que regula la presión de aire suministrada a los PAMs se obtiene a partir del procesamiento en tiempo real de los patrones de activación muscular. Las señales EMG provenientes del sóleo son utilizadas para activar el PAM encargado de la flexión plantar (ubicado en la región posterior de la órtesis), mientras que el registro de EMG del tibial anterior activa el PAM dorsiflexor (ubicado en la región anterior). Otro esquema de control propuesto para esta AAFO consistió en un controlador *on-off* que aplica la máxima presión cuando el antepié contacta con el suelo, lo cual es indicado por interruptores ubicados en el antepié (Ferris *et al.*, 2005; 2006). La evaluación del desempeño de estos dos sistemas de control señala que el control basado en EMG proporciona una respuesta dinámica más suave, permitiendo que el sujeto bajo estudio se adapte

más fácilmente y con menor costo metabólico al funcionamiento del dispositivo (Cain *et al.*, 2007).

Por su parte, dado que tal sistema fue evaluado sólo en un sujeto sano desplazándose sobre una cinta caminadora, se requieren mayor cantidad de pruebas para determinar cómo el sistema nervioso ajusta el torque de flexión plantar biológico en respuesta al torque adicional provisto por la órtesis. Asimismo, los autores proponen evaluar a futuro, el uso del dispositivo en pacientes neuropatológicos a fin de mostrar su potencialidad en el área de rehabilitación, proponiendo para tal fin el desarrollo de algoritmos de control adaptativo o controladores basados en la cinemática de la marcha (Ferris *et al.*, 2006). No obstante, tal esquema de control de AAFO en base a señales EMG no es aplicable al tipo de pacientes MMC que analizado en este trabajo, teniendo en cuenta la parálisis muscular de los flexores plantares que exhibe la paciente MMC estudiada. En la Tabla 3.1 se presentan las conclusiones de este capítulo, que sintetizan la revisión del estado del arte efectuada para las órtesis robóticas analizadas.

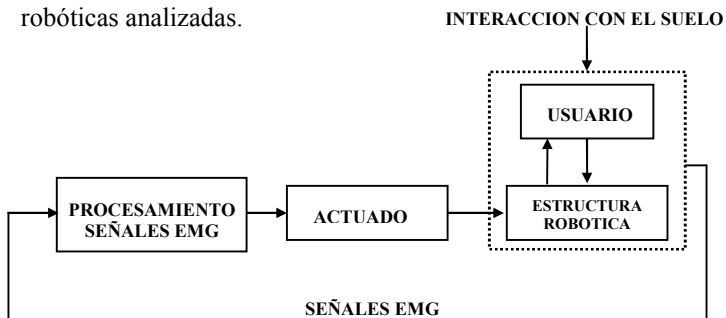


Figura 3.5: Sistema de control de AAFO basado en señal de EMG
(Jiménez-Fabián and Verlinden, 2012).

Otros desarrollos que emplean músculos artificiales neumáticos, no utilizados hasta el momento en sujetos con patologías de marcha, se presentan en (Park *et al.*, 2011) y (Veneva *et al.*, 2013). En el primer caso, la órtesis bioinspirada emplea tres actuadores neumáticos de distinta longitud ubicados en la región anterolateral de la extremidad derecha y sensores embebidos, que permiten el movimiento tridimensional de la articulación de tobillo y es ideado para dar asistencia al pie caído. En este dispositivo se emplean 3 tipos de sensores: un sensor de deformación para medir los cambios del ángulo de tobillo, un sensor inercial IMU que identifica la orientación de la pierna y el pie, y un sensor de presión ubicado en la región plantar para identificar las fases del ciclo de marcha. Para este dispositivo robótico se han propuesto dos tipos de controladores básicos, uno de lazo abierto (feed-forward) y un controlador de posición proporcional de lazo cerrado. A través del controlador feed-forward la contracción muscular se lleva a cabo variando el tiempo de apertura de una válvula solenoide teniendo en cuenta el valor del ángulo deseado, tales tiempos determinados a partir de una caracterización experimental son presentados en una tabla para cada valor de ángulo de tobillo requerido. Por su parte, el control de lazo cerrado, emplea la información proveniente del sensor de deformación (medición del ángulo actual) y luego ajusta el tiempo de apertura de forma proporcional el error entre el ángulo medido y el valor deseado, evidenciando un mejor desempeño respecto del primer esquema de control propuesto (Park *et al.*, 2011).

Respecto al dispositivo presentado en (Veneva *et al.*, 2013), se propone un sistema de propulsión que emplea actuadores neumáticos para asistencia y rehabilitación del tobillo-pie, principalmente durante la fase de oscilación. Este prototipo dispone de un microcontrolador, un generador de presión para la contracción muscular y un sistema sensor. El microcontrolador recibe las señales de los sensores (potenciómetros rotacionales para medir el ángulo de tobillo y sensores táctiles de presión ubicados en el región plantar) y modula la flexión y extensión de la articulación del tobillo a partir de la presurización de un actuador neumático ubicado lateralmente vinculando el soporte del pie con el de la pierna. A nivel de la articulación, se lleva a cabo un control de posición utilizando un controlador PID, que calcula el nivel de presión deseado para lograr una contracción muscular determinada de acuerdo con la información de los sensores de presión de la pierna contralateral. El testeo del desempeño del sistema de control se ha realizado a partir de un modelo simple de dos segmentos implementado en SimMechanics de Matlab®, el cual es simulado por dinámica inversa para determinar el torque requerido en cada fase del ciclo de marcha.

En el siguiente apartado, se sintetizan las principales características de las AAFO consideradas en este trabajo.

3 – Síntesis de características de órtesis robóticas de rehabilitación de marcha

Tabla 3.1: Síntesis del estado del arte sobre características de AAFOs.

Modelo AAFO	Actuador	Características del Actuador	Estrategia de control	Evaluación en pacientes	Variables	Peso AAFO [kg]
Naito <i>et al.</i> , 2009	Amortiguador magneto-reológico	Ofrece resistencia al movimiento de la articulación, requiere de la aplicación de elevado campo magnético.	Identificación de fases de marcha y ajuste de torque que la AAFO impone al paciente (resistencia)	Si (pacientes hemipléjicos)	Ángulo tobillo Contacto plantar	1.3
Kikuchi <i>et al.</i> , 2010	Idem anterior	El actuador provee un torque de 5Nm el cual es amplificado a través de un sistema de resorte.	Identificación de 3 fases de marcha, controla el torque de frenado mediante un control de velocidad angular en la primera y última fase de marcha.	Si (paciente con síndrome Guillen Baré)	Ángulo tobillo Contacto inicial	0.99
Blaya and Herr, 2004	Actuador serie elástico (SEA)	Baja impedancia, los efectos de backlash, ruido de torque y fricción son filtrados por el resorte asociado.	Máquina de estado con identificación de tres fases de marcha, ajuste de impedancia variable durante PC y DC.	Si (pacientes con pie caído)	Contacto plantar Ángulo tobillo	2.6
Roy <i>et al.</i> , 2009	Motores eléctricos	Control simple del par, amplio ancho de banda, baja impedancia mecánica	Control de posición con controlador PD	Si (pacientes con ACV)	Ángulo tobillo Contacto plantar	3.6
Roy, 2013	Motores eléctricos	Idem anterior	Control de impedancia variable con detección de eventos de marcha.	Si (condición hemiparética ACV y pie caído)	Idem anterior	3.6
Patel <i>et al.</i> , 2012, 2014	Idem anterior	Motor DC que permite realizar flexión y dorsiflexión plantar.	Control de posición a partir de la detección de fases de marcha.	No	Contacto plantar (FSR)	-
Veneva, 2009	Motor eléctrico	Control simple, baja relación potencia/peso	Control de posición con controlador PID	No	Ángulo de tobillo Contacto plantar	-
Veneva <i>et al.</i> , 2013	Actuador neumático	Actuador ubicado lateralmente en la articulación del tobillo.	Control de posición con controlador PID	No	Ángulo de tobillo Contacto plantar	-
Fernis <i>et al.</i> , 2005; 2006	Actuadores neumáticos	Amplio ancho de banda, alta controlabilidad, bajo retardo, alta relación potencia/peso.	Control de posición con controlador PID	No	EMG	1.7
Park <i>et al.</i> , 2011	Idem anterior	3 actuadores ubicados en la región antero lateral de la extremidad derecha, diseño liviano y comfortable para asistencia del pie caído.	-Control de lazo abierto (tiempos de apertura de válvula solenoide tabulados). -Control proporcional de posición.	No	Cambios del ángulo de tobillo. Contacto plantar.	-

Capítulo 4

DISEÑO E IMPLEMENTACION DE PLATAFORMA DE DESARROLLO DE LA AAFO

4.1 – Introducción

El estudio y análisis del estado del arte efectuado en el Capítulo 3 sobre sistemas de actuación y de control para exoesqueletos de rehabilitación de marcha, permitió visualizar las ventajas de utilizar músculos neumáticos artificiales como elementos activos para este tipo de dispositivos robóticos. Entre estas ventajas figuran su alta relación potencia-peso, que reduce significativamente el consumo de energía, y su complianza variable, mediante la cual se logra una interacción física segura y adaptable entre el exoesqueleto y el paciente (Daerden, 1999; Ali *et al.*, 2008; Ferris *et al.*, 2005). Particularmente esta última característica se vincula con el control de impedancia propuesto por Hogan (1984), en donde la magnitud del momento articular aplicado se ajusta según el cambio de posición articular actual respecto de una trayectoria de referencia. Además, el momento se define de orden cero (rigidez) o superior (segundo o tercer orden) según la posición angular y sus derivadas, posibilitando así la definición de un esquema de control adaptable que contemple el nivel de actuación requerido en cada etapa del proceso de rehabilitación del paciente; en este caso la paciente con MMC estudiada.

Considerando estos antecedentes, en este capítulo se describe los materiales y métodos empleados para diseñar y desarrollar un sistema de actuación neumático de la órtesis robótica y un prototipo de AAFO instrumentada, que conjuntamente conforman la plataforma de desarrollo de la órtesis robótica propuesta en esta tesis doctoral. En primer lugar se estudian las características de una válvula reguladora de presión proporcional neumática marca Festo®, utilizada para regular la operación del actuador de músculo neumático, también marca Festo®. En segundo orden se detallan los elementos que conforman el banco de prueba del sistema de actuación neumático implementado y se especifica el procedimiento aplicado para la calibración de sus instrumentos. En tercer término se caracteriza la dinámica de la válvula proporcional y del músculo neumático considerando la aplicación prevista. Luego se mencionan los pasos seguidos para la construcción del prototipo de AAFO instrumentada, basado en las dimensiones antropométricas de la paciente MMC estudiada y en la incorporación de una serie de sensores, cuya metodología de calibración es también presentada. Finalmente, se realiza una evaluación del funcionamiento de la AAFO instrumentada, previo a la implementación de su sistema de control.

4.2 – Especificaciones de la válvula proporcional neumática

La revisión de la literatura muestra que en principio, las válvulas reguladoras de presión proporcional (VRPP) constituyen una interfaz de control adecuada para regular la fuerza ejercida por el músculo artificial neumático, al poseer alta resolución de su puerto de salida y

menor nivel de ruido que la válvula de modulación por pulso PWM (Beater, 2007). Además, trabajos previos sobre aplicaciones industriales reportan un ancho de banda de 5 Hz para este tipo de válvula de presión (Sorli *et al.*, 2004), que incluye la gama típica de frecuencias de marcha humana, tanto en sujetos normales –mínimo entre 0.25 y 0.4, máximo 1.5 Hz– (Nilsson and Thorstensson, 1987), como en pacientes con lesión medular incompleta –0.125 a 1.25 Hz– (Pépin *et al.*, 2003).

De acuerdo con estas características, en esta tesis se decidió trabajar con el modelo de válvula VPPM 6L-L-1-G18-0L10H-V1 marca Festo®. Según las especificaciones del fabricante, este modelo es una válvula de 3/2 vías, normalmente cerrada (rango de regulación de la presión: 0,02-10 bar; precisión estándar: 2%; histéresis máxima de presión: 50 mbar), que ofrece un ajuste infinito de la presión y por lo tanto, de la fuerza o torque, permitiendo al usuario setear las presiones de salida a través de una tensión eléctrica de referencia V_{ref} comprendida entre 0 y 10 Vcc. La regulación de presión se logra con un control de múltiples sensores a través de tres modos de funcionamiento: rápido, universal y preciso (Festo, 2008a).

En la Figura 4.1 se muestra un diagrama de bloques de la estructura PPRV, con su circuito de control de lazo cerrado (CLC). De acuerdo con esta figura, la variable de referencia w en el circuito CLC inicialmente actúa sobre un comparador junto con la señal de retroalimentación r , como resultado de la medición de la variable controlada x . Luego, el circuito CLC detecta la desviación del

sistema e y acciona el elemento de control final, actuando su salida directamente sobre el sistema controlado con el fin de compensar la diferencia entre las variables de referencia w y controlada x . Este proceso se ejecuta de manera continua tal que los cambios en w son siempre detectados (Festo, 2008a).

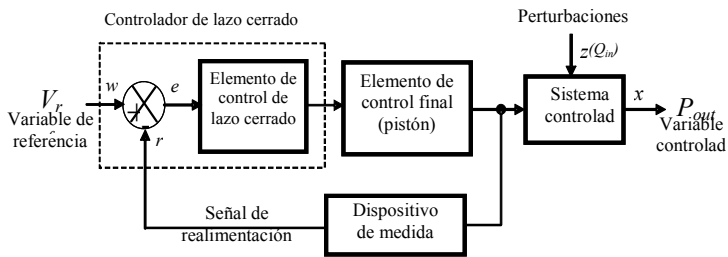


Figura 4.1: Diagrama de bloques de la estructura mecatrónica de la VRPP (Festo, 2008a).

También se obtiene una desviación a la salida del sistema si la variable de referencia w se mantiene constante, pero la variable controlada x cambia, tal como en el caso de una fluctuación de la velocidad de flujo de aire a través de la válvula debido a una acción de conmutación, un movimiento del cilindro o una variación de la carga. Por lo tanto, la variable de perturbación z (denominada Q_{in} para nuestra aplicación) causará una desviación del sistema, por ejemplo a través de una caída de presión en el suministro de aire comprimido. Al igual que en el caso previo, la variable de perturbación z actuará sobre la variable controlada x , evaluando la capacidad del regulador para reajustar el valor de la variable controlada x al de la variable referencia w .

Tal comportamiento es descrito en las especificaciones del fabricante a través de las curvas características de la relación presión de salida de la válvula versus velocidad de flujo de aire, que muestran una pendiente de mayor o menor valor en función de la precisión indicada. Según estas especificaciones (Festo, 2008a), la VRPP analizada mantiene un valor constante de su presión de salida para un caudal de aire comprimido de hasta 100 veces su valor, una cuestión que será evaluada en las secciones siguientes a partir de la experimentación efectuada en el banco de pruebas implementado.

4.3 – Banco de prueba del sistema de actuación neumático

A fin de determinar el comportamiento estático y dinámico de los componentes del sistema de actuación previsto para la órtesis robótica propuesta, se implementó un banco de prueba cuyo diagrama esquemático se visualiza en la Figura 4.2, compuesto por los siguientes elementos: válvula proporcional (A), celdas de presión para el registro de tal magnitud a la entrada y salida de la válvula (B y C), tanque de volumen de 0.04 m^3 (D), generador de señales para definir la entrada de referencia (E), circuito neumático conteniendo el compresor, filtro con trampa de agua, tanque adicional y regulador para impedir variaciones de la presión de suministro (F, G, H, I), circuito de acondicionamiento de señal (J), sistema de adquisición de datos (K) y músculo neumático artificial, junto a una celda de carga y el encoder lineal (L). A continuación se presentan detalles técnicos de cada elemento (Lescano *et al.*, 2013).

- **Válvula reguladora de presión proporcional (VRPP):** se empleó una válvula de control direccional de 3/2 vías modelo VPPM 6L-L-1-G18-0L10H-V1 Festo®, que provee ajuste infinito de la presión y por lo tanto de la fuerza o flujo, a través de un voltaje de referencia entre 0 y 10 Vcc y según tres modos de control de operación: rápido, universal y preciso (Festo, 2008a). Dos tipos de señales de referencia fueron provistas a la VRPP a fin de mapear su espacio de trabajo: señal escalón de tensión continua entre 0 y 5 V y señal periódica de 0.4-1.5 Hz en el rango de 0-5V con un ciclo de trabajo del 50%. El rango frecuencial se eligió considerando las frecuencias de marcha típicamente observadas en sujetos normales y en pacientes con lesión medular (Nilsson and Thorstensson, 1987; Pépin *et al.*, 2003).

- **Transductores de presión de entrada (B) y salida (C):** se utilizó el modelo MBS 1700 Danfoss® para medir y verificar si la presión de alimentación de la VRPP corresponde a la presión de suministro del compresor. Por su parte, el modelo AKS 330 Danfoss® permitió medir la presión suministrada por la VRPP a un tanque (D) de volumen constante de 0.04 m³ y luego al músculo neumático (L), conectados corriente abajo.

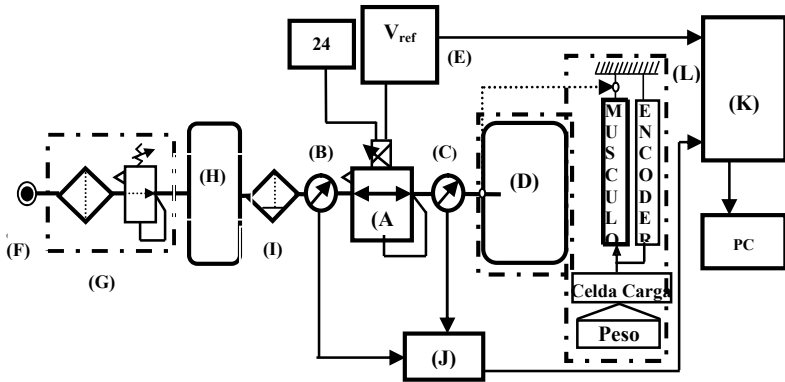


Figura 4.2: Esquema del banco de prueba implementado
(Lescano *et al.*, 2013).

- **Circuito neumático:** un compresor de 2.942×10^6 Pa (F) proveyó el aire comprimido que fue acumulado en un tanque reservorio (H) para estabilizar y suministrar a la VRPP una presión corriente arriba constante, regulada por la unidad filtro-regulador de presión (G). La presión de trabajo máxima fue de 6 bar (600000 Pa), considerando las condiciones de operación del PAM en términos de la fuerza requerida para la aplicación pretendida (Lescano *et al.*, 2013). Luego del tanque acumulador, el aire fluye a través de un filtro de trampa de agua (I) y de la VRPP, que regula la presión de salida mediante su voltaje de referencia (Figura 4.3).

- **Placa de acondicionamiento de señal (J):** se utilizó para registrar las señales de las celdas de presión convirtiendo la señal de corriente (4 a 20mA) en una tensión sobre una resistencia de 500Ω . Asimismo, la señal de la celda de carga fue amplificada 200 veces

mediante un amplificador AD623.

- **Placa de adquisición de datos (K):** se utilizó el modelo NI USB-6009 de National Instrument® considerando su frecuencia de muestreo, capacidad de transmisión de datos a la PC vía puerto USB y su adaptabilidad a varios lenguajes de programación. Mediante sus entradas analógicas y a partir de un instrumento virtual desarrollado en Labview®, se adquirieron las señales provenientes de las celdas de presión y del voltaje de referencia de la VRPP, así como de los instrumentos de medida, transmitiéndolas luego a la PC para procesamiento y visualización de resultados.

- **Músculo neumático artificial (PAM):** se utilizó el modelo DMSP-40-400N-RM-CM marca Festo®, de 0.4 m de longitud nominal y 0.04 m de diámetro (Festo, 2008b). El PAM es un actuador de tracción de simple efecto, que al presurizarse se contrae en dirección longitudinal ejerciendo una fuerza axial que se opone a la carga aplicada. Según las especificaciones del fabricante, es capaz de ejercer una fuerza máxima de 6000N, soportar una presión máxima interna de 600000 Pa y experimentar una contracción máxima del 25% de su longitud nominal.

- **Celda de carga:** se empleó el modelo MTS-1 marca BSL® de 4448.22N de capacidad, conectado en serie con el extremo móvil del actuador neumático, a fin de determinar la fuerza que ejerce el músculo artificial en carga.

- **Encoder:** el modelo PZ34-S-250 marca Gefran®, de 0.25 m de longitud se montó en forma paralela y solidaria al actuador

neumático para registrar la contracción producida durante la presurización del PAM. La señal de voltaje analógica registrada es proporcional a su desplazamiento longitudinal.



Figura 4.3: Vista parcial del circuito neumático, incluyendo la VRPP y la celda de presión (Lescano *et al.*, 2013).

4.3.1 – Calibración de instrumentos de medición

Previo al registro de señales, se realizó la calibración estática de la VPRP y de todos los instrumentos de medición comprendidos en el banco de prueba descrito. En el primer caso, se efectuó aplicando una presión de suministro (P_s) de 6 bar y valores constantes de tensión de referencia (rango 0-5 Vcc), mientras se mantuvo cerrado el puerto de salida de la válvula. Luego, aplicando como tensión de referencia diferentes valores en pasos de 1 V, se midió la presión de salida con un módulo de presión modelo Serie 700 P27 Fluke® asociado a un calibrador de procesos multifunción modelo Fluke® 725. En la Figura 4.4 se muestra parte del banco de prueba implementado para calibración.

Asimismo, la calibración del transductor de presión corriente arriba se basó en diferentes valores de P_s en un rango de 0-600000 Pa y el registro de su voltaje de salida sobre un resistor de 500 Ω . Similar procedimiento se aplicó para calibrar la celda de presión corriente abajo, fijando la P_s en 6 bar y variando la V_{ref} en pasos de 1 V con el puerto de salida de la VRPP conectado a un tanque. En todos los casos se obtuvo un ajuste lineal con un coeficiente de regresión mayor del 99%. Por su parte, los instrumentos asociados al músculo neumático (celda de carga y transductor de desplazamiento) se calibraron bajo dos condiciones: sin carga aplicada al actuador y con cargas en el rango de 250 a 3000 N. Para cada valor de carga, se aplicó una señal continua variable de 0 a 5 V como entrada a la válvula reguladora de presión (Lescano *et al.*, 2013).



Figura 4.4: Vista parcial del banco de prueba implementado para el ensayo de calibración (Lescano *et al.*, 2013).

Además, la calibración del transductor de desplazamiento se efectuó registrando la tensión entregada ante el desplazamiento longitudinal de su eje. Finalmente, la aplicación de distintos pesos permitió registrar la tensión de salida de la celda de carga, logrando así obtener la curva de calibración para este instrumento. En la Tabla 4.1 muestran las ecuaciones de las curvas de calibración obtenidas. Por su parte, la Tabla 4.2 evidencia el ajuste estadístico realizado a partir de los datos experimentales obtenidos (Lescano *et al.*, 2013).

Tabla 4.1: Ecuaciones de calibración de los instrumentos de medición
(Lescano *et al.*, 2013).

Válvula proporcional	$Presión[bar]=1.002*Ten\acute{s}ion[V] + 0.026$
Encoder	$Ten\acute{s}ion [V]=-0.823*Desplaz[cm] + 24.35$
Celda de carga	$Ten\acute{s}ion[V]=0.00077*Fuerza[N] + 0.1508$
Celda de presión	$Ten\acute{s}ion[V]=0.117*Presi\acute{o}n[bar] + 0.9979$

Tabla 4.2: Parámetros estadísticos del ajuste lineal de calibración
(Lescano *et al.*, 2013).

Instrumento	R^2	SSE (Error de	RMSE (Raíz del error
Encoder	0.9985	0.090	0.0549
Celda de carga	0.9952	0.02681	0.04376
Celda de presión	0.9998	0.0002349	0.002668
VRPP	0.9999	0.005458	0.01372

4.4 – Caracterización de flujo de aire a través de la válvula neumática

Tradicionalmente el comportamiento dinámico de las válvulas reguladoras de presión proporcional ha sido caracterizado a partir de la relación existente entre la presión de salida y la tensión de referencia aplicada a la entrada (Beater, 2007). Sin embargo, para una aplicación tal como la propuesta en este trabajo, en donde se requiere controlar en forma precisa la presión suministrada al actuador de músculo neumático para lograr simultáneamente, un movimiento suave y una fuerza de interacción eficiente con el paciente, es importante considerar además de la tensión de entrada, el efecto de perturbación que ejerce el flujo de aire comprimido sobre la presión de salida de la válvula, el cual es causado por las variaciones de carga que se producen debido al modo de operación del actuador.

Para definir esta cuestión crucial para la aplicación pretendida, se consideró importante obtener una medida del flujo de aire comprimido a través de la válvula y definir su espacio de trabajo. De acuerdo al procedimiento descrito por la norma ISO 6358 (1989), tal flujo se estima a partir de dos parámetros característicos de las válvulas de presión neumáticas, tales como son la conductancia sónica C y la relación de presión crítica b , vinculados según las expresiones (Beater, 2007):

$$q_{out} = Cp_{in} \sqrt{\frac{T_{in}}{T_{out}}} \sqrt{1 - \left(\frac{P_{out} - b}{P_{in} - b} \right)^2} \quad \text{for } \frac{P_{out}}{P_{in}} > b \quad \text{Flujo sónico} \quad (4.1)$$

$$q_{out} = Cp_{in} \sqrt{\frac{T_{in}}{T_{out}}} \quad \text{for } \frac{P_{out}}{P_{in}} \leq b \quad \text{Flujo chocado o subsónico} \quad (4.2)$$

en donde q_{out} : es el flujo volumétrico expresado en (m³/s); p_{in} , p_{out} : presiones de entrada y salida de la válvula (en bar siendo 1bar=100000Pa); b : relación de presión crítica (adimensional); C : Conductancia sónica (m³/s bar); T_{in} , T_{out} : temperaturas de entrada y salida= 298 °K.

Debido a que estos parámetros C y b no han sido informados por el fabricante de la válvula (Festo, 2008a), se siguió un procedimiento alternativo para la obtención de los mismos, basado en la carga y descarga de un tanque considerando condiciones isotérmicas (Varga *et al.*, 2011; 2012). De acuerdo con la ecuación de estado de los gases ideales, la variación de presión de la válvula corriente abajo puede expresarse como:

$$\dot{p}_{out} = \frac{\kappa RT}{V} q - p_{out} \frac{\dot{V}}{V} \quad (4.3)$$

donde: \dot{p}_{out} : derivada de la presión de salida (bar/s); κ : factor de conversión; V : volumen del tanque (m³); \dot{V} : derivada del volumen del tanque (m³/s) y R : constante de los gases ideales = 286,9 (J/Kg °K).

Al conectar un tanque a la salida de la válvula se garantiza que el volumen sea constante y de esta forma, el segundo término de la ecuación 4.3 se anula. Luego, a partir de las expresiones 4.1 a 4.3, los parámetros C y b pueden ser estimados por despeje matemático. Los resultados obtenidos a partir de esta caracterización de la válvula para distintas presiones de suministro se muestran en la Tabla 4.3 (Rodrigo *et al.*, 2016).

Tabla 4.3: Valores de C y b estimados para la carga de un tanque a través de la VRPP (Rodrigo *et al.*, 2016).

Presión corriente arriba [bar]	Relación crítica b [-]	Conductancia sónica C [m³/(s*bar)]
1.946	0.6624	1.6668e-04
2.954	0.5972	2.1299e-04
3.964	0.5674	6.4101e-04
4.983	0.5541	7.8871e-04
5.991	0.5308	7.7140e-04
6.943	0.5328	7.0564e-04

Por su parte, en la Figura 4.5 se muestran las curvas de velocidad de flujo a través de la válvula en las mismas condiciones de carga.

En dicha figura se visualiza que la velocidad de flujo se mantiene constante hasta que la relación entre la presión de salida y la de suministro alcanza la relación crítica, a partir de la cual la velocidad de flujo disminuye notoriamente a medida que la presión de salida iguala a la entrada (Rodrigo *et al.*, 2016).

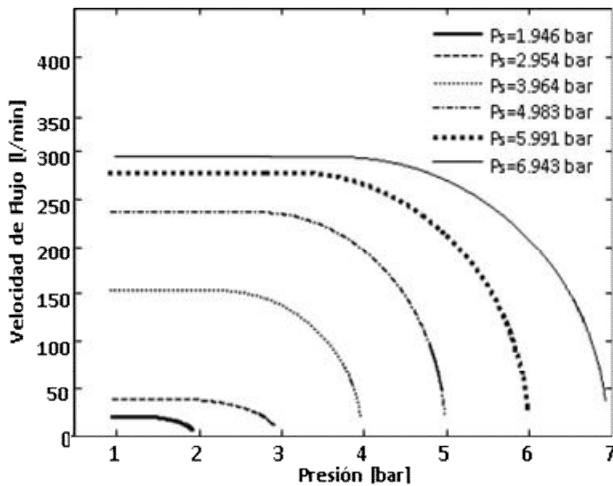


Figura 4.5: Curvas de velocidad de flujo durante la carga de un tanque.
(1bar=100000Pa) (Rodrigo *et al.*, 2016).

No obstante, cuando la VRPP está conectada corriente abajo con el PAM, el flujo a través de ésta se estima de manera diferente dado que el volumen del PAM, a diferencia del tanque, varía con la presión suministrada. En este caso se utilizó un procedimiento alternativo que permitió estimar los flujos de aire de entrada y de salida de la válvula en base a la ley ideal de los gases y las ecuaciones de continuidad (Beater, 2007). Además, en el banco de prueba visualizado en la Figura 4.2 se reemplazó el tanque (D) corriente abajo de la válvula por el músculo artificial neumático. De este modo, al conectar el PAM corriente abajo de la VRPP, la velocidad de flujo se expresa como:

$$q_{PAM} = \frac{V_{PAM}}{\kappa RT} \dot{p}_{out} + \frac{I}{\kappa RT} \frac{dV_{PAM}}{dx} \dot{x} p_{out} \quad (4.4)$$

donde \dot{p}_{out} : velocidad de presión de salida de la válvula (bar/s); V_{PAM} : volumen del PAM (m³); x : contracción del PAM (x =longitud actual-longitud nominal/longitud nominal); \dot{x} : velocidad de contracción del PAM; κ : factor de conversión; R : constante ideal de los gases=286,9 J/Kg °K; T : temperatura = 298 °K.

A fin de hallar la velocidad de flujo a la salida de la válvula, el volumen del actuador fue aproximado considerando su dependencia de la variación de longitud que exhibe el músculo durante su funcionamiento. Para ello se modeló al PAM como un cilindro de volumen variable en función de su contracción, y se estimó su volumen mediante un polinomio de tercer orden (Hosovsky and Havran, 2012):

$$V_{PAM}(x) = ax^3 + bx^2 + cx + d \quad (4.5)$$

donde a , b y c son los coeficientes del polinomio obtenidos a través del método de mínimos cuadrados utilizando *Matlab*®. Luego, a partir de la combinación de las ecuaciones 4.4 y 4.5 se determinó el flujo de salida de la válvula. Por su parte, el flujo de entrada fue obtenido a partir del de salida aplicando la ecuación de continuidad (Beater, 2007).

En cuanto a las condiciones de prueba experimental establecidas para la estimación del flujo de aire durante la operación del PAM, se fijó la presión absoluta de suministro en 7 bar (700000Pa) y se utilizaron los rangos de voltaje de 0 a 3V y de 0 a 5V como señal de

referencia, a una frecuencia de 1.5Hz. Asimismo, se registraron en forma dinámica las presiones de entrada y de salida de la VRPP, el desplazamiento longitudinal del PAM y la fuerza ejercida por el PAM a través de sus respectivos elementos de medición. Además, una serie de pesos comprendidos en el rango de 250-3000 N fueron aplicados al actuador. En particular, en este trabajo se evaluó un peso de 814,23 N, correspondientes a la masa corporal de 83 kg de la paciente MMC bajo estudio.

Finalmente, se compararon las presiones de entrada y salida de la válvula para el sistema VRPP-PAM con el fin de determinar si existe diferencia significativa entre ambas presiones. En este sentido, se observó que para un rango de tensión de entrada de 0 a 3V, la variación del volumen del actuador incrementó en un 10% la velocidad de flujo de aire de salida. Por su parte, para una variación del voltaje de referencia de 3 a 5V, la velocidad de flujo de entrada aumentó de 2,79 a 4.34 l/min, indicando por lo tanto un incremento concomitante de la velocidad de flujo de salida con el voltaje de referencia (Rodrigo *et al.*, 2016).

4.5 – Caracterización del actuador de músculo artificial neumático

Para explorar la aplicabilidad del PAM como elemento activo de la AAFO para rehabilitación de marcha propuesta, se comparó su comportamiento con el del músculo esquelético biológico (Lescano *et al.*, 2013). Para efectuar esta comparación en primer lugar se consideró que si bien las características microscópicas de los

músculos biológicos aún no pueden ser emuladas tecnológicamente, su funcionalidad macroscópica puede imitarse a través de actuadores biomiméticos (Chu *et al.*, 2005), tales como el DMSP de Festo® (Festo, 2008b). En efecto, en ambos casos la fuerza es generada por activación, a través de un impulso nervioso para el caso del músculo biológico y de la presión neumática para el PAM. Otra similitud entre estos elementos se vincula con la capacidad de contracción, que es aproximadamente del 35% respecto de la longitud de reposo, pudiendo además funcionar en una configuración de par agonista-antagonista (Caldwell *et al.*, 2000). Asimismo, la capacidad de generación de fuerza del PAM del orden de 6 veces el peso corporal (Festo, 2008b), permitiría replicar las fuerzas musculares desarrolladas durante la marcha humana (Winter, 2009; Sánchez *et al.*, 1999).

Sin embargo, es sabido que el músculo esquelético opera con mayor eficiencia, responde más rápidamente y tiene un control más preciso que el PAM (Caldwell *et al.*, 2000). Teniendo en cuenta estas similitudes y diferencias entre el PAM y el músculo esquelético biológico, se registró el comportamiento estático del PAM para diferentes condiciones de carga. A partir de los datos obtenidos experimentalmente, se representaron luego las curvas isóbaras que relacionan la capacidad de carga del PAM con su contracción longitudinal (Lescano *et al.*, 2013). Los resultados de la Figura 4.6 indican que para una presión de entrada de 1 bar (100000 Pa) y carga menor a 1000N, la contracción lograda es menor del 5%, mientras que a mayores valores de carga el PAM muestra un comportamiento

isométrico. Por su parte, a mayores presiones de entrada el comportamiento contráctil del PAM se incrementa hasta el orden del 27% para presiones entre 4-5 bar. Estos resultados muestran la potencialidad del PAM para operar en las condiciones de contracción concéntricas requeridas para la aplicación prevista –en donde la fuerza máxima que ha de desarrollar el PAM del orden de 4 veces el peso corporal (Giddings *et al.*, 2000)–, se corresponde con la carga de 3000 N soportada por el actuador durante su evaluación experimental (Lescano *et al.*, 2013).

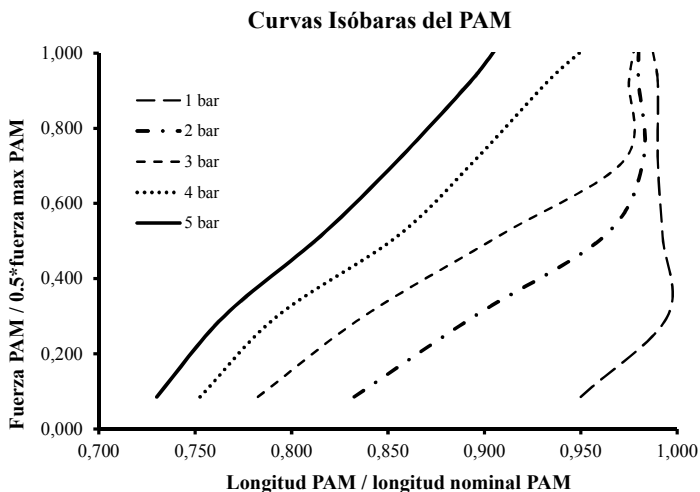


Figura 4.6: Curvas relativas fuerza-longitud evaluadas para el PAM
(Lescano *et al.*, 2013).

Además, para contrastar estos resultados con los obtenidos a partir del modelo de Hill del músculo esquelético (que incorpora

elementos elástico y contráctil para representar la dinámica de contracción del músculo esquelético), se empleó una base de datos de marcha previamente registrada para un sujeto adulto masculino (25 años de edad, altura 1,70 m y peso 70 kg) con cadencia normal, a partir de la cual se estimaron las fuerzas musculares desarrolladas durante un ciclo de marcha para los principales grupos musculares de la extremidad inferior (Rodrigo, 2008; Rodrigo *et al.*, 2008). En particular, se evaluó la relación fuerza-longitud para el grupo muscular de flexores plantares del tobillo durante el período comprendido entre el 50 y el 60% de ciclo de la marcha, considerando la función crucial que tiene este grupo muscular durante este período para lograr simultáneamente la propulsión del centro de masas corporal y el soporte del peso corporal a través de su potente contracción concéntrica (Neptune *et al.*, 2001; Winter, 2009), que es precisamente la función que se espera realice el PAM en la AAFO a desarrollar.

Por último, a fin de comparar los resultados obtenidos para el PAM con los del grupo de los flexores plantares del tobillo considerados, se representó en el eje de abscisas la relación longitud muscular respecto de su longitud en reposo (l/l_0) y en el eje de ordenadas, la fuerza muscular desarrollada respecto de la fuerza máxima (F/F_{\max}), tal como se visualiza en la Figura 4.7. Los resultados logrados indican que el acortamiento experimentado por los flexores plantares del tobillo durante el período del 50 al 60% del ciclo de marcha es del orden del 3%, lo cual muestra que el comportamiento del PAM podría satisfacer las condiciones de

trabajo requeridas para la aplicación aquí considerada (Lescano *et al.*, 2013), una cuestión que luego se profundizará.

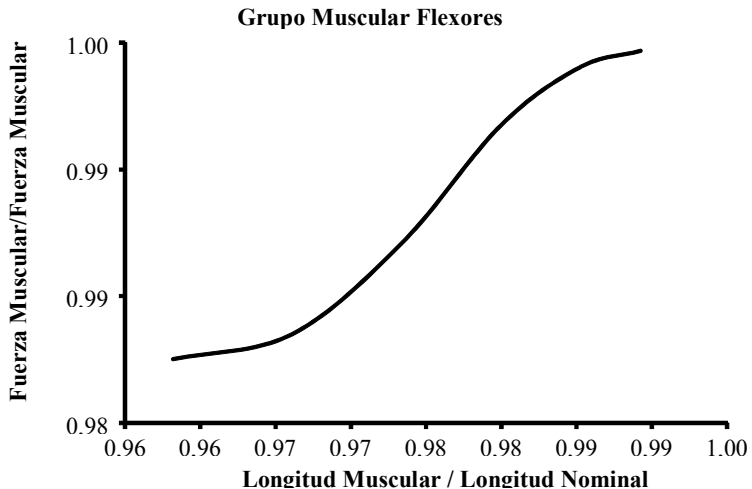


Figura 4.7: Relación fuerza-longitud estimada para los flexores plantares del tobillo (Lescano *et al.*, 2013).

4.6 – Implementación del prototipo de AAFO instrumentada

La implementación de este prototipo se basó en el siguiente concepto expresado en el Capítulo 1. Tal como se mencionó, la lesión medular lumbosacra de MMC exhibida por la paciente estudiada ocasiona una marcada debilidad de los músculos flexores plantares del tobillo, lo cual se manifiesta en cambios respecto de la normalidad en los patrones cinemáticos y cinéticos de su marcha. A partir de estas señales registradas con sensores adecuados, es posible desarrollar algoritmos para controlar la operación de la AAFO con el

fin de propiciar la recuperación funcional de marcha de la paciente MMC.

En base a estos antecedentes y con el propósito de realizar una prueba de concepto de las características requeridas para una órtesis robótica orientada a este fin, se analizaron los requerimientos de diseño para un prototipo de AAFO instrumentada. Tales requerimientos funcionales se resumen en los siguientes:

- Poseer una estructura liviana que no limite el movimiento de la paciente considerada.
- Disponer de sensores de contacto que permitan identificar las dos fases principales del ciclo de marcha (apoyo y balanceo).
- Diferenciar dentro de la fase de apoyo del ciclo de marcha la subfase de flexión plantar actuada, de tal manera de proporcionar una asistencia activa a través de la AAFO, apropiada para esta subfase de marcha.
- Registrar mediante sensores apropiados variables cinemáticas y cinéticas, tales como la excursión angular de la articulación del tobillo y la fuerza ejercida por el actuador con el fin de caracterizar la dinámica articular a lo largo del ciclo de marcha de la paciente MMC.
- Controlar el funcionamiento de la AAFO en base a un esquema de control adaptable, basado por ejemplo, en los descriptores de marcha MMC desarrollados en el capítulo 2. Además, la estrategia de control ha de permitir la participación activa del sujeto bajo estudio en el proceso de rehabilitación.

Como una primera aproximación para cumplimentar estos requerimientos, se construyó un prototipo experimental de AAFO instrumentada, cuya estructura fue diseñada computacionalmente para esta aplicación a partir de un trabajo previo (Pereyra *et al.*, 2012a; 2012b). El prototipo de AAFO implementado incluye los siguientes elementos:

- **Músculo artificial neumático (PAM):** en base a la experimentación realizada en el banco de prueba con este tipo de actuador y a las medidas antropométricas de la paciente, la AAFO incorpora un músculo neumático, modelo MAS-20-200N-AA-MC-O-ER de Festo®, de 0.02 m de diámetro y 0.35 m de longitud, ubicado en la parte posterior de la AAFO, imitando la disposición del Tríceps Sural en la pierna.
- **Encoder Lineal:** se seleccionó el modelo PZ34-S-250 de Gefran®, ubicado en paralelo con el PAM para registrar las variaciones de longitud durante su operación.
- **Celda de carga:** se eligió la celda de carga modelo MIN, capacidad 1000 lb (4448.22N) de BSL®, sensibilidad de 2 mV/V para registrar la fuerza ejercida por el actuador. Está ubicada en serie con el actuador y permite además definir los márgenes de seguridad de la fuerza a aplicar.
- **Sensor de excursión angular del tobillo:** el sensor elegido es un potenciómetro lineal modelo FCP40A 1KOhm +/-10%, linealidad +/-0.5%, marca Sakae®, de alta sensibilidad, que

constituye una de las señales de salida del sistema a partir de la cual se planteó el esquema de control del dispositivo robótico.

- **Sensores de fuerza:** se seleccionó el modelo FSR 0.5” de Interlink®, ubicados sobre una plantilla en la base de la AAFO, que permiten identificar no sólo las fases del ciclo de marcha, sino también medir en forma aproximada la componente vertical de la fuerza de reacción del suelo, FRSv (Lescano *et al.*, 2015a).

Además de estos elementos de medición, se colocaron dos finales de carrera mecánicos en la región posterior y anterior del pie, coincidentes respectivamente con la posición del contacto inicial (talón) y el despegue del antepié (metatarso) durante la fase de apoyo de la locomoción, que permiten identificar las fases de apoyo y balanceo del ciclo de marcha. A la hora de implementar la órtesis robótica a utilizar por la paciente MMC, tales finales de carrera han de ser reemplazados por sensores de fuerza (por ejemplo, el modelo FSR 0.5” de Interlink®) ubicados sobre una plantilla en la base de la AAFO (Lescano *et al.*, 2015a), con el propósito de no sólo individualizar las fases del ciclo de marcha, sino también medir la FRSv.

En la Figura 4.8 se visualiza el prototipo de AAFO instrumentada, construido según las dimensiones antropométricas de la paciente MMC. La plataforma, formada por este prototipo y el sistema de actuación neumático, representa la planta del sistema estudiado, sobre la que se definió e implementó la estrategia de control de posición de la AAFO.

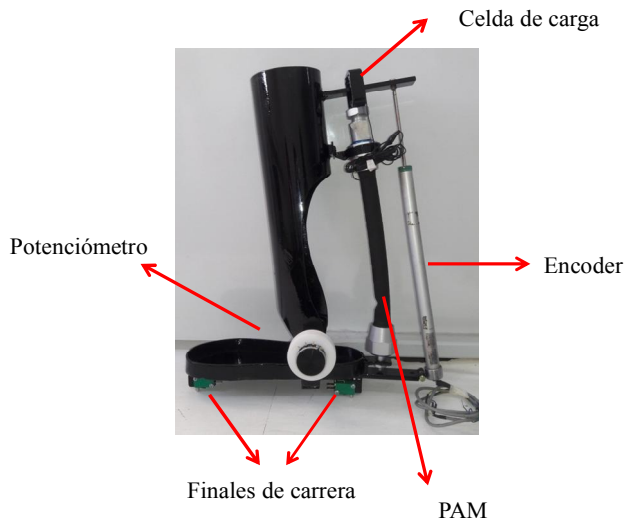


Figura 4.8: Prototipo de la AAFO instrumentada implementado, en donde se observa el PAM, así como los sensores de excursión angular, desplazamiento lineal, fuerza y finales de carrera.

Por su parte, la Figura 4.9 muestra la estructura de soporte de la AAFO y el circuito neumático que forman parte de la plataforma implementada. Tal como se describió anteriormente, este circuito consta de un filtro con trampa de agua, celdas de presión para el registro de las presiones de entrada a la válvula proporcional y al actuador neumático, un regulador de caudal, así como un caudalímetro modelo SFAB-50U-HQ6-2SV-M12 marca Festo® para el registro del flujo de aire de entrada a la válvula, y la válvula proporcional que constituye el elemento que controla la presión suministrada al PAM.

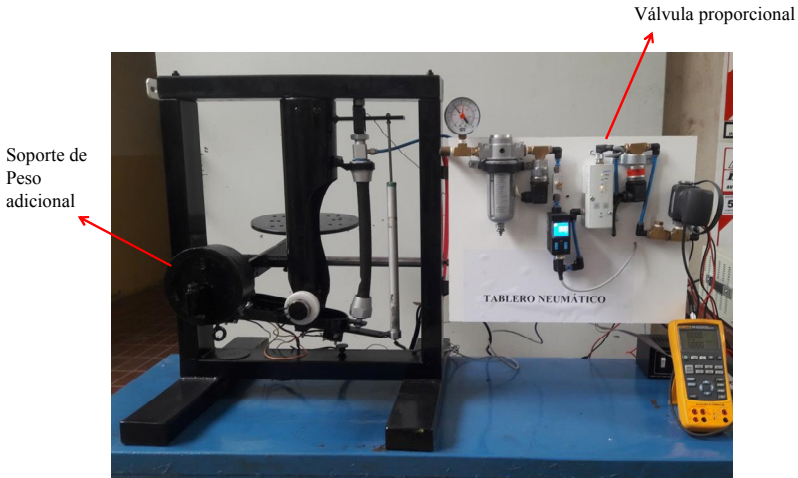


Figura 4.9: Planta del sistema conformada por el prototipo de AAFO y el circuito neumático implementados.

A continuación se describe la calibración de los elementos de medición y las pruebas de funcionamiento efectuadas con el prototipo de AAFO instrumentada.

4.6.1 – Calibración de elementos de medición de la AAFO

Para llevar a cabo esta calibración se adquirieron y evaluaron en régimen estacionario una serie de señales. En particular, para determinar la variación de longitud (o grado de contracción) del actuador se registró la tensión del encoder lineal dispuesto en paralelo con el PAM para distintas presiones de suministro y sin aplicar peso adicional a la estructura. El encoder requirió de una tensión de alimentación de 12 V y la contracción del actuador (k) fue determinada a partir de la expresión:

$$k = k_0 + y / l_0 \quad (4.6)$$

siendo k_0 la contracción inicial del actuador, l_0 la longitud inicial del PAM e y el desplazamiento del mismo.

Por su parte, la calibración del potenciómetro lineal que registra la excursión angular del tobillo fue realizada a partir del uso de un goniómetro manual, habitualmente utilizado en la práctica clínica para medir posición angular. El vástago fijo del goniómetro fue colocado en paralelo al segmento pierna del prototipo de AAFO, mientras que su brazo móvil permitió registrar el ángulo que experimenta el segmento pie respecto de la componente horizontal durante la operación del PAM. Se asumió como posición inicial de la AAFO la correspondiente al contacto inicial a través del talón, para la cual el pie forma un ángulo de 10° respecto del eje horizontal. Además, para la calibración de la celda de carga de la AAFO se evaluaron distintos pesos aplicados, registrando luego la tensión de salida correspondiente a cada carga.

Respecto al circuito neumático, las celdas de presión corriente arriba y corriente abajo de la válvula fueron también calibradas para una tensión de alimentación de 15 V, que genera señales de corriente de 4 a 20 mA convertidas luego en tensión sobre resistencias de 220Ω y 270Ω , respectivamente. Finalmente, el caudalímetro se calibró a partir de la relación entre el flujo circulante y la tensión registrada. En la Figura 4.10 se muestran las curvas de calibración y en la Tabla 4.4 se visualizan las ecuaciones obtenidas para cada instrumento de medida.

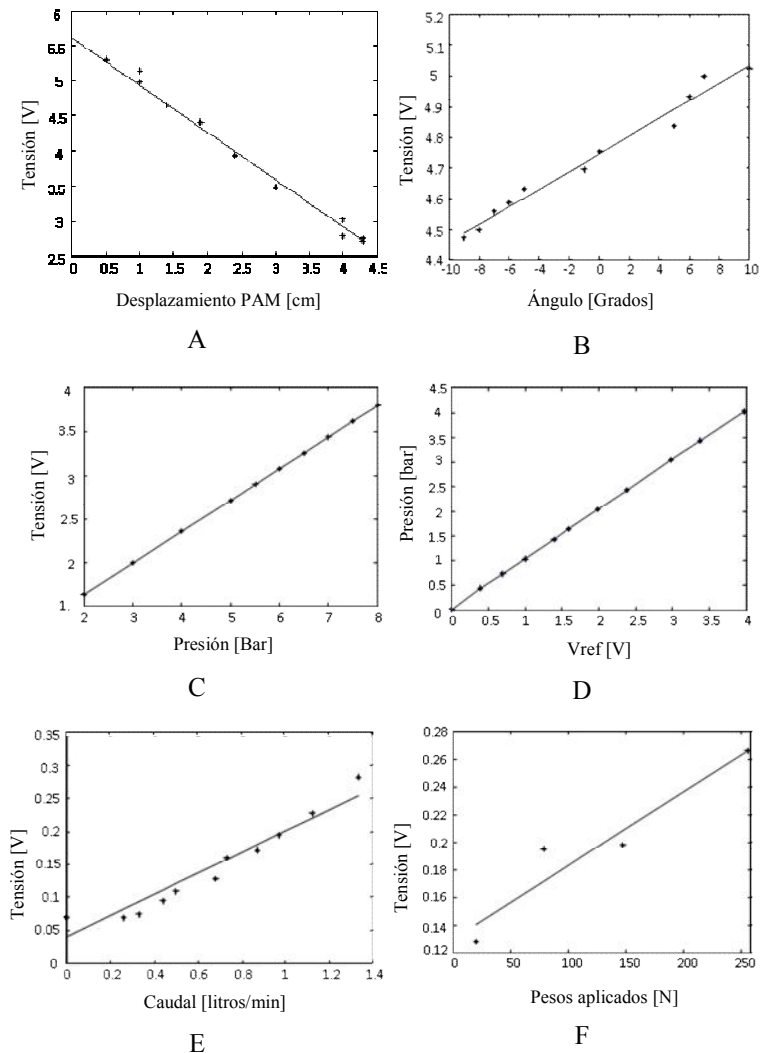


Figura 4.10: Curvas de calibración de los instrumentos de medición: A- Encoder; B-Potenciómetro; C-Celda de presión 1; D-Celda de presión 2; E-Caudalímetro; F-Celda de Carga.

Tabla 4.4: Ecuaciones de calibración de los instrumentos de medición en prototipo de AAFO.

Instrumento	Ecuación	R²	SSE	RMSE
Encoder	$Tensión[V]=0.6713*Desplaz[cm]+ 5.606$	0.989	0.136	0.1166
Potenciómetro	$Tensión[V]=0.02891*Ángulo[°]+ 4.747$	0.979	0.008263	0.0303
Celda de carga	$Tensión[V]=0.0005*Fuerza[N]+ 0.13$	0.9161	0.0008008	0.02001
Celda de presión 1	$Tensión[V]=0.3612*Presión[bar]+ 0.9123$	0.9998	0.001014	0.01126
Celda de presión 2	$Tensión[V]=0.1423*Presión[bar]+ 1.209$	1	1.576e-05	0.001323
Caudalímetro	$Tensión[V]= 0.2979*Caudal[l/min]- 0.0411$	0.9995	0.04147	0.0614
Válvula proporcional	$Presión[bar]=1.007*Tensión[V]+ 0.02886$	0.999	0.0009659	0.01036

4.6.2 – Evaluación del funcionamiento de la AAFO

Previo al desarrollo e implementación del controlador de la AAFO, se efectuó una prueba preliminar de funcionamiento para determinar si el sistema responde adecuadamente a los valores característicos de fuerza de reacción del suelo que se manifiestan durante el ciclo de marcha. Para esto se analizó la curva de la fuerza de reacción vertical del suelo (FRSv) de la paciente MMC y el punto de aplicación de la misma a lo largo del pie (centro de presiones) en los instantes correspondientes a eventos típicos del ciclo de marcha.

La Figura 4.11 superior representa la curva de FRSv promedio de la paciente MMC y en línea de puntos su peso, mientras que en la figura inferior se visualiza la diferencia entre la coordenada antero-posterior (coordenada x) del punto de aplicación de dicha fuerza medida con plataforma de fuerza, relativa a la coordenada horizontal del maléolo determinada a partir del marcador ubicado en el eje de la articulación de tobillo. Tal diferencia establece la distancia entre el punto de aplicación de la fuerza y la posición del maléolo. Los

puntos indicados representan los instantes de contacto inicial, primer y segundo máximo de la FRSv y despegue del antepié durante la marcha de la paciente MMC. Para estos instantes se observa el valor de la fuerza y su punto de aplicación respecto al maléolo.

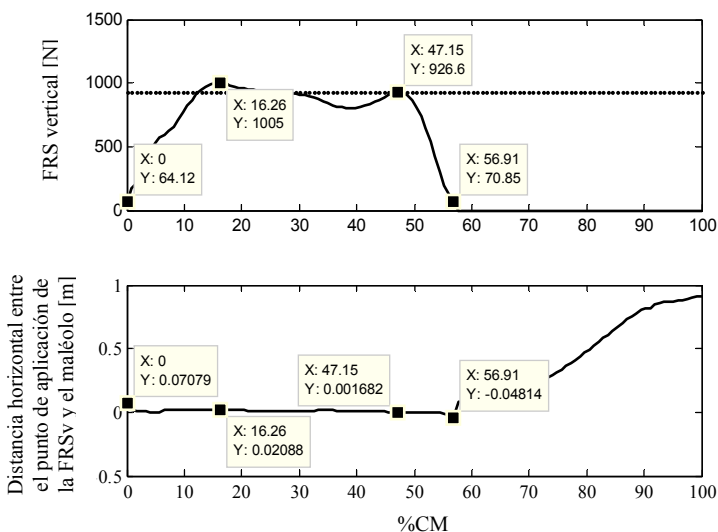


Figura 4.11: Fuerza de reacción vertical y punto de aplicación para un ciclo de marcha de paciente MMC.

De acuerdo con estos datos de marcha de la paciente MMC y teniendo en cuenta la característica de pie talo que presenta, se determinó que el contacto inicial ($x=0$) se efectúa aproximadamente 0.07 m por detrás de la posición del maléolo, en donde se registra un valor de FRSv de 64.12 N, equivalente a 0.0688 veces el peso corporal (931.95 N). Por su parte, el punto de aplicación de los dos picos máximos de FRSv (1005 N y 926.6 N) se ubica 0.02 m por detrás y al mismo nivel que la articulación del tobillo,

respectivamente, mientras que el despegue del antepié se produce 0.04 o 0.05 m por delante de tal articulación, con una carga de 70.85N.

Para simular tal situación de funcionamiento real a través del prototipo de AAFO, se acopló a la estructura de la órtesis una palanca de primera especie. Sobre uno de sus extremos se aplicaron pesas patrones de forma tal que la carga ejercida en los puntos de mayor demanda del pie fuera equivalente a la FRSv registrada para la paciente. Inicialmente la palanca se colocó 0.07 m por detrás del maléolo y se aplicó una pesa patrón de 2Kg a 0.32 m del fulcro o punto de apoyo de la palanca. Según la relación de palanca establecida, a una distancia de 0.08 m a la derecha del fulcro, esta carga se traduce en 78.48N (Figura 4.12A). Asimismo, se aplicó un peso de 26Kg ubicados 0.02 m por detrás del maléolo para representar una carga de 1005N, equivalente al primer pico de la FRSv para el caso MMC (Figura 4.13).

Pruebas de operación adicionales fueron realizadas aplicando pesos de 300 y 500N a 2 y 12 cm por delante de la articulación del tobillo, que representan respectivamente los instantes de tiempo en donde la fuerza cae por delante del maléolo durante la fase de apoyo medio para el caso MMC estudiado y el despegue del antepié para marcha normal. Bajo dichas condiciones de operación, para distintas presiones se evaluó el comportamiento del actuador registrando la contracción y fuerza desarrollada. En las siguientes figuras se visualizan los resultados de las pruebas efectuadas a lazo abierto.

Así por ejemplo, la Figura 4.12 muestra los registros logrados para una señal rampa de 0 a 4V y de 0.8Hz utilizada como señal de consigna de la válvula. En este caso la carga es de 78,48 N aplicada 0.07 m detrás del maléolo, representando el contacto inicial. La frecuencia elegida corresponde a la frecuencia de marcha (cantidad de pasos efectuados por segundo) de la paciente MMC bajo estudio. Los resultados indican que la forma de onda de la presión de salida de la válvula, equivalente a la presión de suministro del músculo artificial, es similar a la de la tensión de referencia aplicada, siendo además sus magnitudes proporcionales (Fig. 4.12B).

Asimismo, la celda de carga registró una fuerza inferior a la aplicada dado que el punto de sujeción del actuador (ubicado a 9 cm detrás del eje articular) no coincide con el de aplicación de la fuerza, formando así una palanca de tercer género respecto a este eje cuando el peso cae por detrás del maléolo, se observa también que la fuerza inicial realizada es de aproximadamente 90 N y luego se estabiliza en un valor cercano a los 68N sin lograr registrar las variaciones de fuerza debido a la baja sensibilidad de la celda de carga (Figura 4.12C). En referencia a la posición angular del tobillo de la AAFO, se observó una excursión de 10 grados de dorsiflexión y 20 grados de flexión plantar (Fig. 4.12D). Por último, el caudal de aire alcanzó inicialmente un máximo de 27,58 l/min, anulándose luego a medida que el valor de la presión de salida iguala al de la señal de consigna (Fig. 4.12E).

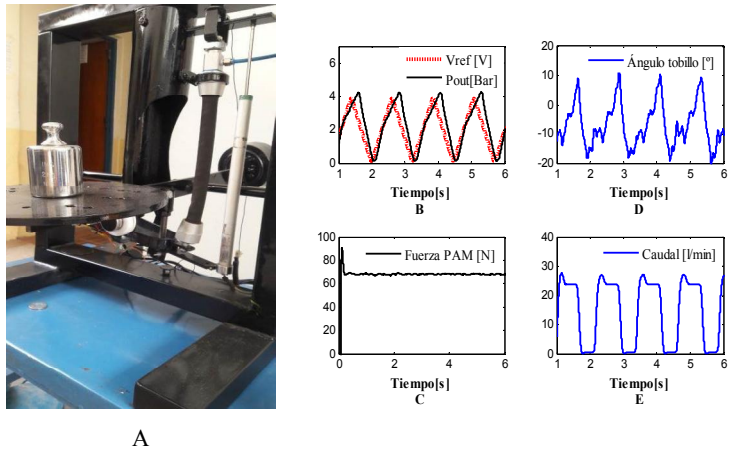


Figura 4.12: Señales adquiridas para entrada de consigna rampa de 0 a 4V y 0.8Hz, aplicando carga aproximada 80N a 0.07 m por detrás del maleolo.

Por su parte, en la Figura 4.13A se muestra una imagen de una de las pruebas realizadas para una carga aproximada de 1020 N (26.68 Kg aplicados sobre un extremo de la palanca de soporte de peso), representando el primer máximo de la FRSv que cae 0.02m por detrás del maléolo. Para este valor de carga se aplicaron señales senoidales y cuadradas de distinta amplitud, en un rango de frecuencias de 0.5 a 1Hz. En particular, la Figura 4.13B representa las señales registradas para una señal de consigna senoidal de 0 a 3V y de 0.8Hz.

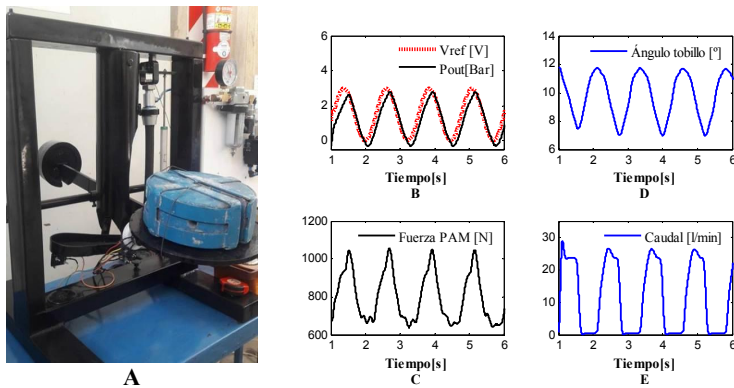


Figura 4.13: Señales adquiridas para entrada de consigna senoidal de 0 a 3V y 0.8Hz, aplicando carga de 1020N, 0.02m por detrás del maléolo.

Como resultado de este ensayo, se observó que a diferencia del ensayo descrito anteriormente, la celda de carga logró distinguir adecuadamente las variaciones de carga en función de la presión suministrada al actuador registrándose un máximo de aproximadamente 1020N al aplicar una presión de 3bar (Figura 4.13C). Por su parte, el análisis del gráfico de excursión angular permite inferir que tal presión aplicada es insuficiente para lograr la flexión plantar para esta aplicación, la figura 4.13D muestra una curva del ángulo del tobillo que es positiva durante todo el ensayo. Con respecto al caudal de aire, se registraron valores inferiores a los obtenidos en el ensayo anterior, en correspondencia con la señal de consigna aplicada de menor amplitud, en este caso el flujo de aire máximo aproximado fue de 26.56 l/min para una tensión de entrada de 0 a 3V (Figura 4.13E).

Finalmente, se efectuó otro ensayo aplicando una carga de 320 N por delante de la articulación del tobillo, que corresponde al valor de FRSv que se produce 0.05 m por delante del maléolo para la condición de marcha MMC (Figura 4.14). Para esto se colocó un peso de 8 Kg sobre el soporte de peso representando 320N aplicados sobre la planta del pie. En la figura 4.14A se observa una presión a la salida de la válvula levemente superior a 5 bar. Por su parte, la fuerza realizada por el PAM alcanzó valores aproximados a los 180N (figura 4.14B). Al aplicar una presión mayor fue posible efectuar una flexión plantar de aproximadamente 4 grados, lo cual se evidencia con el cruce por cero de la excursión angular (Figura 4.14C) comenzando desde una posición de dorsiflexión de 10 grados. Asimismo, el flujo de aire alcanzó un valor máximo de 29,75 l/min (Figura 4.14D).

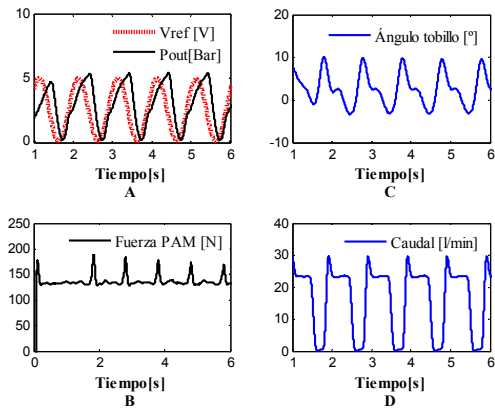


Figura 4.14: Señales adquiridas para entrada de consigna senoidal de 0 a 5V y 0.8Hz, aplicando una carga de 320N a 0.05m por delante del maléolo.

4.7 – Conclusiones

En este capítulo se describió la plataforma de desarrollo implementada en esta tesis, conformada por el sistema de actuación neumático y el prototipo de AAFO instrumentada. La experimentación realizada con el banco de prueba del sistema neumático, especialmente construido para la aplicación propuesta, permitió la calibración de instrumentos de medición y la caracterización del comportamiento tanto de la válvula proporcional, como del músculo artificial neumáticos. Además, los ensayos fueron realizados aplicando un rango de carga semejante al soportado por los flexores plantares del tobillo durante la locomoción humana normal, con el fin de evaluar el comportamiento del sistema en las condiciones de operación previstas para la aplicación propuesta. Los resultados de calibración indicaron para todos los casos, una relación lineal entre las variables de entrada y de salida, con un coeficiente de regresión mayor que 0.99 (Lescano *et al.*, 2013).

Por su parte, la descripción del comportamiento de la válvula que estima la dependencia de su presión de salida respecto de la velocidad de flujo de aire comprimido fue efectuada para dos situaciones de carga corriente abajo: con un tanque de volumen constante y con el actuador de músculo neumático. Los resultados obtenidos evidenciaron un buen desempeño de la válvula neumática elegida para la aplicación prevista (Rodrigo *et al.*, 2016), lo cual será evaluado en detalle en el próximo capítulo. En cuanto al comportamiento del PAM, los resultados experimentales logrados evidencian su potencialidad para operar en las condiciones de carga

requeridas para la aplicación prevista, en donde la fuerza máxima que ha de desarrollar se corresponde con la capacidad de carga del PAM evaluada experimentalmente. Se observó además una capacidad de contracción del PAM semejante a la del músculo biológico durante el período crítico del 50 al 60% del ciclo de la marcha (Sorli *et al.*, 1997; 2001; Lescano *et al.*, 2013). Se destaca también el comportamiento biomimético macroscópico semejante entre el PAM y el músculo biológico (Chu *et al.*, 2005), manifestado por la equivalencia entre la presión de entrada al PAM y el nivel de excitación neuronal que gobierna y coordina la actividad muscular durante la marcha (Rodrigo *et al.*, 2010a; 2010b).

El prototipo experimental de AAFO implementado cumple con algunos de los requerimientos de diseño establecidos para este tipo de órtesis robótica, ya que el mismo fue diseñado de acuerdo a las dimensiones antropométricas de la paciente MMC bajo estudio, incorporando además una serie de sensores que permiten registrar las señales a partir de los cuales se desarrollará el esquema de control de la AAFO propuesto en este trabajo. Los requerimientos de diseño no considerados en esta etapa se relacionan con la evaluación de una estructura de soporte liviana y estética para la AAFO, así como el desarrollo de estrategias de control optimizadas que contemplen los descriptores de marcha MMC propuestos en esta tesis.

La evaluación preliminar del funcionamiento de la órtesis realizada en la que el prototipo fue sometido a diversas cargas, equivalentes a las que serán aplicadas al operar como exoesqueleto de rehabilitación, muestra que en condiciones de máxima solicitud,

con una carga de 1020N aplicada a 0.02m detrás del maléolo, el PAM es capaz de efectuar un torque de 94.6Nm con sólo aplicar una presión de 3 bar. Los ensayos realizados evidenciaron el rango de cargas, el caudal de aire comprimido circulante en el sistema y la excursión angular articular admisibles. Asimismo, las pruebas de calibración efectuadas mostraron una relación lineal con un coeficiente de regresión superior a 0.9 en todos los casos. Tal evaluación proporciona información de utilidad que será considerada en el capítulo 6 para el diseño del sistema de control preliminar del prototipo de AAFO.

Capítulo 5

MODELACIÓN, EVALUACIÓN Y VALIDACIÓN DE COMPONENTES DE LA AAFO

5.1 – Introducción

La modelación matemática constituye una valiosa herramienta para el diseño y análisis de la dinámica de sistemas complejos. La obtención de un modelo validado permite no sólo simular el comportamiento del sistema en condiciones reales de operación, sino también analizar su desempeño al aplicar diferentes arquitecturas de control. En este sentido, la obtención de modelos adecuados de los componentes de un sistema puede conducir a una reducción significativa del hardware y de la estrategia de control a utilizar, posibilitando al mismo tiempo la evaluación del rendimiento del sistema en un entorno virtual seguro.

Considerando las ventajas de disponer de modelos que representen el comportamiento de los distintos componentes de la AAFO para rehabilitación de marcha propuesta, en este capítulo se describen los modelos obtenidos para el sistema de actuación y la estructura AAFO-extremidad inferior. En el primer caso, se obtienen modelos lineales y no lineales de la relación que típicamente caracteriza la dinámica de las válvulas reguladoras de presión proporcional, así como un modelo global que considera además la dependencia de la presión de salida respecto de las perturbaciones de

flujo que impone la operación del PAM para esta aplicación. Así también, se desarrolla un modelo que describe el comportamiento del actuador de músculo neumático.

En cuanto a la estructura de la AAFO, se presenta un modelo de la misma de acuerdo a las dimensiones antropométricas de la paciente MMC estudiada. Todos estos modelos han sido implementados en el entorno de *Matlab*® a través de su herramienta *Simulink*®.

5.2 – Modelación de la válvula proporcional neumática

El estado del arte muestra la aplicación de distintos métodos paramétricos (Ljung, 1999) y no paramétricos (Narendra and Parthasarathy, 1990) que han permitido obtener respectivamente, modelos lineales (Sorli *et al.*, 1997; 2001; 2004; 2010) y no lineales (Carneiro and Gomes de Almeida, 2006) para caracterizar la dinámica de válvulas de presión proporcional, típicamente a través de la relación presión de salida vs tensión de referencia de la válvula (Beater, 2007). De acuerdo con esto, en las secciones siguientes se proponen tanto modelos lineales como no lineales de esta relación para la VRPP analizada en este trabajo.

Asimismo, considerando que para la aplicación aquí pretendida (relacionada con el uso de un PAM como actuador de la AAFO de rehabilitación de marcha), se requiere un control preciso de la presión de salida de la VRPP para lograr simultáneamente a través del PAM, un movimiento articular suave y una eficiente fuerza de interacción con el paciente, resulta importante evaluar además, el

efecto de perturbación sobre la válvula que provocan las variaciones de carga corriente abajo durante la operación del PAM. En este sentido, se presenta también aquí un modelo global lineal desarrollado para la VRPP, que caracteriza la dependencia de su presión de salida respecto de sus entradas de tensión de referencia y velocidad de flujo de aire comprimido.

5.2.1 – Modelo lineal

A fin de obtener un modelo que reproduzca adecuadamente el comportamiento dinámico de la válvula analizada, se efectuó el registro de datos de entrada y de salida de la VRPP a partir del banco de prueba experimental descrito en la Figura 4.2 del Capítulo 4, conectando a la salida de la válvula un tanque de volumen constante de 0.04 m³. Pevio a su análisis en el dominio temporal, los datos fueron suavizados utilizando una serie de filtros, tales como los de Sawitsky-Golay y filtro pasabajo de Butherworth (Elliot, 1983; Ljung, 1999).

Como primera aproximación, se eligió un modelo paramétrico lineal de lazo abierto, que vincula la presión de salida de la VRPP con su tensión de referencia. La señal de entrada corresponde a una señal cuadrada de 1.5 Hz, rango 2-5 Vcc, con una presión de suministro de 6 bar, mientras el puerto de salida permaneció cerrado a fin de impedir la influencia de la carga conectada corriente abajo de la válvula sobre la presión de salida (evaluación en vacío). Luego de una serie de pruebas con modelos subamortiguados de 2° y 3° orden y sin retardo, se obtuvo el mejor ajuste para un modelo de 3°

orden, cuyos parámetros se estimaron a través de la herramienta de identificación de sistema de *Matlab*® (Ljung, 1999).

Además, la señal fue subdividida para obtener adecuados porcentajes para identificación (60%) y validación (40%) del modelo. Así también, el desempeño del modelo logrado fue evaluado y validado aplicando señales de entrada en el rango frecuencial de 0.4 a 1.5 Hz. Para esto y con el fin de comparar las señales real y simulada, se implementó un diagrama de bloques en el entorno Simulink de *Matlab*®. De acuerdo con este procedimiento, la función de transferencia de lazo abierto de la relación presión de salida vs tensión de entrada viene dada por:

$$G(s) = \frac{1.0049}{1.2 \times 10^{-4} s^3 + 1.69 \times 10^{-3} s^2 + 7.465 \times 10^{-2} s + 1} \quad (5.1)$$

caracterizada por un par de polos complejos conjugados y un polo real ubicados en el semiplano izquierdo, lo cual indica que el sistema presenta un comportamiento estable (Lescano *et al.*, 2015b).

Finalmente, el modelo obtenido en vacío, fue validado con datos experimentales de entrada y de salida, registrados al conectar un tanque a la salida de la válvula de presión. Tales datos y su aplicación al modelo fueron comparados, obteniéndose errores cuadráticos medios del orden de 0.26 (para V_{ref} de 2 a 5 V, 1.5Hz) y 0.4051 (V_{ref} de 0 a 4 V, 0.4Hz). Señales senoidales de distintas frecuencias fueron utilizadas como señal de entrada evidenciándose que para frecuencias superiores a 1.5Hz se produjo una disminución de la presión de salida (atenuación), por lo que se consideró que la VRPP presenta un ancho de banda de aproximadamente 1.5Hz

(Lescano *et al.*, 2015b). Tal valor de frecuencia muestra la viabilidad de utilizar este sistema en aplicaciones de rehabilitación de marcha, donde las frecuencias de locomoción típicas en pacientes con lesión medular oscila entre 0.125Hz y 1.25 Hz como máximo (Perry, 1992; Gutierrez *et al.*, 2005).

5.2.2 – Modelo no lineal

En términos generales, el procedimiento de identificación del comportamiento de un sistema dinámico mediante una red neuronal artificial (RNA) consiste en ajustar los parámetros de la red en base al error entre las salidas del modelo y de la planta. Asumiendo que el sistema físico presenta una estructura matemática expresada como una función $f(y, u)$ de los valores actual y pasado de las entradas u y de las salidas y , y que además es estable en el sentido que tanto las entradas como las salidas están acotadas, su descripción puede efectuarse por una ecuación en diferencias del tipo (Narendra and Parthasarathy, 1990):

$$y(k) = f[y(k), y(k-1), y(k-2), \dots, y(k-n), u(k), u(k-1), \dots, u(k-m)] \quad n \geq m \quad (5.2)$$

donde k es la variable de tiempo discreto, m y n el número de retardos de entrada y salida, respectivamente.

Para esta clase de sistemas, existen dos esquemas tradicionales de identificación, denominados Modelo Paralelo y Modelo Serie-Paralelo (Figura 5.1). En particular, la estructura de identificación del modelo serie paralelo o modelo NNARX (*Nonlinear Auto-*

Regressive with Exogenous Input Models), es tal que la salida de la planta \hat{y}_p es realimentada al modelo de identificación, de acuerdo a un esquema conocido como retropropagación estática (en inglés, static back propagation) (Narendra and Parthasarathy, 1990; Carneiro and Gomez de Almeida., 2006) de la forma:

$$\hat{y}_p(k+1) = \hat{f}[y(k), \dots, y(k-n+1), u(k), \dots, u(k-m+1)] \quad (5.3)$$

que respecto del modelo paralelo (en donde la realimentación viene dada por la salida estimada), tiene la ventaja de ajustar más fácilmente los parámetros con menor esfuerzo computacional.

En base a estos conceptos, para el modelado de la VRPP se eligió esta RNA con una configuración de 3 capas completamente conectadas, de 6, 5 y 1 neuronas, respectivamente. Además, las funciones de activación para la entrada y las capas ocultas fueron del tipo tangente hiperbólica, y lineal para la capa de salida, eligiendo como algoritmo de entrenamiento el método de Levenberg-Marquardt (Haikyn, 1999). Asimismo, el vector de datos de la señal de entrada evaluada en el rango de 0.4–1.5 Hz y con distintas condiciones de operación de la VRPP (puerto de salida cerrado y conectado al tanque corriente abajo), fue dividido para lograr adecuados porcentajes para entrenamiento (70%), validación (15%) y prueba (15%).

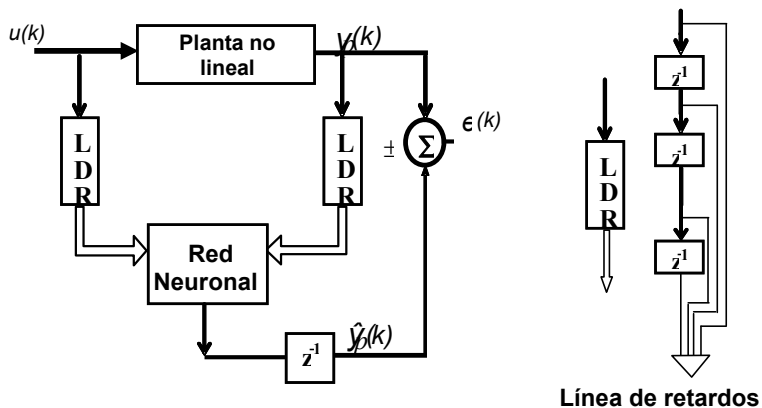


Figura 5.1: Modelo Serie Paralelo de redes neuronales para identificación de sistemas (Rodrigo *et al.*, 2014).

A fin de modelar la dinámica no lineal de lazo abierto de la VRPP analizada, se efectuaron distintas pruebas variando el número de neuronas de las capas ocultas y retardos aplicados a las señales de entrada y salida de la planta, calculando también el error de identificación. Finalmente, se implementó un diagrama en bloques en Simulink® para comparar las salidas real y simulada. Los resultados con este modelo fueron más precisos que para el primer caso, obteniéndose errores del orden de 0.0034 y 0.0605 para las mismas condiciones precedentes evaluadas (Rodrigo *et al.*, 2014). En la Figura 5.2 se visualiza el desempeño de los modelos lineal y no lineal.

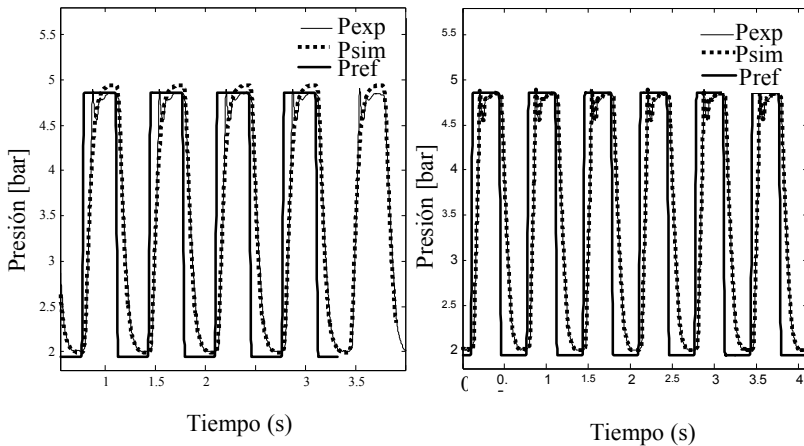


Figura 5.2: Respuesta obtenida por simulación del modelo lineal (izquierda) y el modelo no lineal (derecha) para $V_{ref}=2-5$ V y $f=1.5$ Hz, VRPP en vacío (Lescano *et al.*, 2015b; Rodrigo *et al.*, 2014).

5.2.3 – Modelo global

Para controlar la presión de salida de la válvula y lograr simultáneamente un movimiento articular suave y una adecuada fuerza de interacción con el paciente a través del PAM conectado a la AAFO por intermedio de la válvula, resulta importante evaluar el efecto de perturbación sobre la presión de salida de la VRPP que provocan las variaciones de carga corriente abajo durante la operación del PAM. Además, si bien los sistemas neumáticos tienen un comportamiento no lineal en condiciones reales, su dinámica

puede aproximarse en forma lineal si su rango de trabajo se acota a intervalos donde los componentes se comportan linealmente (Ljung, 1999).

Al respecto, la Teoría de Control establece que si un sistema es lineal, es posible aplicar el Principio de Superposición (Ogata, 1997). Específicamente, aplicando este principio a la válvula reguladora de presión neumática aquí analizada –cuya dinámica se representa esquemáticamente en la Figura 5.3 a través de sus entradas de tensión de referencia V_{ref} y de velocidad de flujo de aire Q_{in} , y de sus salidas de presión P_{Vref} y P_{Qin} – la salida total del sistema P_{out} se obtiene como suma de las salidas parciales P_{Vref} y P_{Qin} , que resultan de evaluar separadamente cada entrada mientras la otra se anula, de acuerdo con:

$$P_{out} = P_{Vref} + P_{Qin} \quad (5.4)$$

$$P_{out} = G_{Vref} \Big|_{Q_{in}=0} * V_{ref} + G_{Qin} \Big|_{V_{ref}=0} * Q_{in}$$

donde G_{Vref} y G_{Qin} corresponden respectivamente, a las funciones de transferencia obtenidas para cada entrada.

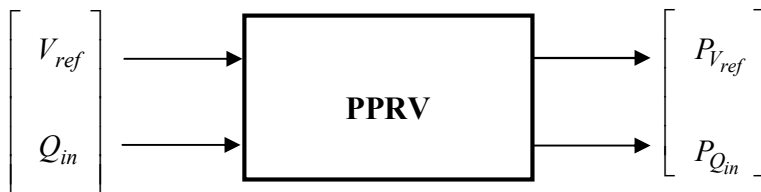


Figura 5.3: Diagrama esquemático del sistema lineal que caracteriza la dinámica de la VRPP considerada.

En base a estos conceptos y con el propósito de modelar el

comportamiento dinámico de la válvula cuando está conectada corriente abajo al PAM, se realizó un registro de datos de entrada y salida a partir del banco de prueba descrito en el capítulo anterior. Luego, asumiendo la válvula como una caja negra (es decir, sin considerar su diseño mecatrónico), se aplicó un procedimiento de identificación fuera de línea para encontrar las funciones de transferencia parciales GV_{ref} y GQ_{in} , que representan las relaciones P_{out}/V_{ref} y P_{out}/Q_{in} , respectivamente. Previo a la identificación del sistema, los datos registrados fueron filtrados digitalmente con un pasabajo Butherworth, con frecuencia de corte de 20Hz (Elliot, 1983).

Para obtener la función de transferencia (FT) P_{out}/V_{ref} de la VRPP, se fijó la presión de suministro en 7 bar mientras se mantuvo cerrado el puerto de salida de la válvula (en vacío, sin carga corriente abajo). Como entrada al sistema se consideró una señal cuadrada de 1.5Hz en el rango de 0 a 3V, teniendo en cuenta que este tipo de señales (escalonadas con cambios abruptos), contienen un espectro suficientemente amplio de frecuencias y pueden aportar información suficiente para la identificación del sistema. Luego de experimentar con distintas estructuras, se logró el mejor ajuste (94.64%) con una FT de segundo orden, de respuesta amortiguada y sin retraso, en forma similar a modelos previos de VRPP para aplicaciones industriales (Sorli *et al.*, 1997; 1998; 2001; 2004; 2010). La FT finalmente adoptada viene dada por:

$$G_{V_{ref}}(s) = \frac{1.01}{(1 + 0.041s)(1 + 0.023s)} \quad (5.5)$$

Por su parte, la relación P_{out}/Q_{in} que describe el efecto sobre la presión de salida de la velocidad de flujo de aire comprimido de entrada fue obtenida para el sistema VRPP-PAM, es decir con el PAM conectado corriente debajo de la válvula mientras soportaba una carga de 814.23N, que representa el peso de la paciente MMC estudiada. Al igual que en el caso anterior, la presión de suministro fue fijada en 7 bar y se utilizó como tensión de referencia de entrada a la válvula una señal escalón de 3 V. El mejor ajuste se logró para la siguiente FT:

$$G_{Q_{in}}(s) = \frac{-0.922 (1 + 0.927s)}{(1 + 0.041s)(1 + 0.023s)(1 + 0.927s)} \quad (5.6)$$

correspondiente a un sistema de tercer orden amortiguado. Además, dada la cercanía entre el polo y el cero real que aparecen en esta ecuación, pueden ser simplificados, definiéndose así un sistema del mismo orden que el anterior, con idéntica ubicación de polos. Finalmente, a partir de la evaluación conjunta de ambas FTs, la salida del sistema representada a partir del modelo global de la VRPP puede expresarse en forma genérica como (Rodrigo et al., 2016):

$$P_{out} = \frac{K_1 * G_{V_{ref}}(s) * G_{Q_{in}}(s)}{1 + G_{V_{ref}}(s) * G_{Q_{in}}(s)} V_{ref} + \frac{K_2 * G_{Q_{in}}(s)}{1 + G_{V_{ref}}(s) * G_{Q_{in}}(s)} Q_{in} \quad (5.7)$$

La Figura 5.5 muestra los resultados de la validación realizada con el modelo global de la VRPP y con su modelo lineal representando la relación P_{out}/V_{ref} . Se observa mejor aproximación

a los datos experimentales registrados en el caso del modelo global de la VRPP.

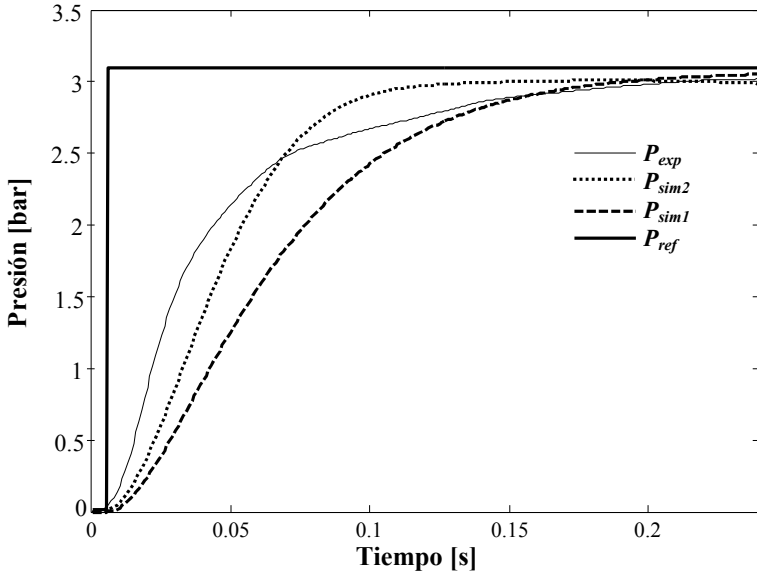


Figura 5.5: Resultados de validación de modelos global y lineal de la VRPP. P_{ref} : presión de referencia; P_{sim1} : respuesta simulada del modelo P_{out}/V_{ref} ; P_{sim2} : respuesta simulada del modelo global; P_{exp} : presión de salida de la VRPP medida.

5.3 – Modelo del actuador de músculo artificial neumático

En base a un modelo geométrico del PAM disponible (Szépe and Sárosi, 2009), se obtuvo una ecuación descriptiva de su comportamiento estático que posteriormente fue implementada utilizando la herramienta *Simulink* de *Matlab*®. Si se considera constante la presión de entrada al PAM, la fuerza F que éste desarrolla en función de su capacidad de contracción k puede aproximarse por una ecuación exponencial del tipo:

$$F(k) = ae^{(bk+c)} + dk + e \quad (5.8)$$

donde a , b , c , d y e representan los parámetros incógnita.

Además, con el fin de generalizar la expresión anterior para representar la dependencia de la fuerza del PAM respecto de su presión de entrada p , se reemplazan los parámetros a , d y e por polinomios de primer orden. Dado que la ecuación final debe poseer inversa para que un sistema de control de lazo abierto pueda controlar al sistema, la parte exponencial debe ser simple. Como resultado se tiene:

$$F(p, k) = (ap + b)e^{(ck+d)} + (ep + f)k + gp + h \quad (5.8)$$

siendo a , b , c , d , e , f , g y h los parámetros a aproximar.

Por su parte, la inversa de la Ecuación 5.8 está definida por la siguiente expresión, en donde la presión es función de la contracción y de la fuerza del PAM, según:

$$F(y, k) = \frac{-y + be^{(ck+d)} + kf + h}{ae^{(ck+d)} + ke + g} \quad (5.9)$$

Esta expresión fue utilizada para implementar en *Simulink*® un diagrama en bloques representativo del comportamiento estático del PAM, visualizado en la Figura 5.6.

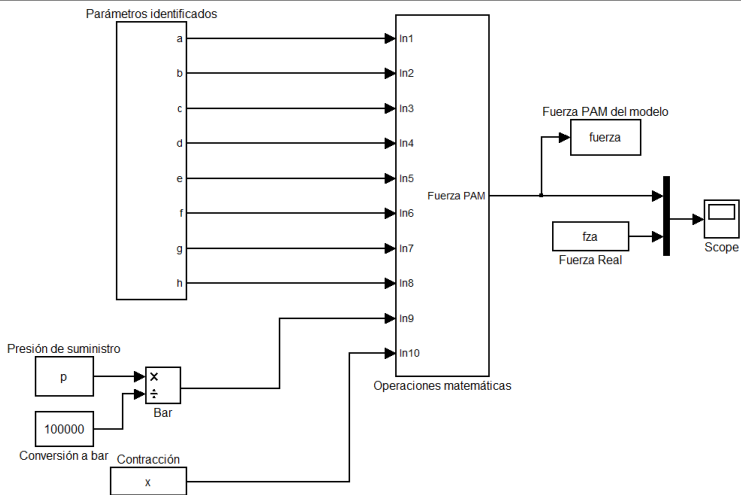


Figura 5.6: Diagrama en bloques del modelo geométrico del PAM implementado en *Simulink*®.

Para su implementación se utilizaron como entradas para cada valor de presión, valores constantes de los parámetros, aproximados mediante la función *cftool* de *Matlab*® a partir de las curvas características del PAM (Figura 5.7) relevadas de las gráficas de operación provistas por el fabricante (Festo, 2008b).

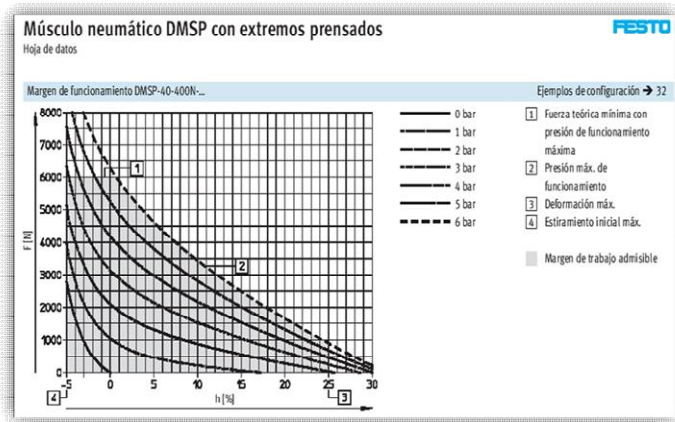


Figura 5.7: Curvas características del PAM proporcionadas por el fabricante (Festo, 2008b).

Por su parte, en la Figura 5.8 se presentan los resultados de aproximación del modelo geométrico a las curvas de operación del PAM reales registradas para presiones de 2, 4, 5 y 6 bar a través del banco de pruebas implementado. En todos los casos, el coeficiente de regresión del modelo fue cercano a 0.98, lo cual indica que el modelo geométrico caracteriza apropiadamente a partir de la expresión (5.8) el comportamiento del PAM en condiciones estáticas.

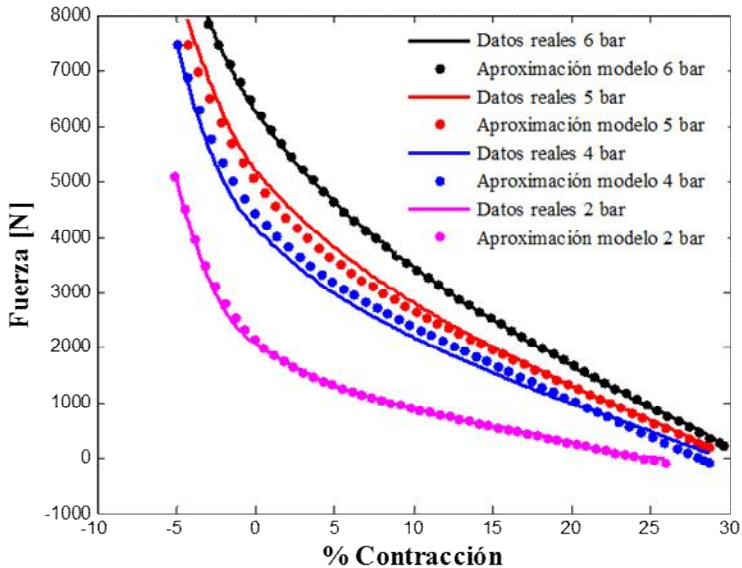


Figura 5.8: Curvas características del PAM obtenidas mediante el modelo estático planteado.

5.4 – Modelo del sistema AAFO

Debido a las propiedades altamente no lineales del sistema mecánico empleando actuadores neumáticos y de la interacción física del exoesqueleto con el ser humano (Pons, 2010; Nimawat and Jailiya, 2015; Villa-Parra *et al.*, 2015), lograr un modelo analítico de todo el sistema es tarea compleja (Park *et al.*, 2011). Por esta razón, en la bibliografía sólo se observa modelos del actuador (Blaya, 2003), se plantean estrategias de control basadas en controladores cuya ganancia se ajusta de forma experimental (Ferris *et al.*, 2006; Park *et al.*, 2011), o bien se efectúa un control a lazo abierto presurizando el músculo artificial neumático en función de las fases

de marcha, sin evaluar la fuerza ni la excursión angular resultante (Ferris et al., 2006).

En base a estos antecedentes y teniendo en cuenta que la modelación facilita la puesta a punto de la estrategia de control, principalmente cuando se ven involucrados seres humanos como usuarios de los dispositivos robóticos, en este trabajo se identificó un modelo preliminar de la planta a lazo abierto, a partir de los datos registrados en las pruebas de funcionamiento de la AAFO reflejadas en el capítulo 4. Tal modelo vincula la excursión angular efectuada por la estructura (salida medida del sistema), con la fuerza o torque aplicado por el músculo neumático, éste último calculado como el producto entre la fuerza medida y la distancia perpendicular del punto de sujeción del PAM al eje articular (Figura 5.9).

Con el objetivo de comprender el comportamiento dinámico de la estructura funcionando de forma aislada, como primera aproximación se eligió un modelo lineal de segundo orden tal como suele ser representada la dinámica de la articulación de tobillo (Shorter et al., 2013; Saglia et al., 2013; Roy, 2013).

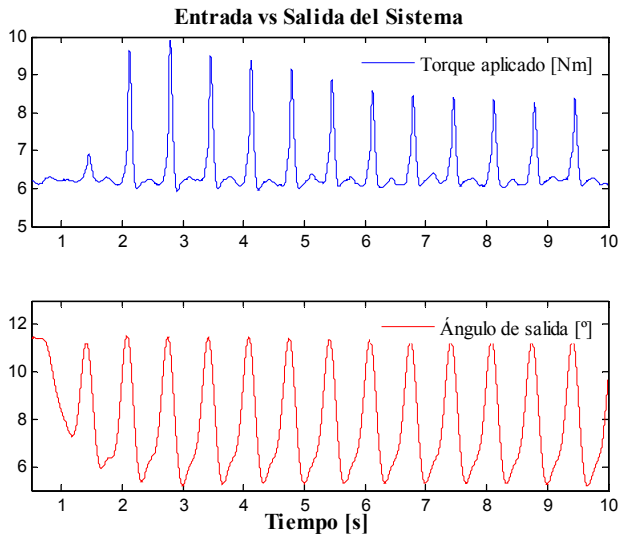


Figura 5.9: Señales de entrada y salida utilizadas para identificación.

Posteriormente se efectuó la identificación de la planta, obteniendo un modelo representado por una función de Transferencia (FT) de segundo orden, con polos complejos conjugados ubicados en el semiplano izquierdo del plano s (sistema estable), expresada como:

$$G(s) = \frac{-1.722}{0.01238s^2 + 0.005955s + 1} \quad (5.10)$$

Finalmente, la validación de esta FT en base a su desempeño ante una señal de torque de 1.5Hz arrojó un ajuste del 72% (Figura 5.10), con un Error Cuadrático Medio de 0.3384.

Considerando el error y el porcentaje de ajuste obtenido a partir de esta aproximación lineal, se evidencia que el modelo hallado

requiere mayor precisión, por lo que en futuras investigaciones, se deberá considerar las características no lineales del actuador para minimizar el error de ajuste.

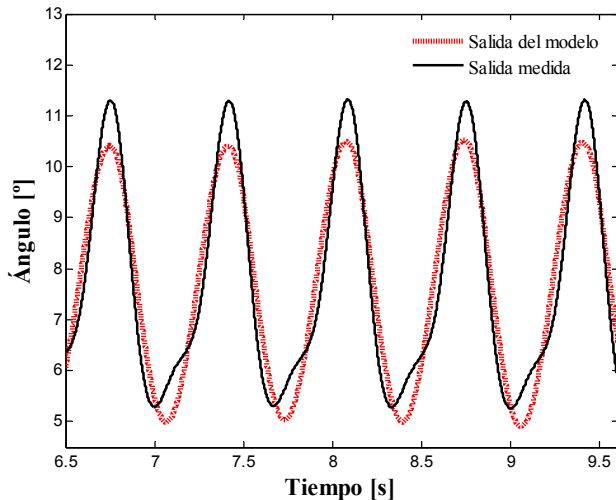


Figura 5.10: Respuesta del sistema real y simulada a partir del modelo.

5.5 – Conclusiones

En este capítulo se obtuvieron una serie de modelos para los componentes del sistema neumático y la estructura AAFO. En primer lugar, se desarrollaron modelos lineales y no lineales de la válvula de presión proporcional neumática, que caracterizan la clásica relación entre la presión de salida y la tensión de referencia de entrada. Además, para considerar la dependencia de la presión de salida respecto de las perturbaciones de flujo que impone la operación del PAM para esta aplicación, se desarrolló un modelo

global que describe la dinámica de la presión de salida en función de sus entradas de tensión de referencia y de velocidad de flujo de aire comprimido. Por su parte, los resultados logrados para el PAM muestran que el modelo geométrico es capaz de simular el comportamiento del músculo neumático según las especificaciones dadas por el fabricante. Tal modelo podría complementarse luego con otros elementos que describan el amortiguamiento viscoso y la fricción de Coulomb (Daerden, 1999; Beater, 2007), que típicamente caracterizan a los sistemas neumáticos.

Finalmente, el modelo lineal de la AAFO obtenido aproxima las características de la planta con un ECM del orden de 0.34, según los resultados de su validación. Tal como ha sido señalado (Hosovsky et al., 2015), aunque la precisión de los resultados logrados con este modelo paramétrico es baja, tal modelo podría utilizarse en combinación con modelos basados en redes neuronales que contemplen la dinámica no lineal de la planta no considerada por esta aproximación. Se prevé utilizar a futuro los modelos aquí presentados y otros a ser explorados, con el objeto de evaluar el comportamiento dinámico del sistema empleando distintas estrategias de control de la AAFO.

Capítulo 6

DISEÑO Y DESARROLLO DEL SISTEMA DE CONTROL DE LA AAFO

6.1 – Introducción

Tal como se mencionó en el capítulo 3 referido al estado del arte de los sistemas robóticos de rehabilitación, diferentes esquemas de control han sido desarrollados para el control de estos sistemas, que van desde el control de posición, control adaptable y hasta el control jerárquico, en orden creciente de complejidad (Marchal-Crespo and Reinkensmeyer, 2004; Jiménez-Fabián and Verlinden, 2012; Pérez Ibarra *et al.*, 2014). Así por ejemplo, el control de posición basado en el registro de la actividad eléctrica de la musculatura durante la marcha es una de las estrategias de control habitualmente utilizadas para estos dispositivos (Ferris *et al.*, 2005; 2006). Sin embargo, dicho esquema no es aplicable al caso de paciente MMC estudiada en esta tesis, debido a la paresis muscular que exhiben los flexores plantares del tobillo derecho, lo cual requiere considerar otro tipo de esquema de control.

En particular, teniendo en cuenta que la paresis de los flexores plantares del tobillo en la paciente MMC se manifiesta en sus patrones cinemáticos y cinéticos de marcha, en este capítulo se describe el procedimiento empleado para diseñar e implementar un esquema de control de posición articular preliminar, basado en las señales cinemáticas registradas a través del prototipo de AAFO

instrumentada y en el protocolo de rehabilitación de marcha inicial aplicado a pacientes con neuropatologías. Además, se evalúa experimentalmente el desempeño del controlador sobre la plataforma de desarrollo disponible y se analizan sus resultados para describir su operación.

6.2 – Protocolo de rehabilitación para pacientes con lesión medular lumbosacra

De acuerdo a la experiencia de médicos especialistas y fisioterapeutas, el protocolo de rehabilitación manual de marcha de pacientes con lesión medular lumbosacra, tal como en el caso de la paciente MMC estudiada, se lleva a cabo en dos etapas (Behrman and Harkema, 2000; Harkema *et al.*, 2000). Inicialmente se realiza una evaluación clínica exhaustiva del paciente, analizando las retracciones de las partes blandas del pie, la estructura ósea y la piel a fin de establecer su condición preliminar y determinar la excursión angular articular máxima en condiciones pasivas. Seguidamente, con el paciente en posición de sedestación se efectúa una terapia manual con sesiones diarias de entrenamiento, basada en movilizaciones suaves y pasivas del pie con el propósito de mantener o incrementar la flexibilidad de articulaciones y ligamentos, así como mejorar el tono muscular.

En la segunda etapa de este protocolo el paciente entrena su marcha en cinta caminadora, mientras se asiste manualmente el contacto inicial del pie con el suelo a través del talón y se descarga progresivamente el peso corporal con un sistema de soporte parcial

conformado por un arnés. Algunos ejercicios de marcha durante esta etapa consisten en caminar en puntas de pie o bien, sobre un plano inclinado descendente para estimular la recuperación funcional de la flexión plantar del tobillo.

Si bien este tipo de tratamiento contribuye a favorecer tal recuperación funcional, demanda mucho esfuerzo físico del terapeuta que asiste al paciente durante la rehabilitación. Por esta razón, diversas investigaciones demuestran que el empleo de órtesis robóticas permite optimizar substancialmente el proceso de rehabilitación del individuo afectado, al posibilitar la generación de patrones de entrada eferente y aferente reproducibles y evaluar objetivamente el desempeño de la actividad, además de liberar al terapeuta del esfuerzo físico que impone esta tarea (Purves *et al.*, 2004; Bayona-Prieto *et al.*, 2009; Barbeau *et al.*, 1999; Veltink *et al.*, 2001, Wirz *et al.*, 2001).

Particularmente, una órtesis robótica tal como la AAFO propuesta en este trabajo para la paciente MMC estudiada, permitiría su progresiva recuperación funcional de marcha bajo un esquema de control basado en la participación de la paciente en la toma de decisiones y en las características cinemáticas y cinéticas de su marcha en cada etapa del proceso de rehabilitación, tal como postulan Yang y colaboradores (2005). En este sentido, el entrenamiento robotizado de marcha en pacientes MMC (Arriaga-Rivera *et al.*, 2015) y con lesión medular incompleta (Harkema *et al.*, 2000; Wirz *et al.*, 2001; 2005; 2011) muestra resultados

terapéuticos alentadores que podrían beneficiar a la paciente MMC estudiada.

Considerando estos antecedentes y a fin de realizar una prueba de concepto del desempeño de lazo cerrado del prototipo de AAFO implementado, en este trabajo se diseñó un esquema de control de posición preliminar. La implementación de este esquema de control intenta aproximarse a las primeras instancias del protocolo de rehabilitación basado en terapia manual consistente en un movimiento controlado y repetitivo del pie en posición de sedestación (rehabilitación pasiva), hasta alcanzar una determinada posición articular definida por terapeutas expertos de acuerdo con las características clínicas del paciente. Este tipo de control, no busca generar aprendizaje motor durante el entrenamiento ya que no permite desviar el patrón de marcha predefinido, su objetivo principal radica en mantener o mejorar la flexibilidad de la articulación de tobillo (Dietz *et al.*, 2012; Saglia *et al.*, 2013). En la siguiente sección se describe el procedimiento empleado para implementar un controlador PI para la AAFO.

6.3 – Control de posición de la AAFO

En términos generales, el controlador PID es un algoritmo de control ampliamente utilizado en una gama de procesos industriales debido a la robustez y confiabilidad que otorga al controlar el sistema bajo estudio. En condiciones ideales, el PID puede emplearse para el control de plantas no lineales, de parámetros variantes o de elevado orden, tolerando cambios perturbadores sin

inestabilizar el lazo o bien, requiriendo sólo un rápido ajuste de sus parámetros para resintonizarlo (Ogata, 1997). Según la estimación de Åmström y Rundqwist (1989), el 95% de los bucles de control en la industria son del tipo PID, y fundamentalmente Proporcional Integral (PI)

Analizando las características de estos controladores y los resultados de las pruebas de funcionamiento de la AAFO presentados en el capítulo 4, se implementó un controlador PI, ya que permite aproximar a cero el error de estado estacionario, mejorando al mismo tiempo el estado transitorio de la respuesta (Ogata, 1997).

En la Figura 6.1 se visualiza el diagrama de bloques general del controlador, en donde $R(s)$ es la entrada del sistema correspondiente a la posición o trayectoria que se desea que siga la AAFO, $C(s)$ es la salida controlada del sistema (registrada a partir del potenciómetro rotacional) que indica la posición angular actual de la articulación del tobillo de la AAFO, $E(s)$ la señal de error del sistema y $U(s)$ la acción de control que actúa como señal de consigna de la válvula proporcional (Ogata, 1997).

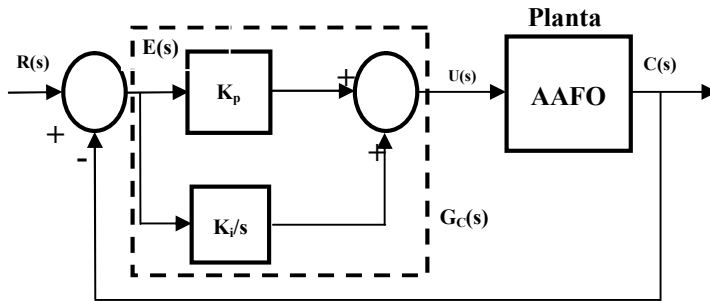


Figura 6.1: Diagrama de bloques controlador proporcional integral (PI).

La acción de control aplicada a la válvula, regula la presión y la contracción del PAM, y por tanto, la fuerza o torque que éste ejerce para la flexión plantar de la articulación del tobillo de la AAFO instrumentada.

El objetivo del controlador PI implementado es evaluar sobre el prototipo de AAFO instrumentada si la salida del sistema alcanza la entrada de referencia correspondiente al valor deseado del ángulo de la articulación del tobillo, tal como sucedería en la primera etapa del protocolo de rehabilitación manual de marcha aplicado al paciente de acuerdo a la valoración previa realizada por el terapeuta. Asimismo, para un entrenamiento efectuado durante el ciclo de marcha, como sucedería en la segunda etapa de dicho protocolo, esta referencia será variable en el tiempo al describir la trayectoria articular normal durante el ciclo de marcha o bien, adaptada de acuerdo a los requerimientos del proceso de rehabilitación del paciente.

Seguidamente se presentan los resultados de evaluación del controlador PI sobre el prototipo de AAFO.

6.4 – Pruebas experimentales del controlador

En una primera etapa se evaluó el desempeño del sistema en lazo cerrado teniendo como objetivo lograr una determinada posición angular. Para ello se utilizó una placa USB 6343 de National Instrument® para la conversión A/D de los datos obtenidos a través del potenciómetro rotacional y del resto de sensores de la AAFO, así como para la posterior conversión D/A de la acción de control (señal de consigna de la válvula) a través de una de sus salidas analógicas (National Instruments, 2015).

La placa USB 6343 utilizada para adquisición y generación de señales (Figura 6.2), cuenta con 32 canales de entrada analógicos de 500 kS/s y resolución de 16 bits, de ± 10 V y 4 salidas analógicas, de 900 kS/s, resolución de 16 bits, ± 10 V. También dispone de 48 líneas de E/S digital (32 temporizadas por hardware hasta 1 MHz), cuatro contadores/temporizadores de 32 bits para PWM (National Instruments, 2015). Asimismo, permite adquirir y visualizar datos a través de aplicaciones programadas con *Labview*® o *Matlab*®. En este trabajo se emplearon ambas plataformas de programación. A partir del entorno gráfico implementado en *Labview*®, se realizaron todas las mediciones para la calibración de los instrumentos, procesamiento y registro de datos de la AAFO instrumentada. Por su parte, mediante *Matlab*® se crearon las funciones de adquisición de datos y generación de la acción de control, implementando a través de este software el controlador PI del prototipo de AAFO instrumentada.

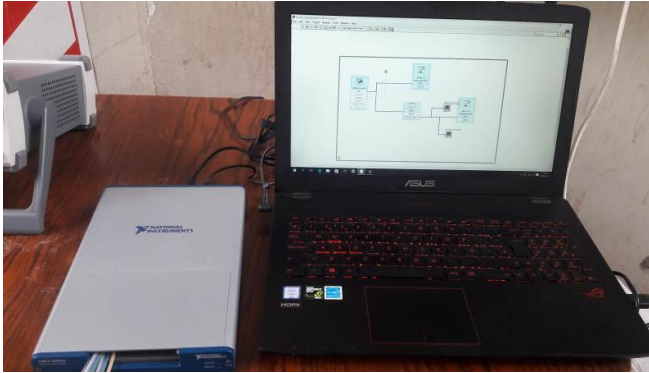


Figura 6.2: Visualización de la placa de adquisición y generación de señales de control del prototipo de AAFO.

Una vez configurados los canales de entrada y de salida de la placa de adquisición de datos, se establecieron los valores de referencia del ángulo y se procedió al ajuste de los parámetros del controlador mediante prueba y error. Inicialmente se ajustó la constante proporcional reduciendo la ganancia hasta el valor en que el sistema comienza a oscilar. Una vez definido este valor, se ajustó la ganancia de integración. Finalmente, los resultados esperados fueron obtenidos para valores $K_p = 0.001$ y $K_i = 0.02$.

En la Figura 6.3 se observa la respuesta del sistema para una referencia fija de 8 grados de flexión plantar (ángulo negativo), comenzando el ensayo desde una posición levemente superior a 10 grados de dorsiflexión. Los resultados indican que la salida logra el valor deseado en aproximadamente 0.4 segundos, con un error prácticamente nulo. Se visualiza también que la acción de control alcanza el valor máximo de tensión, con rango de 0 a 5 V, para

obtener una presión de entrada al PAM menor a su máximo valor de operación (6bar).

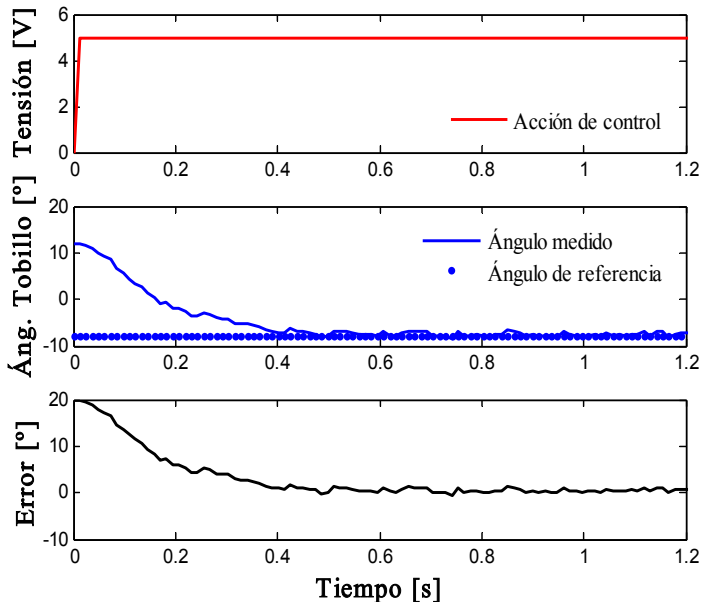


Figura 6.3: Respuesta del sistema a una referencia fija correspondiente a 8 grados de flexión plantar.

Asimismo, debido a la aplicación de un controlador con parte integral, se evaluó el sistema aplicando un controlador con anti *wind-up* (Åmström and Rundqwist, 1989). El efecto no lineal denominado *wind-up* es causado por la interacción de acción integral y las saturaciones. Para un sistema de control con una amplia gama de condiciones de funcionamiento puede ocurrir que la variable de

control alcance los límites del actuador. Cuando esto sucede, el bucle de retroalimentación se rompe y el sistema trabaja en lazo abierto, ya que el actuador permanece en su límite, independientemente de la salida del proceso. Si se utiliza un controlador con acción integradora, el error continuará siendo integrado y el término integral puede llegar a ser muy grande (Ogata, 1997). Esta situación fue considerada y se implementó el controlador PI con anti *wind-up*, sin hallar mejoras relevantes en los resultados frente al control PI inicial, aunque generando una acción de control que no se establece en un límite determinado, sino que presenta oscilaciones tal como se observa en la Figura 6.4.

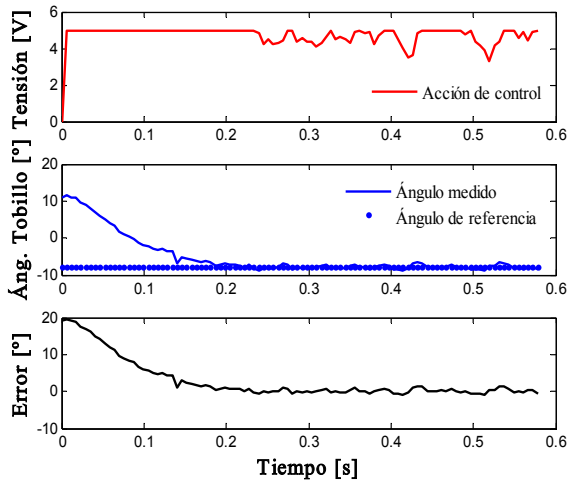


Figura 6.4: Aplicación de controlador PI con anti wind-up para señal de referencia de 8 grados de flexión plantar.

El sistema también fue evaluado considerando una trayectoria de referencia variable, en este caso se estableció como entrada deseada

una señal senoidal en el rango de frecuencias de 0,1 a 1Hz (Nilsson and Thorstensson, 1987; Pépin *et al.*, 2003), que incluye la frecuencia de marcha normal (del orden de 1Hz) y del caso MMC estudiado (0.8 Hz). En la Figura 6.5 se muestra el desempeño para una frecuencia de 0.16Hz, que corresponde al orden de frecuencias usadas en la etapa inicial de la terapia manual de rehabilitación.

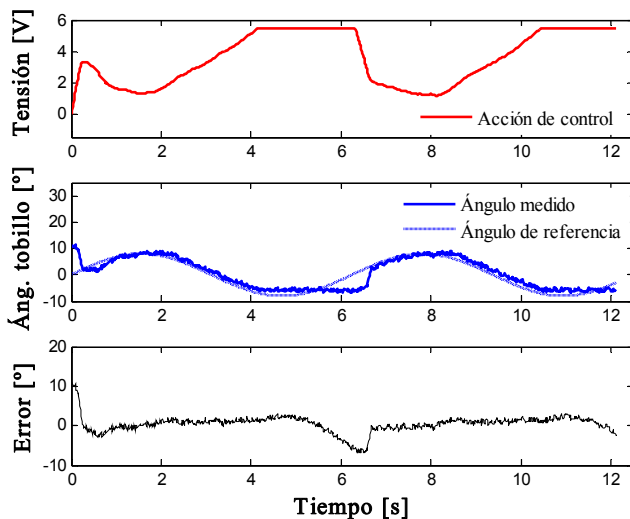


Figura 6.5: Respuesta del sistema para seguimiento de señal senoidal de 0.16Hz

A partir del análisis de la Figura 6.5, se deduce que el mayor error de seguimiento de trayectoria se produce durante la descarga del actuador. Un control más preciso de la misma se lograría incorporando un segundo PAM para comandar la dorsiflexión del tobillo durante el entrenamiento robotizado de marcha. Sin embargo, considerando que la paciente MMC presenta hiperdorsiflexión

debido a la mayor actividad de los dorsiflexores del tobillo, estos músculos no requerirían asistencia activa, lo cual podría contribuir a mejorar tal posición.

Por último, en la Figura 6.6 se muestra la respuesta del sistema para una trayectoria de referencia de frecuencia correspondiente a la de marcha de la paciente MMC estudiada, con un mayor error de seguimiento correspondiente a los intervalos de dorsiflexión (descarga de la válvula proporcional), sin embargo en los intervalos de flexión plantar, cuando el valor del ángulo de tobillo va de 8 a -8 grados, el error de seguimiento se reduce luego de aproximadamente 2.5 segundos.

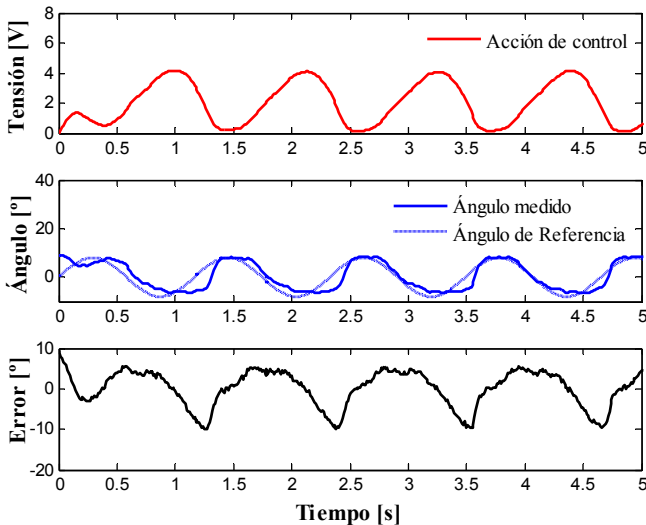


Figura 6.6: Respuesta del sistema para referencia senoidal de 0.8Hz

Como conclusión de este apartado puede decirse que la aplicación de un controlador PI, permite movilizar la AAFO efectuando una flexión plantar de hasta 8 grados, siendo este el objetivo de control principal cuando se desea mantener la flexibilidad de la articulación de tobillo durante las instancias iniciales del proceso de rehabilitación de pacientes que exhiben paresis muscular de tríceps sural. Cabe destacar que en esta etapa de rehabilitación es de fundamental importancia la participación del terapeuta quien será el encargado de ajustar los parámetros de la trayectoria a seguir tales como el tipo de onda, la amplitud, frecuencia etc, de acuerdo con la evaluación clínica previa del paciente y la evaluación del progreso del mismo (Dietz *et al.*, 2012; Saglia *et al.*, 2013).

6.5 – Conclusiones

En este capítulo se presenta una prueba de concepto de un esquema de control de posición, implementada y evaluada sobre el prototipo de AAFO instrumentada. El objetivo de control de este prototipo de 1 grado de libertad fue alcanzar un ángulo de referencia deseado a partir de la implementación de un controlador PI en base al registro, adquisición y generación de señales a través de una placa NI USB 6343 disponible.

Los resultados preliminares evidencian que es posible alcanzar una flexión plantar de hasta 8 grados con la AAFO desarrollada aplicando una presión de 4 bar para la frecuencia de marcha de la paciente considerada (0.8Hz), evidenciándose una reducción del

error de seguimiento del sistema en lazo cerrado durante los intervalos de flexión plantar obtenidos para distintos valores de posición articular de referencia.

La plataforma experimental aquí desarrollada permitirá diseñar y aplicar nuevas estrategias de control optimizadas considerando los descriptores característicos de marcha MMC obtenidos, así como los modelos matemáticos desarrollados en este trabajo de tesis, con el propósito de lograr un control de la AAFO que promueva la recuperación funcional de marcha en pacientes MMC.

Capítulo 7

CONCLUSIONES, APORTES Y PROPUESTAS FUTURAS

7.1 – Conclusiones

Esta tesis doctoral forma parte de diversos Proyectos de Investigación de la Universidad Nacional de San Juan (21/I967, Res. N° 037-2011-CS, 2011-2014; 21/I1109, Res. N° 018-2014-CS, 2014-2015 y 21/I38, Res. N° 1531-2016-CS, 2016-2017), así como del Proyecto IDEA 2014 titulado “Desarrollo de un prototipo exoesquelético de rehabilitación de marcha en pacientes con Mielomeningocele de la provincia de San Juan”, financiados respectivamente por la UNSJ y por la Secretaría de Ciencia, Tecnología e Innovación del Gobierno de la Provincia de San Juan (Exp. N° 1400-SECITI-0031-2014, 2016-2017), en los que se participa como investigadora.

La temática de este trabajo de investigación está enmarcada en el área de la Biomecatrónica aplicada al diseño y desarrollo de tecnología de rehabilitación para discapacidad motora (Veltink *et al.*, 2001; Koopman *et al.*, 2001). Mediante tal investigación se pretende contribuir al desarrollo de una solución tecnológica a través de un prototipo de prueba de dispositivo exoesquelético, que permita rehabilitar la marcha humana en pacientes con desórdenes neuromotores provenientes del Mielomeningocele (MMC). Dada la complejidad de la temática, su abordaje implicó la integración de

conocimientos del área de la neurociencia, robótica, tecnologías de interfaz, instrumentación, sistemas dinámicos y teoría de control.

En este contexto, esta tesis doctoral realiza un aporte significativo, al diseñar y desarrollar un prototipo de órtesis robótica de tobillo-pie (AAFO) orientada específicamente, a la rehabilitación de marcha de un caso de estudio de una paciente con lesión lumbosacra de MMC, sentando las bases teóricas y tecnológicas requeridas para el desarrollo de este tipo de exoesqueletos, tal como plantea la hipótesis de trabajo. Para cumplir este propósito, en primer lugar se estudiaron y analizaron pormenorizadamente los patrones de marcha normal (Winter, 2009; Sánchez Lacuesta *et al.*, 1999) y de pacientes con MMC (Öunpui *et al.*, 1996; Bartonek and Saraste, 2001; Gutierrez *et al.*, 2003a; 2005), así como las características de los sistemas de actuación y de control de órtesis robóticas de rehabilitación (Riener *et al.*, 2005; 2010), con el fin de establecer las bases teóricas y tecnológicas requeridas para el desarrollo de este tipo de dispositivos robóticos.

En particular, se estudiaron las características cinemáticas y cinéticas de locomoción de sujetos normales y del caso de estudio de paciente MMC, cuyos patrones de locomoción fueron adquiridos en el Laboratorio de Marcha de FLENI (Buenos Aires). El análisis de estos patrones empleando diversas técnicas de procesamiento de señales (Chau, 2001a; 2001b; Elliot, 2013; Hussain *et al.*, 2011; Winter, 1984; Giese and Poggio, 2000; Ilg *et al.*, 2003; González Cabrera, 2003; Box *et al.*, 2008; Peterson *et al.*, 2010), permitió

desarrollar una serie de descriptores característicos de la marcha en pacientes con Mielomeningocele.

Además, el trabajo doctoral incluyó el diseño y desarrollo de un sistema de actuación neumático y de un prototipo de AAFO instrumentada, que conjuntamente conforman la plataforma de desarrollo de la órtesis robótica propuesta en esta tesis. Para esto se diseñó y construyó un banco de prueba del sistema de actuación neumático –compuesto por una válvula reguladora de presión proporcional y un músculo artificial neumáticos marca Festo® (Festo, 2008a; 2008b)–, que permitió registrar y adquirir datos para la calibración de los instrumentos de medición y la caracterización del comportamiento dinámico tanto de la válvula de presión proporcional, como del músculo artificial neumáticos. En cuanto al prototipo de AAFO instrumentada, su construcción se basó en las dimensiones antropométricas de la paciente MMC estudiada y en la incorporación de una serie de sensores que permiten registrar variables cinemáticas y cinéticas. Asimismo, se diseñó e implementó un esquema de control de posición preliminar, cuyo desempeño fue posteriormente evaluado sobre el prototipo de AAFO instrumentada.

Otro aporte de la tesis doctoral se vincula con la obtención de modelos matemáticos de los componentes del sistema neumático (válvula de presión y músculo artificial neumáticos), así como de la estructura de la AAFO, a partir de datos experimentales. En el primer caso, además de los modelos lineales y no lineales logrados para la relación que típicamente caracteriza la dinámica de las válvulas de presión proporcional, se obtuvo un nuevo modelo global

que considera la dependencia de la presión de salida respecto de las perturbaciones de flujo que impone la operación del PAM (pneumatic artificial muscle) para esta aplicación. En particular, los resultados experimentales hallados a partir de este nuevo modelo mostraron una vinculación relevante entre la velocidad de flujo a través de la válvula y la velocidad de cambio de la rigidez del PAM (Rodrigo *et al.*, 2016). En efecto, se observó una relación directa entre estas dos variables y por lo tanto, una relación inversa entre la velocidad de flujo y la complianza del PAM, lo cual podría ser relevante para diseñar un controlador de complianza variable. Por su parte, se identificó el comportamiento estático del PAM a partir de un modelo que estima su fuerza de salida en función de la presión de entrada y de su contracción.

En el segundo caso, para caracterizar la planta bajo estudio se desarrolló un modelo de la estructura de la AAFO que relaciona el torque aplicado por el actuador con la excursión angular medida. En todos los casos, los modelos fueron validados con datos experimentales.

Por consiguiente, la elaboración de este trabajo de tesis doctoral permitió realizar aportes no sólo científicos, sino también tecnológicos. Desde el punto de vista científico, esta tesis contribuye a:

- **Caracterizar la locomoción de pacientes con lesión medular lumbosacra proveniente de Mielomeningocele** a partir de los descriptores de marcha MMC obtenidos aplicando diversas

técnicas de procesamiento de datos, que determinan el comportamiento mecánico de la extremidad inferior durante la ambulación.

- **Modelar la dinámica de un sistema de actuación neumático específico para la AAFO**, que considera el efecto de perturbación sobre la presión de salida de la válvula que impone la operación del PAM para esta aplicación.

Desde el punto de vista tecnológico, la contribución del trabajo de doctorado se relaciona con la implementación de una plataforma de desarrollo para órtesis robóticas de rehabilitación de marcha, conformada por un sistema de actuación neumático y un prototipo de AAFO instrumentada, cuyos elementos sensores posibilitan el diseño, desarrollo, análisis y evaluación de estrategias de control particularmente adaptadas a la marcha MMC estudia. Además, la plataforma fue evaluada bajo un control de posición de lazo cerrado, específicamente diseñado e implementado a partir del registro, adquisición, procesamiento y generación de señales mediante una placa de adquisición programada para tal fin a través de Matlab. Finalmente, tal plataforma constituye una herramienta valiosa para profundizar en el conocimiento de las características requeridas para exoesqueletos robóticos, con el fin de propiciar la recuperación funcional de marcha no sólo de pacientes con Mielomeningocele, sino también de pacientes con otro tipo de neuropatologías.

7.2 – Publicaciones del trabajo doctoral

Como parte del trabajo realizado durante el desarrollo de esta tesis, se han generado las siguientes publicaciones y presentaciones en congresos nacionales e internacionales, a saber:

Revistas Científicas con Referato:

- Rodrigo SE, **Lescano CN**, Rodrigo RH. Application of Kohonen maps to kinetic analysis of human gait. Rev. Bras. Eng. Bioméd., 28(3), p.217-226, 2012.
- **Lescano CN**, Herrera CV, Mirabal, ZR, Rodrigo RH, Rodrigo SE. Characterization of a pneumatic artificial muscle for its application in an active ankle-foot orthosis. Journal of Physics: Conference Series 477, 012040, 2013.
- **Lescano CN**, Rodrigo RH, Rodrigo SE. Desarrollo de un sistema de registro dinámico de presiones plantares. Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica, 19(1), p. 49-58, 2015a.
- **Lescano CN**, Rodrigo SE, Christian DA. A possible parameter for gait clinimetric evaluation in Parkinson’s disease patients. J. Phys.: Conf. Ser. 705, 012019, 2016c.
- Rodrigo SE, **Lescano CN**, Patiño HD. A new global model to characterise the dynamics of a pneumatic proportional pressure valve for a biomechatronic application. J Braz. Soc. Mech. Sci. Eng, doi 10.1007/s40430-016-0591-x, 2016.

Congresos Internacionales

- **Lescano CN**, Rodrigo SE, Herrera CV. “Dynamic response of a pneumatic pressure valve applied to the design of an actuation system in assistive robotics”. Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica- CLAIB 2014, Paraná (Argentina), 29-31 Oct, 2014.
- **Lescano CN**, Rodrigo SE, Herrera CV. Dynamic response of a pneumatic pressure valve applied to the design of an actuation system in assistive robotics. IFMBE Proceedings (VI Latin American Congress on Biomedical Engineering, CLAIB 2014), 49, p.952-955, 2015b.
- **Lescano CN** and Rodrigo SE. “Analysis of footpath spatio-temporal variability during gait. A case study of a low-lumbar level Myelomeningocele patient”. School and Symposium on Advanced Neurorehabilitation, SSNR 2016. Baiona (Spain), 06-10 Jun, 2016a.

Congresos Nacionales

- **Lescano CN**, Herrera CV, Rodrigo SE. “Clasificación de patrones de marcha humana mediante Redes Neuronales”. XVIII Congreso Argentino de Bioingeniería, VII Jornadas de Ingeniería Clínica, SABI 2011, Mar del Plata, 2011.
- **Lescano CN**, Herrera CV, Mirabal, ZR, Rodrigo RH, Rodrigo SE. “Characterization of a Pneumatic Artificial Muscle for its application in an Active Ankle-Foot Orthosis”. XIX Congreso

Argentino de Bioingeniería, VIII Jornadas de Ingeniería Clínica, SABI 2013, Tucumán, 2013.

- **Lescano CN.** “Caracterización de sistema de actuación neumático aplicable en exoesqueleto de Rehabilitación de marcha”. Segundo Encuentro de Jóvenes Investigadores: Consolidando espacios del quehacer científico de San Juan, ISBN 978-950-605-763-3, San Juan, 2013.
- Rodrigo SE, **Lescano CN**, Herrera CV. “Modelación lineal y no lineal de una válvula neumática para su aplicación en biomecatrónica”. IV Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica, IV CAIM 2014, Resistencia, Chaco, 2014.
- **Lescano CN**, Rodrigo SE, Christian DA. “A possible parameter for gait clinimetric evaluation in Parkinson’s disease patients”. XX Congreso Argentino de Bioingeniería y IX Jornadas de Ingeniería Clínica, SABI 2015, San Nicolás (Buenos Aires), 28-30 oct., p.259-68, 2015.

7.3 – Futuras líneas de investigación

A partir de los resultados obtenidos en este trabajo de tesis doctoral, se proyectan importantes líneas de investigación, que se prevé explorar. Las mismas se relacionan con:

- el diseño y desarrollo de una versión ampliada de la órtesis robótica considerada en este trabajo;

- el diseño, desarrollo y evaluación de estrategias de control adaptativo, que incluyan al sujeto en la toma de decisiones y promuevan la recuperación funcional de la marcha;
- el estudio, análisis y definición de protocolos de rehabilitación basados en terapia robotizada, específicos para pacientes con MMC.

La primera línea de investigación contempla el diseño y desarrollo de una órtesis robótica que involucre otras articulaciones además del tobillo, y permita mayores grados de libertad a partir de la incorporación de nuevos actuadores. Una órtesis activa de este tipo podría ser aplicada tanto en pacientes con lesión medular de nivel superior o bien, en pacientes con otras neuropatologías de locomoción. En el proceso de diseño de esta nueva órtesis es necesario considerar aspectos relacionados no sólo con la ergonomía y el confort del paciente, sino también con su seguridad, de tal manera de lograr una adecuada interacción física entre el dispositivo y el paciente (Pons, 2010). En este sentido, es fundamental que el dispositivo no efectúe movimientos pocos naturales o arbitrarios que pongan en riesgo las estructuras biológicas del paciente (Nimawat and Jailiya, 2015). Para esto se ha de diseñar la estructura y definir la disposición de los actuadores de tal manera que permitan un acople preciso entre la estructura mecánica de la órtesis y las extremidades del usuario (compatibilidad cinemática), principalmente en los puntos de transmisión de carga del dispositivo al sistema musculoesquelético del paciente (Villa Parra *et al.*, 2015), asegurando al mismo tiempo la ejecución de un movimiento suave

del dispositivo que no dañe al paciente (Pons, 2010). Para explorar esta línea de investigación se propone comenzar estudiando en profundidad la relación existente entre la velocidad de flujo de aire comprimido y el cambio de rigidez del actuador neumático, tal como se ha descrito previamente (Rodrigo *et al.*, 2016a), con el objeto de determinar la velocidad de actuación del prototipo experimental de AAFO. En este sentido, se prevé realizar nuevas mediciones con el banco de pruebas del sistema de actuación neumático disponible, contrastando los resultados provenientes de la caracterización de flujo realizada, con registros efectuados empleando un caudalímetro recientemente incorporado al banco de pruebas.

La siguiente línea de investigación a examinar impone un desafío significativo, considerando el comportamiento no lineal del actuador neumático utilizado y la dinámica variable que experimenta la articulación del tobillo a lo largo del ciclo de marcha. De acuerdo con estas características, uno de los esquemas de control de la AAFO instrumentada posible de implementar es el control adaptable. Se conoce que este tipo de control no lineal es capaz de modificar su comportamiento en respuesta a cambios en la dinámica de la planta o frente a perturbaciones, manteniendo un buen desempeño comparado con las técnicas de control robusto y de control fijo (Slotine and Li, 1991; Boutalis *et al.*, 2014). Uno de los principales esquemas de control adaptable que podría aplicarse para el sistema aquí considerado es el de Ganancia Tabulada. Bajo esta configuración, las ganancias del controlador se definen a partir de la determinación de una variable auxiliar o parámetro calculado, relacionado con las

características dinámicas del sistema, que en este caso es el comportamiento mecánico variable (impedancia) que exhibe la articulación del tobillo a lo largo del ciclo de marcha (Slotine and Li, 1991).

Otro esquema de control adaptable habitualmente usado en sistemas robóticos de rehabilitación de marcha es el de impedancia variable (Hogan, 1984; Pérez Ibarra *et al.*, 2014), en donde se definen diferentes objetivos de control, según la compensación deseada en cada fase del ciclo de marcha. Este concepto fue aplicado por Blaya y colaboradores (2005), quienes plantearon un sistema de compensación funcional de marcha hemiparética como consecuencia de ACV, consistente en la aplicación de un par proporcional a la posición durante la fase de oscilación y en la minimización de la impedancia desde la fase media de apoyo hasta el despegue del pie, con el propósito de no impedir la trayectoria articular habitual del paciente considerado. En base a estos antecedentes y a fin de ajustar la fuerza o torque que ha de realizar el PAM a lo largo del ciclo de marcha, una estrategia de control semejante podría aplicarse para la AAFO aquí desarrollada. Tal estrategia de control podría diseñarse e implementarse, por ejemplo, a partir del descriptor de impedancia articular desarrollado en la tesis y descrito en detalle en el capítulo 2, que mostró diferencias estadísticamente significativas entre el patrón de marcha normal y el de la paciente MMC estudiada (Lescano and Rodrigo, 2016b).

Además, resulta de interés evaluar la aplicabilidad de la nueva versión del controlador de impedancia empleado en Lokomat®,

constituido por un modo de control de trayectoria (path controller) en la que los patrones cinemáticos de marcha dependientes del tiempo, son convertidos en trayectorias de marcha sin límite temporal (Riener *et al.*, 2005; 2010; Xie, 2015). Bajo este esquema de control la posición de la extremidad del usuario puede desviarse no solo en amplitud sino también tangencialmente a la trayectoria (en el tiempo), variando la impedancia durante toda la trayectoria del ciclo de marcha especialmente en fases críticas, tal como el instante previo al contacto inicial con el suelo (Dietz *et al.*, 2012). Este comportamiento del controlador es semejante a permitir que los pies del paciente se muevan dentro de caminos suaves, limitando así el dominio de accesibilidad de las posiciones del pie calculadas como función de los ángulos de cadera y rodilla (Riener *et al.*, 2005; 2010). En este sentido, para evaluar la viabilidad de implementar este tipo de esquema de control, se pretende explorar si es aplicable el descriptor de variabilidad espacial y temporal del footpath o camino del pie del caso MMC desarrollado en la tesis, también descrito en el capítulo 2. Las diferencias halladas en cuanto a la variabilidad espacial y temporal de las componentes horizontal y vertical del footpath en marcha MMC respecto de la normalidad, podrían estar vinculadas con la hipótesis de control jerárquico planteada por el grupo de investigación de Lacquaniti (2002; Poppele and Bosco, 2003), en donde el footpath es la variable de control del nivel superior del controlador. De acuerdo con esta hipótesis, el empleo del footpath como variable de control de la AAFO instrumentada contribuiría a propiciar la recuperación

funcional de marcha durante el entrenamiento robotizado de la paciente MMC estudiada.

En función de lo expresado, a fin de optimizar el esquema de control preliminar desarrollado en este trabajo, se prevé explorar la adaptación de la trayectoria de referencia del controlador de acuerdo a los descriptores calculados para la paciente MMC, así como incorporar un lazo interno de control de fuerza (control de impedancia), que considere la dinámica no lineal del actuador de músculo neumático y permita establecer una fuerza controlada por parte del dispositivo según el requerimiento en cada fase de marcha (Riener *et al.*, 2010; Xie, 2015). Este lazo de control interno podría implementarse con un esquema de control predictivo basado en los modelos de la válvula y del actuador neumáticos desarrollados en la tesis, que permita determinar el flujo necesario que ha de proveer la válvula para que el actuador efectúe la fuerza deseada (Wolbrecht *et al.*, 2010).

Finalmente, la tercera línea de investigación propuesta tiene una relevancia significativa en el ámbito de la ingeniería de rehabilitación, teniendo en cuenta la importancia de definir protocolos basados en terapia robotizada, específicos para el paciente considerado, de tal manera de favorecer la recuperación funcional de su locomoción en base al Principio de Neuroplasticidad (WHO, 1983; Purves *et al.*, 2004; Bayona-Prieto *et al.*, 2009). En este sentido, es necesario explorar con mayor profundidad la potencialidad de este tipo de terapia evaluando por ejemplo, su efectividad respecto de la terapia manual tradicional (Barbeau and

Visintin, 2003; Dobkin et al., 2007; Borggraefe *et al.*, 2010; Bayona-Prieto *et al.*, 2009; Wirz *et al.*, 2011).

Para esto se requiere contar con una planificación terapéutica estandarizada, fijada por convenio entre expertos, que establezca de forma detallada el tipo de neuropatología motora a tratar, los tiempos de tratamiento, las características de cada tipo de paciente (edad, peso, estatura, capacidad de marcha, etc.), y la selección y combinación de los modos de funcionamiento de los sistemas robóticos a fin de aumentar la eficiencia de los mismos para cada tipo de paciente (Dietz *et al.*, 2012; Xie, 2015). La definición de tales protocolos implica también reclutar un número suficiente de casos clínicos que permitan alcanzar, luego de numerosos ensayos con la órtesis desarrollada, conclusiones definitivas y relevantes respecto al uso de la terapia robotizada. En este contexto, se prevé continuar con el trabajo de colaboración iniciado en 2014 con el Consultorio de Mielomeningocele del Hospital Descentralizado Dr. Guillermo Rawson de la Provincia de San Juan, a fin de identificar aquellos pacientes cuya condición de marcha permita su recuperación funcional mediante este tipo de terapia. Una vez definidos adecuadamente los protocolos a utilizar, se podrá evaluar de forma precisa la efectividad del entrenamiento robotizado, a partir del análisis de las señales cinemáticas y cinéticas de marcha de tales pacientes y de los descriptores propuestos en esta tesis, evaluados antes, durante y después del entrenamiento robótico.

Referencias Bibliográficas

Alam M, Choudhury I, Mamat A. Mechanism and Design Analysis of Articulated Ankle Foot Orthoses for Drop-Foot. Hindawi Publishing Corporation, The Scientific World Journal, 14 pages, 2014.

Ali H, Noor S, Bashi SM, Marhaban MH. A review of pneumatic actuators: modelling and control, Australian J Basic Appl Sci, 3:440-54, 2008.

Ambrósio JA and Kecskeméthy A. “Multibody Dynamics of Biomechanical Models for Human Motion via Optimization”. In: *Multibody Dynamics: Computational Methods and Applications*, J. C. García Orden, J. M. Goicolea y J. Cuadrado (eds.), Springer, Dordrecht, The Netherlands, p. 245-272, 2007.

Åström JK, Rundqwist L. Integrator windup and how to avoid it, Proc. American Control Conference, Vol. 2, pp. 1693-1698, 1989.

Anderson F and Pandy M. Dynamic optimization of human walking, Journal of Biomechanical Engineering, 123:381-390, 2001.

Arriaga-Rivera J., Alejo-González M.P., López-Herrera A.G., Arizmendi-Gallardo I., Pineda-Rojas A., Quiñones-Campos H.A., Pérez-Marín M. Impacto de un entrenamiento robótica de la marcha en pacientes con Mielomeningocele. Acta Pedria. Esp., 73(10):259-64, 2015.

Bacek T, Unal R, Moltedo M, Junius K, Cuyppers H, Vanderborght B, Lefeber D. Conceptual design of a novel variable stiffness actuator for use in lower limb exoskeletons, in IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Singapore, pp. 583–588, 2015.

Balasubramanian CK, Bowden MG, Neptune RR, Kautz SA. Relationship between step length asymmetry and walking performance in subjects with chronic hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil*; 88:43–9, 2007.

Banala SK, Agrawal SK, Scholz JP. Active Leg Exoskeleton (ALEX) for Gait Rehabilitation of Motor-Impaired Patients. 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics ICORR 2007, Noordwijk, p.401-407, 2007.

Banala, SK, Kim SH, Agrawal SK, Scholz JP. Robot Assisted Gait Training with Active Leg Exoskeleton (ALEX). *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 17(1):2-8, 2009.

Barbeau H, Ladouceur M, Norman KE, Pepin A, Leroux A. Walking after spinal cord injury: evaluation, treatment, and functional recovery. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(2):225-235, 1999.

Barbeau H, Visintin M. Optimal outcomes obtained with body-weight support combined with treadmill training in stroke subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 2003; 84:1458–65.

Barton JG, Lees A, Lisboa G, Attfield S. Visualisation of gait data with Kohonen self-organising neural maps. *Gait & Posture*, (24):46–53, 2006.

Barton JG, Lees A. An application of neural networks for distinguishing gait patterns on the basis of hip-knee joint angle diagrams. *Gait & Posture*, 5:28–33, 1997.

Bartonek A and Saraste H. Factors influencing ambulation in mielomeningocele: a cross-sectional study, *Developmental Medicina & Child Neurology*, 43:253-260, 2001.

Bates BT, James CR, Dufek JS. “Single-Subject Analysis”. In: Stergiou N, editor. *Innovative Tools for Human Movement Research*. United States of America: Human Kinetics, p. 3-28, 2004.

Bayona-Prieto J, Leon-Sarmiento FE, Bayona EA. “Neurorehabilitation”. In: Uribe CS, Arana A, Lorenzana P, editores. *Neurología*. 7ª ed. Medellín: CIB, 2009.

Beater P. *Pneumatic drives. System design, modelling and control*, Ed. Springer, Berlin, Germany, 324p, 2007.

Behrman AL, Harkema SJ. Locomotor training after human spinal cord injury: A series of cases studies. *Physical Therapy* 2000; 80:688-700.

Beyl P, Naudet J, Van Ham R, Lefeber D. Mechanical design of an active knee orthosis for gait rehabilitation, *Proceeding of the IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, 1, p.100-105, 2007.

Beyl P, Van Damme M, Van Ham R, Lefeber D. Design and control concepts of an exoskeleton for gait rehabilitation. *Proceedings of the 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*, Scottsdale, p.19-22, 2008.

Bianchi L, Angelini D, Orani GP, Lacquaniti F. Kinematic coordination in human gait: relation to mechanical energy cost. *J Neurophysiol*, 79:2155-70, 1998.

Blaya JA and Herr H. Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 12(1):24–31, 2004.

Blaya JA. Force controllable ankle-foot orthosis (AFO) to assist drop-foot gait. *Mechanical Engineering Master Thesis*, Massachusetts Institute of Technology, 2003.

Bolivar E, Allen D, Ellson G, Cossio J, Voit W, Gregg R. Towards a Series Elastic Actuator with Electrically Modelated Stiffness for Powered Ankle-Foot Orthoses. IEEE International Conference on Automation Science and Engineering (CASE), Fort Worth, Tx, USA, 2016.

Borggraefe I, Kiwull L, Schaefer JS, Koerte I, Blaschek A, Meyer-Heim A, Heinen F. Sustainability of motor performance after robotic-assisted treadmill therapy in children: an open, non-randomized baseline-treatment study. *Eur J Phys Rehabil Med.*; 46(2):125-31, 2010.

Borgueño M, García-Bastos J, Gonzáles-Buitrago J. Las curvas roc en la evaluación de las pruebas diagnósticas. *Med Clin*, 104:661-670, 1995.

Boutalis Y, Theodore Kottas D, Christodoulou M. System Identification and Adaptive Control: Theory and Applications of the Neurofuzzy and Fuzzy Cognitive Network Models. *Advances in Industrial Control*. Springer Science & Business, 313p., 2014.

Box GEP, Hunter JS, Hunter WG. *Estadística para investigadores: diseño, innovación y descubrimiento*. Editorial Reverté, España, 2008.

Cain SM, Gordon KE, Ferris DP. Locomotor adaptation to a powered ankle-foot orthosis depends on control method, *J Neuroeng Rehabil*, 4(1):48-63, 2007.

Carneiro JF, Gomes de Almeida F. Modeling pneumatic servovalves using neural networks, Proceedings of the IEEE International Conference on Computer Aided Control Systems Design, Munich, Germany, pp. 790-795, 2006.

Chau T. A review of analytical techniques for gait data. Part 1: fuzzy, statistical and fractal methods. *Gait and Posture* 13:49-66, 2001a.

Chau T. A review of analytical techniques for gait data. Part 2: neural network and wavelet methods. *Gait and Posture* 13:102–120, 2001b.

Chávez Cardona MA, Rodríguez Spitia F, Baradica López A. Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación, *Revista Ingeniería Biomédica*, 4(7):63-73, Escuela de Ingeniería de Antioquia, Universidad CES, Medellín, Colombia, 2010.

Chu A, Kazerooni H, Zoss A. On the biomimetic design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton, *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Barcelona, Spain, April, 2005.

Colombo G, Wirz M, Dietz V. Driven gait orthosis for improvement of locomotor training in paraplegic patients, *Spinal Cord*, 39:252-255, 2001.

Cullell A, Moreno JC, Rocon E, Forner-Cordero A, Pons JL. Biologically based design of an actuator system for a knee-ankle-foot orthosis, *Mechanism and Machine Theory*, 44:860-872, 2009.

Curt A, Schwab ME, Dietz V. Providing the clinical basis for new interventional therapies: refined diagnosis and assessment of recovery after spinal cord injury. *Spinal Cord*, 42:1-6, 2004.

Daerden F. *Conception and realization of pleated pneumatic artificial muscles and their use as compliant actuation elements*. Ph.D. Thesis, Vrije Universiteit Brussel, Belgium, 182p, 1999.

Duschau-Wicke A, Caprez A, Riener R. Patient-cooperative control increases active participation of individuals with SCI during robot-aided gait training. *J Neuroeng Rehabil*, 7:43, 2010.

Davie CA. A review of Parkinson's disease. *British Medical Bulletin*, 86(1):109-127. PMID: 18398010. <http://dx.doi.org/10.1093/bmb/ldn013>, 2008.

Dellon B and Matsouka Y. Prosthetics, exoskeletons and rehabilitation. Grand challenges of robotics. IEEE Robotics & Automation Magazine, 14(1):30-34, 2007.

Díaz I, Gil JJ, Sánchez E. Lower-Limb Robotic Rehabilitation: Literature Review and Challenges. Journal of Robotics, doi:10.1155/2011/759764:1-11, 2011.

Dietz V, Nef T, Zev Rymer W. *Neurorehabilitation Technology*. Springer, London, 2012.

Dietz V, Muller R, Colombo G. Locomotor activity in spinal man: significance of afferent input from joint and load receptors. Brain, 125:2626-34, 2002.

Dobkin B., Barbeau H., Deforge D., Ditunno J., Elashoff R., Apple D., Basso M., Behrman A., Fugate L., Harkema S., Saulino M., Scott M., and the Spinal Cord Injury Locomotor Trial Group. The Evolution of Walking-Related Outcomes Over the First 12 Weeks of Rehabilitation for Incomplete Traumatic Spinal Cord Injury: The Multicenter Randomized Spinal Cord Injury Locomotor Trial. *Neurorehabil Neural Repair.*; 21(1): 25–35. doi:10.1177/1545968306295556; 2007.

Dollar AM, Herr H. Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art, IEEE Transactions on Robotics, 24(1):1-15, 2008.

Elliot DF. *Handbook of Digital Signal Processing: Engineering Applications*. Elsevier, United States of America, ISBN: 9780080507804, 2013.

Ferris D, Czerniecki J and Hannaford B. An ankle-foot orthosis powered by artificial pneumatic muscles, J Appl Biomech, 21:189-197, 2005.

Ferris D, Gordon KE, Sawicki GS, Peethambaran A. An improved powered ankle foot orthosis using proportional myoelectric control, *Gait Posture*, 23:425–428, 2006.

Festo. Válvulas proporcionales reguladoras: VPPM, VPPE, MPPE, MPPEs, MPYE y VPPM-MPA. Festo. <https://www.festo.com/net/SupportPortal/Files/26931/>, accessed 10 Jan 2015, 2008a.

Festo. Fluidic Muscle DMSP/MAS, Festo: https://www.festo.com/rep/en_corp/assets/pdf/info_501/, Accessed 10 Jan 2015, 2008b.

Fisher S, Lucas L, Thrasher T.A. Robot-assisted gait training for patients with hemiparesis due to stroke. *Top Stroke Rehabil.*, 18, p. 269–276, 2011.

Gates D. Characterizing ankle function during stair ascent, descent, and level walking for ankle prosthesis and orthosis design, MS thesis, Boston Univ., Boston, MA, 2004.

Giddings VL, Beaupre GS, Whalen RT, Carter DR. Calcaneal loading during walking and running, *Med Sci Sports Exerc*, 32, p.627–634, 2000.

Giese MA and Poggio T. Morphable models for motion patterns. *International Journal of Computer Vision* 38:59–73, 2000.

Giuliani CA. “Adult Hemiplegic Gait”. In: Smitd GL ed. *Clinics in Physical Therapy. Gait in Rehabilitation*. Churchill Livingstone, 253-256, 1990.

González Cabrera VM. Cálculo Fundamental. Editorial Progreso, México DF, 2003.

Grasso R, Ivanenko YP, Zago M, Molinari M, Scivolletto G, Castellano V, Macellari V, Lacquaniti F. Distributed plasticity of locomotor pattern generators in spinal cord injured patients. *Brain*, 127:1019-34, 2004.

Gutierrez EM, Bartonek A, Haglund-Akerlind Y, Saraste H. Characteristic gait kinematics in persons with lumbo-sacral myelomeningocele, *Gait & Posture*, 18:170–177, 2003a.

Gutierrez EM, Bartonek A, Haglund-Akerlind Y, Saraste H. Centre of mass motion during gait in persons with myelomeningocele, *Gait & Posture*, 18:37-46, 2003b.

Gutierrez EM, Bartonek A, Haglund-Akerlind Y, Saraste H. Kinetics of compensatory gait in persons with myelomeningocele, *Gait & Posture*, 21:12–23, 2005.

Harkema S, Dobkin B, Edgerton V. Pattern generators in locomotion: implications for recovery of walking after spinal cord injury, *Top Spinal Cord Inj Rehabil*, 6:82–96, 2000.

Hausdorff JM, Cudkovicz ME, Firtion R, Wei JY, Goldberger AL. Gait variability and basal ganglia disorders: stride-to-stride variations in gait cycle timing in Parkinson’s disease and Huntington’s disease. *Movement Disorders*, 13(3):428-37, PMID: 9613733, 1998.

Hausdorff JM. Gait variability: methods, modeling and meaning. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2(19):1-9, 2005

Haykin S. “Self-organizing Maps”. In: *Neural Networks*. A Comprehensive Foundation, Haykin S, editor Delhi, Pearson Education, p. 465-505, 2005.

Hoffer MM, Feiwel E, Perry R, Perry J, Bonnett C. Functional ambulation in patients with myelomeningocele, *Journal of Bone and Joint Surgery*, 55-A:137-148, 1973.

Hogan N. Adaptive control of mechanical impedance by coactivation of antagonist muscles. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 29(8):681-690, 1984.

Hosovsky A, Havran M. Dynamic modelling of one degree of freedom pneumatic muscle-based on actuator for industrial applications, *Tehnički Vjesnik*, 19:673-781, 2012.

Hosovsky A, Pitel' J, Zidek K. Enhanced Dynamic Model of Pneumatic Muscle Actuator with Elman Neural Network, *Abstract and Applied Analysis*, vol. 2015, Article ID 906126, 16 pages, 2015. doi:10.1155/2015/906126.

Hussain S, Jamwal P, Ghayesh M. Single joint robotic orthoses for gait rehabilitation: an educational technical review. *J Rehabil Med*, 48: p 333-338, 2016.

Hussain Z., Sadik A., O'Shea. *Digital Signal Processing. An Introduction with MATLAB and Applications*, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 978-3-642-15591-8, 2011.

Ilg W, Bakır GH, Franz MO, Giese MA. Hierarchical spatio-temporal morphable models for representation of complex movements for imitation learning, *Proc. of the 11th IEEE Int. Conf. on Advanced Robotics*, Portugal, P.453, 2003.

Inman VT, Ralston HJ, Todd F. *Human Walking*, Williams and Wilkins, Baltimore, 1981.

ISO 6358. “Pneumatic fluid power. Components using compressible fluids. Determination of flow-rate characteristics”, International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland, 1989.

Ivanenko YP, Grasso R, Macellari V, Lacquaniti F. Control of foot trajectory in human locomotion: role of ground contact forces in simulated reduced gravity. *J Neurophysiol*, 87:3070-89, 2002a.

Ivanenko YP, Grasso R, Macellari V, Lacquaniti F. Two-thirds power law in human locomotion: role of ground contact forces. *Neuroreport*, 13:1171-4, 2002b.

Ivanenko YP, Grasso R, Zago M, *et al.* Temporal Components of the Motor Patterns Expressed by the Human Spinal Cord Reflect Foot Kinematics. *J Neurophysiol*, 90:3555–3565, 2003.

Jiménez-Fabián R, Verlinden O. Review of control algorithms for robotic ankle systems in lower-limb orthoses, prostheses and exoskeletons, *Medical Engineering and Physics*, 34:397-408, 2012.

Kikuchi T, Tanida S, Otsuki K, Yasuda T, Furusho J. Development of third-generation intelligently controllable ankle-foot orthosis with compact MR fluid brake. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Anchorage Convention District, Alaska, USA, 2010.

Kim S, Park S. Leg stiffness increases with speed to modulate gait frequency and propulsion energy, *Journal of Biomechanics*, 44:1253–1258, 2011.

Köhle M, Merkl D. Identification of gait patterns with self-organizing maps based on ground reaction force. *ESANN'96: Proceedings of the European Symposium on Artificial Neural Networks*; Apr 24-26; Bruges, Belgium, p. 73-8, 1996.

Kohonen T. *Self-organizing maps*. Berlin: Springer, 2001.

Koopman HF, van der Helm FC, Nene AV. Biomechanics-assisting the impaired motor system, *Archive of Physiology and Biochemistry*, 109(1):1-9, 2001.

Kottke FJ. “Neurofisiología de la función motora”. En: *Krusen: Medicina Física y Rehabilitación*. FJ Kottke, JF Lehmann (eds.), España, Editorial Médica Panamericana, 4^o edición, p.242-280, 1999.

Lacquaniti F, Ivanenko YP, Zago M. Kinematic control of walking. *Arch Ital Biol*, 140: 263-72, 2002.

Lacquaniti F, Ivanenko YP, Zago M. Patterned control of human locomotion. *Journal of Physiology*, 590(10): 2189-99, 2012.

Latash ML, Anson JG. Synergies in health and disease: Relations to Adaptive Changes in Motor Coordination. *Phys Ther*, 86:1151-1160, 2006.

Lefebvre D, Moltedo M, Bacek T, Langlois K, Junius K, Vanderborght B. Compliant Lightweight Actuator Designs for Robotic Assistance and Rehabilitation Exoskeletons. Springer International Publishing, J. Ibáñez *et al.* (eds.), *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation II*, Biosystems & Biorobotics, vol 15, DOI 10.1007/978-3-319-46669-9_226, pp 1383-1387, 2017.

Lescano CN and Rodrigo SE. Analysis of footpath spatio-temporal variability during gait. A case study of a low-lumbar level Myelomeningocele patient. School and Symposium on Advanced Neurorehabilitation SSSNR 2016, Baiona (España), 06-10 Jun, 2016a.

Lescano CN and Rodrigo SE. Descriptors of gait in Myelomeningocele patients applied to robotic orthosis control for rehabilitation (en fase de elaboración), 2016b.

Lescano CN, Herrera CV, Rodrigo SE. Clasificación de patrones de marcha humana mediante redes neuronales. XVIII Congreso Argentino de Bioingeniería, VII Jornadas de Ingeniería Clínica, SABI 2011, Mar del Plata (Argentina), 28-30 Sep 2011.

Lescano CN, Rodrigo RH, Rodrigo SE. Desarrollo de un sistema de registro dinámico de presiones plantares, *Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica*, 19(1), p. 49-58, 2015a.

Lescano CN, Rodrigo SE, Christian DA. A possible parameter for gait clinimetric evaluation in Parkinson’s disease patients. J. Phys.: Conf. Ser. 705, 012019, SABI 2015, 2016c.

Lescano CN, Rodrigo SE, Herrera CV. Dynamic response of a pneumatic pressure valve applied to the design of an actuation system in assistive robotics. IFMBE Proceedings, VI Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2014, 49, p.952-955, 2015b.

Lescano C, Herrera C, Mirabal Z, Rodrigo R, Rodrigo S. Characterization of a pneumatic artificial muscle for its application in an active ankle-foot orthosis, J Phys Conf Ser, Vol.477, 012040, pp.1-10, 2013.

Ljung L. *System identification. Theory for the user*, Ed. Prentice Hall PTR, New Jersey, United States of America, 672p, 1999.

Marchal-Crespo L, Reinkensmeyer DJ. Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, 6(20):1-15, 2004.

Merelo JJ. Mapa autoorganizativo de Kohonen. [Internet]. Apr [cited 2004 Apr 21]. Available424 from: <http://geneura.ugr.es/~jmerelo/tutoriales/bioinfo/Kohonen.html>, 2004.

Miller A. Gait event detection using a multilayer neural network. Gait & Posture, 29:542-545, 2009.

Moreno JC, Brunetti F, Rocon E, Pons JL. Immediate effects of a controllable knee ankle foot orthosis for functional compensation of gait in patients with proximal leg weakness, Medical and Biological Engineering and Computing, 46(1):43-53, 2007.

Moreno JC. *Exoesqueletos robóticos para valoración y compensación funcional de marcha patológica*: PhD Thesis, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, 2006.

Mueller MJ, Minor SD, Schaaf JA, Strube MJ, Sahrman SA. Relationship of plantar-flexor peak torque and dorsiflexion range of motion to kinetic variables during walking. *Physics Therapy*, 75(8):684–693, 1995.

Nadeau S, Gravel D, Arsenault AB, Bourbonnais D. Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. *Clinical Biomechanics*, 14(2):125–135, 1999.

Naito H, Akazawa Y, Tagaya K, Matsumoto T and Tanaka M. An ankle-foot orthosis with a variable-resistance ankle joint using a magnetorheological-fluid rotary damper, *J Biomed Eng*, 4:182-91, 2009.

Narendra KS and Parthasarathy K. Identification and control of dynamical systems using neural networks, *IEEE Trans Neural Netw*, 1:4-27, 1990.

National Instruments. DAQ X Series X Series User Manual. NI: www.ni.com/niglobal. Accessed 14 Apr 2016, 2015.

Neptune RR, Kautz SA, Zajac FE. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics*, 34:1387–98, 2001.

Nilsson J, Thorstensson A. Adaptability in frequency and amplitude of leg movements during human locomotion at different speeds, *Acta Physiol Scand*, Vol.129, pp.107-114, 1987.

Nimawat D and Jailiya P. Requirement of wereable robots in current scenario, *European Journal of Advances in Engineering and Tecnology*, 2(2): 19-23, 2015.

Ogata, K. *Modern Control Engineering*, Ed. Prentice Hall, New Yersey, United States of America, 1997.

Olney SJ, Griffin MP, McBride IK. Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia -a regression approach. *Physics Therapy*, 74(9):872–885, 1994.

Olney SJ, Macphail HEA, Hedden DM, Boyce WF. Work and power in hemiplegic cerebral palsy gait. *Physics Therapy*, 70(7):431–438, 1990.

Öunpuu S, Davis RB, DeLuca PA. Joint kinetics: methods, interpretation and treatment decision-making in children with cerebral palsy and myelomeningocele, *Gait & Posture*, 4:62-78, 1996.

Palmer M. *Sagittal plane characterization of normal human ankle function across a range of walking gait speeds*. MS thesis, Utah Univ, Cambridge, MA: MIT Press, 2002.

Park YL, Chen B, Young D, Sriling L, Wood R, Golfield E, Nagpal R. Bio-inspired Active Soft Orthotic Device for Ankle Foot Pathologies. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, San Francisco, USA, pp. 4488-95, 2011.

Patar A, Jamlus N, Makhtar K, Mahmud J, Komeda T. Development of Dynamic Ankle Foot Orthosis for Therapeutic Application. *International Symposium on Robotics and Intelligent Sensors*, *Precedia Engineering* , 41, pp 1432-1440, 2012.

Patar M, Said A, Mahmud J, Majeed A, Razman M. System Integration and Control of Dynamic Ankle Foot Orthosis for Lower Limb Rehabilitation. *International Symposium on Technology Managment and Emergent Technologies (ISTMET)*, Bandung Indonesia, pp 82-84, 2014.

Pennycott A, Wyss D, Vallery H, Klamroth-Marganska V, Riener R. Towards more effective robotic gait training for stroke rehabilitation: a review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9(65):1-13, 2012.

Pépin A, Ladouceur M, Barbeau H. Treadmill walking in incomplete spinal-cord-injured subjects: 2. Factors limiting the maximal speed, *Spinal Cord*, 41:271–279, 2003.

Pereyra Vilá J, Ragusa G, Rodrigo RH, Rodrigo SE. Exoesqueleto para rehabilitación de la marcha humana. I – Especificaciones de diseño. 3rd Chilean Meeting on Biomedical Engineering, Viña del Mar (Chile), 26-28 Sep 2012a.

Pereyra Vilá J, Ragusa G, Rodrigo RH, Rodrigo SE. Exoesqueleto para rehabilitación de la marcha humana. II – Diseño computacional. 3rd Chilean Meeting on Biomedical Engineering, Viña del Mar (Chile), 26-28 Sep 2012b.

Pérez Ibarra JC., dos Santos WM., Krebs HI. Adaptive impedance control for robot-aided rehabilitation of ankle movements. IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), Sao Pablo (Brazil), 664-669, 12-15 Aug, 2014.

Perry J. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*, Slack Inc., USA, 1992.

Peterson CL, Cheng L, Kautz SA, Neptune RR. Leg extension is an important predictor of paretic leg propulsion in hemiparetic walking. *Gait & Posture*, 32:451–56, 2010.

Physiobank. Physiological signal archives for biomedical research. [Internet]. PhysioNet:MIT; Cambridge. [cited 2011 Mar 20]. Available from: <http://www.physionet.org/physiobank/database/gaitdb/>, 2009.

Pons JL, Moreno JC, Brunetti FJ, Rocon E. “Lower-Limb Wearable Exoskeleton”. In: *Rehabilitation Robotics*, Sashi S Kommu (ed.), Itech Education and Publishing, Vienna, 2007.

Pons JL. Rehabilitation exoskeletal robotics. The promise of an emerging field. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 29(3):57-63, 2010.

Poppele R, Bosco G. Sophisticated spinal contributions to motor control. Trends Neurosci, 26:269-76, 2003.

Purves D, Augustine GJ, Fitzpatrick D, Katz LC, LaMantia AS, McNamara JO. “Invitación a la Neurociencia”, Editorial Médica Panamericana, Buenos Aires, 2004.

Reinkensmeyer D. J., How to retrain movement after neurologic injury: A computational rationale for incorporating robot (or therapist) assistance. Annual International Conference of the IEEE EMBS, p. 17-21, 2003.

RENAC-Ar. Análisis epidemiológico sobre las anomalías congénitas en recién nacidos, registradas durante 2013 en la República Argentina. Reporte Anual RENAC 2014, 2014.

Riener R, Lünenburger L, Jezernik S, Anderschitz JM, Colombo G, Dietz V. Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng., 13(3):380-394, 2005.

Riener R, Lünenburger L, Maier IC, Colombo G, Dietz V. Locomotor training in subjects with sensorimotor deficits: an overview of the robotic gait orthosis Lokomat. J healthc Eng., 1(2):197-216, 2010.

Rodrigo SE and Ambrósio JA. A biomechanical approach to characterize neural coordination during gait. Multibody Dynamics 2011, ECCOMAS Thematic Conference, JC Samin, P Fiset (eds.), p.1-15. Brussels, 2011.

Rodrigo SE, Ambrósio JA, Tavares da Silva MP, Penisi OH. Analysis of human gait based on multibody formulations and optimization tools, *International Journal Mechanics based Design of Structures and Machines*, 36(4):446-477, 2008.

Rodrigo SE, Lescano CN, Patiño HD. A new global model to characterise the dynamics of a pneumatic proportional pressure valve for a biomechatronic application. *J Braz. Soc. Mech. Sci. Eng.*, doi 10.1007/s40430-016-0591-x, 2016.

Rodrigo SE, Lescano CN, Rodrigo RH. Application of Kohonen maps to kinetic analysis of human gait, *Rev Bras Eng Biomed*, 28(3):217-226, 2012.

Rodrigo SE. *Modelación y Simulación de la Marcha Humana*. Tesis Doctoral en Ingeniería Mecánica, Instituto de Mecánica Aplicada, Facultad de Ingeniería, UNSJ, Editorial UNSJ, San Juan, ISBN N° 978-987-05-4708-2, 2008.

Rodrigo SE, García I *et al.* Energy expenditure during human gait. I–An optimized model, *Proceedings of the 32nd Annual International Conference of the IEEE-EMBS*, Vol.2, Buenos Aires, Argentina, pp. 4254-4257, 2010a.

Rodrigo SE, García I *et al.* Energy expenditure during human gait. II–Rol of muscle groups, *Proceedings of the 32nd Annual International Conference of the IEEE-EMBS*, Vol.2, Buenos Aires, Argentina, pp. 4258-4261, 2010b.

Rodrigo SE, Lescano CN, Herrera CV. Modelación lineal y no lineal de una válvula neumática para su aplicación en biomecatrónica. *Cuarto Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica CAIM 2014*, Resistencia (Argentina), 02-05 Sep., 2014.

Roy A, Krebs HI, Williams DJ *et al.* Robot-aided neurorehabilitation: a novel robot for ankle rehabilitation. *IEEE Trans Robot*, 25:569-82, 2009.

Roy A. Anklebot-assisted locomotor training after stroke: A novel deficit-adjusted control approach. Robotics and Automation (ICRA), 2013 IEEE International Conference on Date of Conference, Karlsruhe, p.2175-2182, 6-10 May, 2013.

Saglia JA, Tsagarakis NG, Dai JS, Caldwell DG. Control strategies for patient-assisted training using the ankle rehabilitation robot (ARBOT). IEEE ASME Trans Mechatron; 18: 1799–1808, 2013.

Sánchez Lacuesta JJ, Prat Pastor JM, Hoyos Fuentes JV, Viosca Herrero E, Soler Gracia C, Comín Clavijo M, Lafuente Jorge R, Fabregat A, Vera P. "Biomecánica de la marcha humana normal y patológica". Instituto de Biomecánica de Valencia, Valencia, 1999.

Sharrard WJW. The segmental innervations of the lower limb muscles in man, Annals of the Royal College of Surgeons, 35:106-122, 1964.

Shorter K, Xia J., Hsiao-Wecksler E., Durfee W., Kogler G. Technologies for powered ankle-foot orthotic systems: Possibilities and challenges, IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, pp. 337-347, 2013.

Slotine JJE, Li W. *Applied nonlinear control*, Prentice-Hall, Inc., USA, 1991.

Sorli M, Figliolini G, Almondo A. Mechatronic model and experimental validation of a pneumatic servo-solenoid valve, J Dyn Syst T ASME, Vol.132, pp.054503-054513, 2010.

Sorli M, Figliolini G, Pastorelli S. Dynamic model of a proportional pressure valve, Proceedings of the IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, Como, Italy, pp.630-635, 2001.

Sorli M, Figliolini G, Pastorelli S. Dynamic model and experimental investigation of a pneumatic proportional pressure valve”, IEEE/ASME T Mech, 9:78-86, 2004.

Sorli M, Gastaldi L, Quaglia G. “CAEPneum: a simulation tool on pneumatic elements and systems developed in MATLAB”, Proceedings of the Fifth Scandinavian International Conference on Fluid Power, Linköping, Sweden, pp.319-334, 1997.

Sorli M, Vigliani A. Design analysis of a pneumatic force control servosystem with pressure proportional valve, J Robot Mechatron, 10:370-376, 1998.

Stark GD. The nature and cause of paraplegia in Myelomeningocele. Paraplegia, 9: 219-23, 1972.

Stergiou N. *Innovative Analysis of Human Movement*. Human Kinetics, United States of America, 2004.

Szépe T and Sárosi J. Matlab models for pneumatic artificial muscles. Transactions on Mechanics, Scientific Bulletin of the Politechnica University of Timisoara, 54(68):65-70, 2009.

Varga Z, Keski-Honkola P. Determination of flow rate characteristics for pneumatic valves, Proceedings of the Experimental Fluid Mechanics Conference, Jičín, Czech Republic, pp. 01096-1-12, 2011.

Varga Z, Keski-Honkola P. Mathematical model of pneumatic proportional valve, Journal of Applied Science in the Thermodynamics and Fluid Mechanics, 1:1-6, 2012.

Veltink PH, Koopman HF, van der Helm FC, Nene AV. Biomechanics-assisting the impaired motor system, Archive of Physiology and Biochemistry, 109 (1):1-9, 2001.

Veneva I. Design and Implementation of device for control of active ankle-foot orthosis, 11th National Congress on Theoretical and Applied Mechanics, Borovets, 2009.

Veneva I, Vanderborght B, Lefeber D, Cherelle P. Propulsion system with pneumatic artificial muscle for powering ankle-foot orthosis. *Journal of Theoretical and Applied Mechanics*, Sofía, vol 43, N°4, pp. 3-16, 2013.

Vesanto J, Himberg J, Alhoniemi E, Parhankangas J. Self-organizing map in Matlab: the SOM439 Toolbox. *Proceedings of the Matlab DSP Conference*; 1999, 440 p.3540, 16-17 Nov, Espoo (Finland), 1999.

Villa Parra AC, Broche L, Delisle Rodriguez D, Sagaró L, Bastos T, Frizzera Neto A. Design of active orthoses for a robotic gait rehabilitation system. *Front. Mech. Eng.*, 10(3): p. 242–254, DOI 10.1007/s11465-015-0350-1; 2015.

WHO: World Health Organization. Neuroplasticity and repair in the central nervous system. Implication for health care. Who Offset Publication N° 73, Geneva, 1983.

Winter DA, Patla AE, Frank JS, Walt SE. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Physics Therapy*, 70(6):340–347, 1990.

Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, John Wiley and Sons Inc., Canada, 2009.

Winter DA. Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. *Human Movement Science*, 3:51-76, 1984.

Winters J. “Concepts in neuromuscular modeling”. In: *Three-dimensional analysis of human movement*, P.P. Allard, I. Stokes, J.P.P. Blanche (eds.), Human Kinetics Publishers, Champaign, IL, 1995.

Wirz M, Bastiaenen C, de Bie R, Dietz V. Effectiveness of automated locomotor training in patients with acute incomplete spinal cord injury: a randomized controlled multicenter trial. *BMC Neurol.*, 10.1186/1471-2377-11-60, 2011.

Wirz M, Colombo G, Dietz V, Long term effects of locomotor training in spinal humans, *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 71:93-96, 2001.

Wirz M, Zemon D, Rupp R, Scheel A, Colombo G, Dietz V, Hornby G. Effectiveness of automated locomotor training in patients with chronic incomplete spinal cord injury: a multicenter trial, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(4):672-680, 2005.

Wolbrecht E., Reinkensmeyer D., Bobrow J., Pneumatic Control of Robots for Rehabilitation. *The International Journal of Robotics Research*, 29, pp. 23–38, DOI: 10.1177/0278364909103787, 2010.

Xie S.. *Advanced Robotics for Medical Rehabilitation: Current State of the Art and Recent Advances*. Springer,(108), 343p, 2015.

Yang CJ, Niu B, Chen Y. Adaptive Neuro-Fuzzy Control Based Development of a Wearable Exoskeleton Leg for Human Walking Power Augmentation, *Proceedings of the 2005 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, MD2-05, p. 467-472, California, 2005.

Apéndice A

En este apartado se detalla el procedimiento aplicado para procesar y analizar datos de marcha provenientes de la enfermedad de Parkinson (EP), con los cuales se trabajó inicialmente con el fin de diferenciar genéricamente esta clase de marcha respecto de la normalidad. La EP puede describirse como un desorden neurológico progresivo y crónico ocasionado por una disfunción de los ganglios de la base del SNC, que provoca trastornos motores tales como marcha temblorosa, rigidez muscular, enlentecimiento de los movimientos e inestabilidad postural, con el riesgo de caídas y pérdida de la independencia funcional en los casos más severos (Davie, 2008).

La base de datos (BD) empleada contiene datos cinéticos de marcha de sujetos sanos y de pacientes con EP, disponible en el sitio web de *Physionet* (Physiobank, 2009), y consta de 120 registros (60 casos de sujetos sanos y 60 casos de pacientes con EP) del orden de 2 minutos de duración, muestreados a 100Hz. Tales datos fueron adquiridos mediante plantillas instrumentadas F-Scan ubicadas en el calzado del sujeto bajo estudio. Cada plantilla tiene 8 sensores de fuerza, que registran la distribución de presiones plantares para cada pie (en Newtons, N) en función del tiempo. La BD incluye 2 señales que representan la suma de la magnitud de los 8 sensores para cada pie, equivalente a la componente vertical de la fuerza de reacción del suelo (FRSv) medida en plataformas de fuerza. La BD también aporta información demográfica y clínica de los pacientes según la

escala Hoehn-Yahr Modificada (Hausdorff *et al.*, 1998). En la próxima sección se detallan las técnicas empleadas para procesar y analizar tales datos de marcha.

A.1 – Clasificación de patrones de marcha parkinsoniana mediante Redes Neuronales Artificiales

Las Redes Neuronales Artificiales (RNA) constan de múltiples unidades de procesamiento (neuronas) interconectadas, con una predisposición natural para acumular conocimiento experimental, adquirido desde el entorno mediante procesos de aprendizaje y almacenado a través de las conexiones interneuronales o pesos sinápticos (Haykin, 2005). Estas características de las RNA les otorgan capacidad para clasificar datos que exhiben alta dimensionalidad, alinealidad y variabilidad, tal como los provenientes del registro de la marcha humana (Köhle and Merkl, 1996; Barton and Lee, 2007; Chau, 2001b). En base a estos antecedentes y con el fin de clasificar patrones de marcha parkinsoniana mediante RNA, se evaluaron dos tipos de estructuras: Perceptrón Multicapa (Haykin, 2005) y Red Neuronal de Kohonen o Mapa Autoorganizado (Kohonen, 2001).

Para lograr esta clasificación se emplearon 15 muestras de datos correspondientes a sujetos normales y 15 muestras de pacientes con EP, tomadas aleatoriamente. Tal como se mencionó, la señal analizada equivale a la componente vertical de la fuerza de reacción del suelo (FRS_v), normalizada respecto del peso del sujeto analizado. Esta señal constituye un arreglo temporal de 40 segundos

de duración (correspondiente aproximadamente a 35 ciclos de marcha) muestreado a 100 Hz, siendo la longitud del vector de 4034 datos. En la Figura A.1 se muestran las señales mencionadas, obtenidas para cada pie durante un ciclo de marcha. A la izquierda se visualiza el registro para un sujeto normal y a la derecha para un paciente con EP.

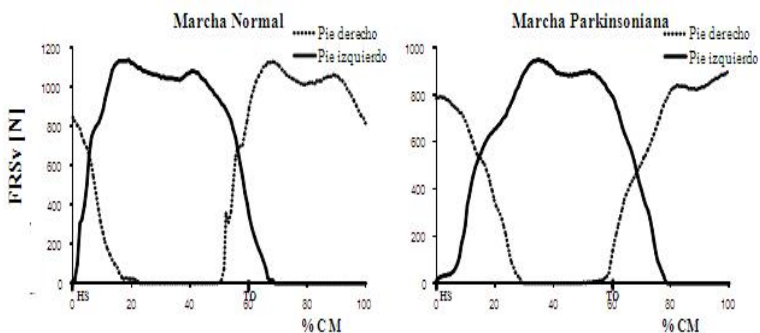


Figura A.1 Señal equivalente a la componente vertical de la fuerza de reacción del suelo (FRSv) registrada para cada pie durante un ciclo de marcha. Izquierda: Marcha normal. Derecha: Marcha parkinsoniana (HY=2).

Tal como se aprecia en la Figura 2.1 izquierda, la señal FRSv para marcha normal tiene dos picos característicos. El primero se produce tras el contacto del talón con el suelo al inicio de la fase de apoyo, mientras que el segundo pico es causado por la fuerza hacia arriba ejercida por el suelo durante el despegue del talón al final de esta fase (Sánchez Lacuesta *et al.*, 1999). Además, se observa que la fase de apoyo constituye un 60 % del ciclo de marcha (CM), mientras el balanceo corresponde al 40% restante. En contraste, la curva de la Figura 2.1 derecha para EP exhibe una reducción en la

altura de los picos de la FRSv y evidencia variaciones de los tiempos de apoyo y balanceo respecto a la curva normal (70 y 30% del CM, respectivamente).

Seguidamente se describen las principales características de las estructuras de RNA referidas, las variables definidas como entrada según la topología de la red y los resultados de clasificación obtenidos en cada caso.

A.1.1 – Perceptrón Multicapa y Mapa Autoorganizado

El Perceptrón Multicapa (PMC) es una RNA formada por numerosas capas de elementos neuronales que le otorgan la habilidad de mapear cualquier función no lineal de una o varias dimensiones. Tal como se observa en la Figura A.2, la estructura del PMC se logra conectando varios perceptrones simples (Haykin, 2005). Además, este tipo de red emplea el denominado Aprendizaje Supervisado, el cual consiste en presentar a la red señales patrones conjuntamente con las salidas deseadas para cada una de ellas. De acuerdo al error final obtenido (diferencia entre la salida deseada y la calculada por la red), los pesos sinápticos son modificados mediante un algoritmo de retropropagación (backpropagation) del error (Haykin, 2005). Luego del proceso de aprendizaje, la red está preparada para clasificar las señales reales aplicadas en su entrada.

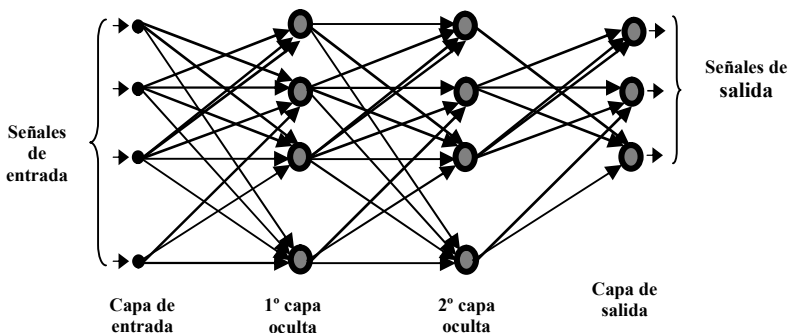


Figura A.2: Gráfico de arquitectura de un perceptrón multicapa con dos capas ocultas.

Por su parte, la red de Kohonen o Mapa Autoorganizado (self-organization map, SOM) es una de las RNA más usadas en los últimos años (Kohonen, 2001). Su modo de operación se basa en una estructura definida a partir de un conjunto de nodos o neuronas (conectadas según una relación de cercanía), distribuidas en una sola capa. Cada nodo forma un elemento de procesamiento sintonizado selectivamente por los datos de entrada, presentados simultáneamente a todos los nodos de la red. Por lo tanto, las neuronas transforman las señales de entrada en una distribución de probabilidad codificada por posiciones, formando así un mapa estructurado (Haykin, 2005; Kohonen, 2001; Merelo, 2004). En el proceso de aprendizaje del SOM, llamado Aprendizaje No Supervisado Competitivo, las neuronas compiten unas con otras para llevar a cabo una tarea determinada (Kohonen, 2001). Además, cada neurona ejerce influencia sobre las neuronas vecinas a través de

conexiones inhibitorias laterales o de realimentación negativa, que modifican el vector de pesos asociados a cada una.

A diferencia del proceso de entrenamiento del PMC, donde se presenta a la red la salida deseada para cada patrón de entrada (aprendizaje supervisado), los SOM tienen la capacidad de determinar por sí solos diferencias entre los patrones presentados (Haykin, 2005; Kohonen, 2001; Merelo, 2004; Vesanto *et al.*, 1999; Miller, 2009). Sin embargo, su desempeño de clasificación depende fuertemente de las características de los datos de entrada a clasificar, lo cual implica realizar previamente una adecuada extracción de parámetros representativos de la señal para lograr una clasificación exitosa. Diversos investigadores han utilizado SOM para analizar datos cinemáticos y cinéticos de marcha. Entre ellos, Köehle y Merkl (1996) clasificaron automáticamente patrones de la componente vertical de la fuerza de reacción del suelo para ambos pies, mientras que Barton y colaboradores (1997; 2006) procesaron información cinemática y cinética, encontrando que los grupos identificados por el SOM concuerdan con la clasificación efectuada por expertos en análisis de datos de marcha.

A.1.2 – Definición de variables de entrada

Con el fin de efectuar la extracción de características de los datos de entrada a la red para el PMC, se calculó la densidad espectral de potencia utilizando *Matlab*®. A partir de esta variable se determinó un número de 30 componentes para cada vector de entrada (conteniendo la información de la señal hasta una frecuencia del

orden de los 5 Hz), en donde están representadas las características más relevantes de la señal temporal, disminuyendo al mismo tiempo la dimensionalidad de los datos. Además, se efectuó la normalización de estos valores entre 0 y 1, dividiéndolos por el valor máximo del vector. A partir de este procesamiento previo se obtuvo luego como entrada para la red una matriz de 30 muestras de 30 elementos cada una. Posteriormente se definió el vector de salidas esperadas, conformado por 1 o 0 según la condición de marcha normal o patológica. En cuanto a la distribución de datos para entrenamiento, prueba y validación, se tomó inicialmente 50%, 25% y 25% de las muestras, respectivamente. Las pruebas para llevar a cabo cada una de estas etapas fueron realizadas empleando *Matlab*®, a través de su herramienta de análisis con redes neuronales (Lescano *et al.*, 2011).

Por su parte, para definir la entrada a la red de Kohonen (SOM) se realizó un pre-procesamiento diferente al empleado para la clasificación con PMC a partir de la misma señal cinética (FRSv). Para esto se calcularon parámetros que permitieran caracterizar la variabilidad temporal y espacial de los patrones cinéticos asociados a la EP. Entre los parámetros calculados, figuran:

- Valor máximo de la FRS (MaxFRSv): corresponde al valor de pico promedio de la señal FRVs, obtenido durante la fase de apoyo para 40 ciclos de marcha sucesivos.
- Desviación estándar (SD_FRS) de la señal: calculada para todas las fases de apoyo sucesivas de cada ciclo.

- Coeficiente de variación (CV) de la FRSv: valor promedio obtenido a partir del cociente entre la desviación estándar media y el valor promedio de la FRSv para cada ciclo durante la fase de apoyo.
- Valor medio de la FRSv (VmFRS): calculado a partir de la sumatoria de datos de la FRS durante la fase de estancia, como una medida de aproximación del área bajo la curva.

El análisis reveló mayor variabilidad interindividual para los dos últimos parámetros. Similares resultados se obtuvieron para la aproximación del área bajo la curva, evidenciando la viabilidad de utilizar estos índices como descriptores para clasificación de patrones de marcha parkinsoniana con redes de aprendizaje no supervisado. De acuerdo a estos resultados preliminares, se adoptó un arreglo de datos de entrada para el SOM de 120 muestras de 4 elementos cada una, que corresponden al CV y al VmFRS de la señal FRSv, calculados para las piernas derecha e izquierda en cada sujeto analizado. También se normalizaron los datos, fraccionando luego el arreglo de entrada de 120 muestras para obtener 90 muestras para entrenamiento, 15 para validación y 15 para testeo de la red, equivalentes al 75%, 12.5% y 12.5 % de muestras respectivamente. Finalmente, empleando la función *newsom* se definió una red de 4 neuronas de salida (2 x 2) dispuestas hexagonalmente. En la Figura A.3 se observa el CV de la FRSv para un caso de marcha normal y de marcha parkinsoniana (Rodrigo *et al.*, 2012).

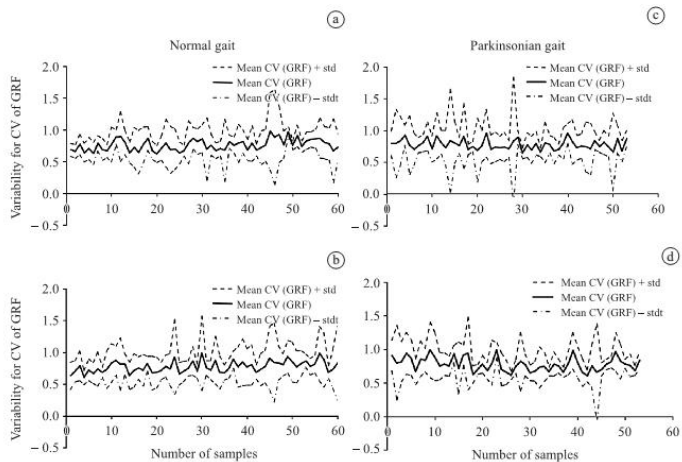


Figura A.3: Variabilidad intersujeto evaluada por el coeficiente de variación (CV) de la FRS durante fases de apoyo consecutivas para 60 sujetos normales y 60 pacientes con Enfermedad de Parkinson (EP). a) FRS del pie izquierdo de sujetos normales; b) FRS del pie derecho de sujetos normales; c) FRS del pie izquierdo de sujetos con EP; d) FRS del pie derecho de sujetos con EP. En cada caso se visualiza el valor medio del CV para cada sujeto y su correspondiente desviación estándar (Rodrigo *et al.*, 2012).

A.1.3 – Resultados de clasificación con RNA

En el caso del PMC se emplearon los algoritmos de aprendizaje denominados Gradiente Conjugado, Gradiente Descendente con Momento y Levenberg Marquardt (Haikyn, 1999), logrando mejores resultados de clasificación con los dos últimos, con porcentajes de acierto de 86.7% y 93.3% y errores cuadráticos medios de 0.09 y 0.12, respectivamente. En la Figura A.4 se visualiza el desempeño logrado para el PMC, correspondiendo el color verde a la cantidad de patrones clasificados correctamente y el rojo a los mal clasificados.

De un total de 15 muestras de patrones de pacientes con EP, 2 fueron mal clasificadas y 13 bien clasificadas, en tanto que para las 15 muestras de sujetos sanos, se clasificó en forma correcta y errónea en el 43.3% y en el 6.7% de los casos, respectivamente. El análisis de estos resultados evidencia un buen desempeño de clasificación de la red, con un 86.7% de las muestras clasificadas exitosamente. Otros índices empleados para determinar la eficacia de la red fueron la sensibilidad y la especificidad (Borgueño *et al.*, 1995), del orden de 0.86 en ambos casos, calculadas a partir de un número total de 13 verdaderos positivos y 2 falsos negativos de 15 muestras patológicas, y 13 verdaderos negativos y dos falsos positivos sobre un total de 15 muestras normales.

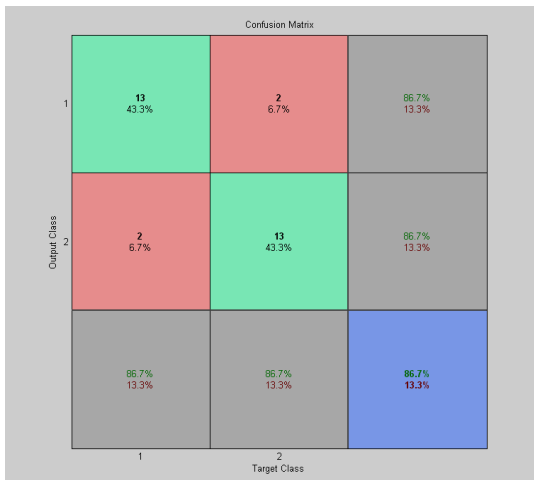


Figura A.4: Resultados obtenidos para la clasificación mediante función newff (Lescano *et al.*, 2011).

Con respecto a los SOM, luego del entrenamiento se obtuvo una representación gráfica de la distribución de los datos de entrada en un mapa de las 4 neuronas de salidas (hexágonos), cuya vecindad está representada por regiones coloreadas que indican la distancia existente entre las neuronas de la red. De esta forma, un color claro es indicativo de distancias muy pequeñas entre neuronas, mientras que los colores oscuros señalan elementos o nodos con características diferentes. Analizando en detalle el mapa obtenido como resultado del procesamiento de los datos de marcha con el SOM (Figura A.5), puede apreciarse que los datos de entrada fueron agrupados en dos regiones distintas, una a la derecha y otra a la izquierda, correspondientes a los casos de marcha normal y parkinsoniana presentados a la red, respectivamente.

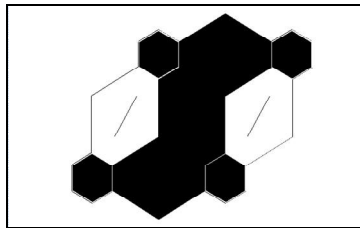


Figura A.5: Vecindad del SOM definida por los vectores de datos de entrada.

Además, en la Figura A.6 se observa el desempeño del SOM según la distribución de muestras presentadas a la red, correspondiendo 43 a datos de sujetos sanos y 47 de EP. A partir de estos resultados puede decirse que el SOM es un buen clasificador, al ser capaz de reconocer 31 de 43 datos normales y 33 de 47 datos

patológicos, lo cual equivale respectivamente, al 72,09% y 70.21 % de los casos evaluados. En términos de sensibilidad y especificidad, la red SOM alcanzó índices de 0.721 y 0.702 utilizando el CV y el VmFRS como parámetros de entrada para la clasificación. Resultados de otras pruebas y detalles de los algoritmos de aprendizaje empleados por ambas redes pueden consultarse en las siguientes referencias (Lescano *et al.*, 2011, Rodrigo *et al.*, 2012).



Figura A.6: Clasificación de patrones normales y patológicos.

Como conclusión de este apartado, puede decirse que los resultados aquí presentados dan cuenta de la potencialidad de las redes neuronales artificiales de distinta topología para clasificar datos de marcha. La principal ventaja de esta herramienta es la capacidad de clasificar e interpretar datos de gran dimensionalidad, aunque tal clasificación sólo logra distinguir genéricamente entre patrones de marcha normal y patológica. Además, se requiere disponer de un número suficiente de casos y efectuar un procesamiento previo adecuado para que la RNA realice un efectivo proceso de entrenamiento.

Para clasificar los patrones de marcha de sujetos sanos y de pacientes con EP se emplearon dos topologías de red: perceptrón multicapa y mapa autoorganizado. En ambos casos, se demostró la potencialidad de estas técnicas para clasificar genéricamente datos de gran dimensionalidad. Para esto se efectuó un pre-procesamiento de los datos presentados en la entrada de la red y a partir de esto se extrajeron parámetros, tales como densidad espectral de potencia, máximos de la FRS, tiempos de apoyo y balanceo, área bajo la curva y coeficiente de variación.

Particularmente estos dos últimos parámetros permitieron distinguir fehacientemente entre patrones de marcha normal y parkinsoniana (Lescano *et al.*, 2011; Rodrigo *et al.*, 2012). Además, al evaluar los tiempos de apoyo y balanceo del ciclo de marcha y la magnitud de la FRS, se encontró que esta última variable es un parámetro con potencialidad para diferenciar las características de marcha entre pacientes EP clasificados como HY2 y HY2.5, tal como se evidencia en otras investigaciones (Lescano *et al.*, 2016c). No obstante, la aplicación de estas técnicas requiere disponer de un gran número de casos de marcha, una condición no cumplida en este trabajo para la marcha MMC, ya que sólo se contó con un caso de estudio.