Exoesqueletos Robóticos para Rehabilitación y Asistencia de Pacientes con Daño Neurológico

> Experiencias y Posibilidades en Iberoamérica

> > •

José María Azorín Poveda José Luis Pons Rovira Anselmo Frizera Neto Thomaz Rodrigues Botelho Ángel Manuel Gil Agudo Javier Orlando Roa Romero

•)



Exoesqueletos Robóticos para Rehabilitación y Asistencia de Pacientes con Daño Neurológico: Experiencias y Posibilidades en Iberoamérica

EDITORES:

José María Azorín Poveda, Universidad Miguel Hernández de Elche (España) José Luis Pons Rovira, Consejo Superior de Investigaciones Científicas (España) Anselmo Frizera Neto, Universidade Federal do Espírito Santo (Brasil) Thomaz Rodrigues Botelho, Universidade Federal do Espírito Santo (Brasil) Ángel Manuel Gil Agudo, Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo (España) Javier Orlando Roa Romero, TECHNAID S.L. (España)

EDITORIAL: Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo (www.cyted.org)

ISBN-13: 978-84-15413-29-5

FECHA DE EDICIÓN: 21 de marzo de 2017

The layout of this book was based on "The Legrand Orange Book" template, available at LaTeXTemplates.com.

Con un agradecimiento especial al Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo (CYTED), a los investigadores de REASISTE (Red Iberoamericana de Rehabilitacion y Asistencia de Pacientes con Daño Neurologico Mediante Exoesqueletos Roboticos de Bajo Coste), a los autores que han participado en la elaboración de cada capítulo, a los organismos que han permitido llevar a cabo estas investigaciones y a los usuarios y centros que han participado en la experimentación.

"No nos atrevemos a muchas cosas porque son difíciles, pero son difíciles porque no nos atrevemos a hacerlas." Lucio Anneo Séneca (4 a.C. - 65 d.C.). Filósofo, político, orador y escritor romano.



1	Introducción y Orientación del Libro	. 9
1.1 1.1.1 1.1.2 1.1.3 1.1.4	Introducción Motivación	9 10 12 13
2	Exoesqueletos como alternativa para la movilidad	15
2.1	Clasificación de los exoesqueletos	15
2.1.1 2.1.2 2.1.3 2.1.4	Topologías Modo de funcionamiento Funcionalidad Conclusión	17 18 19 20
2.2	Tecnologías	21
2.2.1 2.2.2 2.2.3	Tecnologías de sensores Tecnologías de actuadores Tecnologías de fuentes de energía	22 26 28
2.3	Principales daños neurológicos	28
2.3.1 2.3.2 2.3.3 2.3.4 2.3.5 2.3.6	lctus Esclerosis Múltiple Lesión Medular Parálisis cerebral Traumatismo craneoencefálico Enfermedad de Parkinson	29 29 30 32 33 33
2.4	Técnicas tradicionales de rehabilitación	34
2.4.1	Rehabilitación del Accidente Cerebrovascular	35

3	Estado de los exoesqueletos en Iberoamérica	45
3.1	ALLOR	45
3.2	CPWalker - Plataforma robótica para la rehabilitación y el entrenamier de la marcha en pacientes con Parálisis Cerebral	nto 46
3.3	Exoesqueleto BioMot	48
3.3.1 3.3.2 3.3.3	Descripción general	49 50 51
3.4	Exoesqueleto robótico híbrido de miembro inferior KINESIS	51
3.4.1 3.4.2 3.4.3	Población objetivo	51 52 53
3.5	Brain2Motion	54
3.6	Exoesqueleto robótico miembros inferiores CHIEF	55
3.7	Neuroprótesis para control de la flexo-extensión del tobillo	56
4	Estructura mecánica y actuación	63
4.1	ALLOR	63
4.1.1	Definición de la población objetivo	63
4.1.2 4.1.3	Numero de grados de libertad	64 66
4 2	CPWalker	66
4.2.1	Andador inteligente	67
4.2.2		68
4.3	BioMot	69
4.4	Diseño conceptual de actuadores	70
4.4.1	Principio de operación del MACCEPA	70
4.5	Exoesqueleto robótico de miembro inferior KINESIS	71
4.5.1		71 71
4.J.Z	Brain?Motion	71
4.6 .1	Introducción	74
4.6.2	Descripción de la plataforma	74
4.7	Exoesqueleto robótico miembros inferiores CHIEF	76
4.8	Neuroprótesis para control de la flexo-extensión del tobillo	80
4.8.1 4.8.2	Actuación Caso ejemplo del TEREFES. Actuación y principales características	81 82
5	Sistema de control y medida	89
5.1	ALLOR	89
5.1.1	Estrategias de Control	90
5.2	CPWalker	92
5.2.1 5.2.2 5.2.3	Interfaz Multimodal humano-robot Estrategias de control de bajo nivel Arquitectura de control	92 94 95

5.3	BioMot	97
5.3.1	Sistema sensorial empleado	97
5.3.2	Arquitectura electrónica de control y potencia	97
5.3.3	Modos de control disponibles	98
5.4	Exoesqueleto robótico híbrido de miembro inferior KINESIS	104
5.4.1	Sistema sensorial	104
5.4.2	Arquitectura de control	106
5.4.3	Evaluación del sistema de control	109
5.5	Brain2Motion	111
5.5.1	Introducción	111
5.5.2	Diseño del controlador FES	112
5.5.3	Experimentación	113
5.5.4		114
5.5.5		115
5.6	Exoesqueleto robotico miembros inferiores CHIEF	115
5.6.1	Arquitectura electrónica de control y potencia	116
5.0.2	Nodos de Control disponibles	11/
5.6.7		110
5.0.4 5 7	Neuroprétacie para control de la floye extensión del tabille	110
5. /	Neuroprofesis para control de la nexo-extension del tobilio	119
572		119
573	Sensores	120
01710		120
6	Interfaz hombre-máquina	125
6.1	ALLOR	125
6.1.1	Interfaz Cerebro-computador	125
6.2	BioMot	131
6.2.1	Sistemas músculo-esqueléticos	131
6.3	Exoesqueleto robótico de miembro inferior KINESIS	133
6.3.1	Introducción	133
6.3.2	Evaluación de interacción humano-robot	133
6.3.3	Metodología experimental	134
0.3.4		134
0.3.0		100
6.4	Brain2Motion	137
6.4.1 4.4.0		137
0.4.Z		13/
6.4.4	Sistemas desarrollados	138
6.5	Excesqueleto robótico miembros inferiores CHIEF	142
6.6	Neuroprótesis para control de la flexo-extensión del tobillo	144
-		
/	Experiencias clínicas con exoesqueletos	151
7.1	Exoesqueleto robótico hibrido de miembro inferior KINESIS	151
/.1.1		151
1.1.2		101

7.1.3 7.1.4	Resultados	152 153
7.2	Brain2Motion	154
7.2.1	Sistema de rehabilitación robótico	154
7.2.2	Conclusiones y trabajos futuros	157
7.3	CPWalker	158
7.3.1	Pacientes	158
7.3.2	Terapia	159
7.3.3	Resultados	161
7.3.4	Conclusiones	161
8	Conclusiones	167



José María Azorín Poveda¹, José Luis Pons², Anselmo Frizera³, Thomaz Botelho³, Ángel Gil⁴, Javier Roa⁵

¹Brain-Machine Interface Systems Lab, Universidad Miguel Hernández de Elche, España.
²Consejo Superior de Investigaciones Científicas, España.
³Universidade Federal do Espírito Santo, Brazil.
⁴Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo, España.
⁵TECHNAID S.L., España.

En este capítulo se describe la motivación que ha llevado a escribir este libro, describiendo la red REASISTE (Red Iberoamericana de Rehabilitación y Asistencia de Pacientes con Daño Neurológico mediante Exoesqueletos Robóticos de Bajo Coste), de la cual surge esta iniciativa, así como el Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo (CYTED), que financia esta red. Además, se detalla la estructura del libro.

1.1 Introducción

1.1.1 Motivación

El ictus y la lesión medular son dos de los principales trastornos motores a consecuencia de daños en el sistema nervioso humano que conllevan un deterioro físico en las personas que lo padecen. Estas lesiones suelen interrumpir vías sensoriales y motoras, lo que conduce a problemas motores que provocan una pérdida de la independencia del individuo en el desarrollo de sus actividades cotidianas. En el caso del ictus, para las personas que sobreviven a esta enfermedad a un accidente cerebrovascular (alrededor del 85% del total), las terapias de rehabilitación son cruciales para mantener o incluso mejorar las capacidades motoras y cognitivas.

En los últimos años, el interés en solucionar y reducir las limitaciones provocadas por problemas motores ha estado acompañado por desarrollos de neurotecnologías para asistencia y rehabilitación. Concretamente ha habido un esfuerzo a nivel científico en desarrollar neurotecnologías que permitan mejorar la calidad de vida de personas con estos trastornos motores. Dentro de estas neurotecnologías, se encuentran los exoesqueletos robóticos (ERs). Los ERs, también llamados robots vestibles, son dispositivos orientados a personas que se pueden llevar en las extremidades para complementar la función de la extremidad o reemplazarla por completo [1]. Con el desarrollo y el uso de estos ERs se pretende, no solo mejorar las terapias de rehabilitación de pacientes con daño neurológico, sino también mejorar la calidad de vida de aquellos pacientes con daño neurológico crónico proporcionándoles nuevas herramientas de asistencia.

En el ámbito Iberoamericano, el daño neurológico es una de las principales causas de discapacidad, siendo el número de personas con discapacidad en Iberoamérica superior a los 72 millones (afectando aproximadamente al 11% de la población total de Iberoamérica) [2]. Además de ser el colectivo de pacientes con daño neurológico muy numeroso en Iberoamérica, es un colectivo muy desfavorecido al que no se ha dedicado hasta la fecha un esfuerzo coordinado, transnacional y multidisciplinar de centros clínicos, centros de investigación, universidades y empresas.

Este libro surge como una iniciativa de la Red Temática REASISTE - "Red Iberoamericana de Rehabilitación y Asistencia de Pacientes con Daño Neurológico mediante Exoesqueletos Robóticos de Bajo Coste" (http://reasiste.umh.es), financiada por el Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo (CYTED), con referencia 216RT0504, y con duración del 1 de enero de 2016 al 31 de diciembre de 2019.

Con este libro se pretende mostrar cuál es el estado de esta tecnología en el ámbito Iberoamericano, aportando material docente y bibliográfico que posibilite la formación multidisciplinar en el campo de los ERs para rehabilitación y asistencia de pacientes con daño neurológico.

1.1.2 La red REASISTE

La red REASISTE tiene su origen en diversas iniciativas llevadas a cabo en el seno de CYTED, que se han realizado bajo las formas de diversos proyectos y redes desde el año 1992 hasta la actualidad y de modo especial en la red anterior IBERADA (http://iberada.umh.es). Igualmente es preciso mencionar el papel importante en la configuración y en el contenido de esta red de la Asociación Iberoamericana de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad, AITADIS, creada en 2006 y que alberga los congresos de IBERDISCAP y la Jornadas AITADIS.

El objetivo general de esta red temática es establecer un amplio foro de trabajo para posibilitar y facilitar la cooperación y el intercambio de conocimiento entre diferentes centros clínicos, grupos de investigación y empresas de Iberoamérica que trabajan en el campo de la rehabilitación y asistencia de pacientes con daño neurológico, y comparten el interés de desarrollar y aplicar nuevas tecnologías basadas en ERs para mejorar la rehabilitación y asistencia de este colectivo. Concretamente, los objetivos específicos de esta red son:

- 1. El intercambio de conocimientos, de dominio de técnicas y experiencias en un ambiente multidisciplinar por parte de los diferentes grupos integrantes.
- 2. Difusión, en los ámbitos académico, clínico, industrial y social, de la tecnología relativa a ERs para rehabilitación y asistencia de pacientes con daño neurológico y sus aplicaciones.
- Aumentar la formación técnica en el campo de los ERs para rehabilitación y asistencia de pacientes con daño neurológico.
- Desarrollo de material docente y bibliográfico para facilitar la formación de futuros investigadores y profesionales.
- 5. Desarrollo, de forma colaborativa por los integrantes de la red, de uno o varios ERs de bajo coste para rehabilitación y asistencia de pacientes con daño neurológico, a partir de desarrollos existentes de los grupos participantes y en base a las necesidades identificadas por los grupos clínicos.
- 6. Validación de los ERs desarrollados en los centros clínicos integrantes de la red sobre pacientes afectados por una lesión cerebral o por una lesión medular completa o incompleta, que serán seleccionados por los centros clínicos.
- 7. Mejorar las terapias de rehabilitación de pacientes con daño neurológico haciendo uso de

nuevas tecnologías.

- 8. Mejorar la calidad de vida de pacientes con daño neurológico crónico mediante el uso de nuevas herramientas de asistencia.
- 9. Sensibilizar a la sociedad y las autoridades de la importancia de este campo.
- 10. Promoción de colaboraciones y de proyectos conjuntos Iberoeka para el desarrollo de ERs para rehabilitación y asistencia en el contexto iberoamericano.
- 11. Contribución a la generación de empresas productoras propias en el emergente sector de las tecnologías para rehabilitación y asistencia de pacientes con daño neurológico.

La red REASISTE está compuesta por 13 grupos, de los cuales 8 corresponden a organismos de investigación, 3 corresponden a centros clínicos y 2 corresponden a empresas. A continuación, se indican los grupos integrantes de la red, detallando el organismo al que pertenece, la persona responsable del grupo y la web del grupo donde se puede ampliar información:

Grupos de investigación

- 1. Brain-Machine Interface Systems Lab. Organismo: Universidad Miguel Hernández de Elche (España). Responsable: José María Azorín Poveda (Coordinador de la Red Temática). Web: bmi.umh.es
- 2. Grupo de Tecnologías para la Salud y Discapacidad. Organismo: Instituto Nacional de Tecnología Industrial (Argentina). Responsable: Rafael Kohanoff. Web: www.inti.gob.ar/discapacidad
- 3. Departamento de Ingeniería Electrónica e Informática. Organismo: Universidad Católica "Nuestra Señora de la Asunción" (Paraguay). Responsable: Fernando Javier Brunetti Fernández. Web: www.dei.uc.edu.py
- Grupo de Robótica de Reabilitação. Organismo: Universidade Federal do Espírito Santo (Brasil). Responsable: Teodiano Freire Bastos. Web: laboratoriodeautomacaointeligente. ufes.br
- 5. Grupo de Percepción y Sistemas Inteligentes. Organismo: Universidad del Valle (Colombia). Responsable: Eduardo Caicedo Bravo. Web: paginasweb.univalle.edu.co/~psi/
- 6. Grupo de Neurorehabilitación. Organismo: Instituto Cajal, Agencia Estatal Consejo Superior de Investigaciones Científicas (España). Responsable: José Luis Pons Rovira. Web: www.neuralrehabilitation.org
- 7. Grupo GiBiome. Organismo: Escuela Colombiana de Ingeniería (Colombia). Responsable: Luis Eduardo Rodríguez Cheu. Web: www.escuelaing.edu.co/es/investigacion/en_ que_estamos_investigando
- 8. Grupo de Biorobótica. Organismo: Tecnológico de Monterrey (México). Responsable: Rogelio Soto. Web: labrob.mty.itesm.mx

Grupos clínicos

- 1. Unidad de Biomecánica. Organismo: Hospital Nacional de Parapléjicos de Toledo (España). Responsable: Ángel Manuel Gil Agudo. Web: www.neuralrepairhnp.es
- 2. Servicio de Rehabilitación. Organismo: Hospital José Néstor Lencinas (Argentina). Responsable: Silvana Teresa Mercante.
- 3. Corporación de Rehabilitación Club de Leones Cruz del Sur (Chile). Responsable: Asterio Hernán Andrade Gallardo. Web: www.rehabilitamos.org

Empresas

- 1. Technaid S.L. (España). Responsable: Javier Orlando Roa Romero. Web: www.technaid. com
- 2. Anditec Tecnologías de Reabilitaço Lda. (Portugal). Responsable: Luis Manuel de Faria Azevedo. Web: www.anditec.pt

1.1.3 Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo (CYTED)

El Programa CYTED fue creado en 1984 mediante un Acuerdo Marco Interinstitucional firmado por 21 países de lengua hispano-portuguesa (Argentina, Bolivia, Brasil, Chile, Colombia, Costa Rica, Cuba, Ecuador, El Salvador, España, Guatemala, Honduras, México, Nicaragua, Panamá, Paraguay, Perú, Portugal, República Dominicana, Uruguay y Venezuela). Se trata de un programa intergubernamental de cooperación multilateral en Ciencia y Tecnología, que contempla diferentes perspectivas y visiones para fomentar la cooperación en Investigación e Innovación para el Desarrollo de la Región Iberoamericana.

El Programa CYTED tiene como objetivo principal contribuir al desarrollo armónico de la Región Iberoamericana mediante el establecimiento de mecanismos de cooperación entre grupos de investigación de las Universidades, Centros de I+D y Empresas innovadoras de los países iberoamericanos, que pretenden la consecución de resultados científicos y tecnológicos transferibles a los sistemas productivos y a las políticas sociales. Desde 1995, el Programa CYTED se encuentra formalmente incluido entre los Programas de Cooperación de las Cumbres Iberoamericanas de Jefes de Estado y de Gobierno. Es también vocación del Programa CYTED actuar de puente para la cooperación interregional en Ciencia y Tecnología entre la Unión Europea y América Latina.

El programa CYTED es un instrumento común de los Sistemas de Ciencia y Tecnología nacionales de la Región Iberoamericana, generando una plataforma que promueve y da soporte a la cooperación multilateral orientada a la transferencia de conocimientos, experiencias, información, resultados y tecnologías. CYTED promociona la Investigación e Innovación como herramientas esenciales para el Desarrollo Tecnológico y Social, así como para la modernización productiva y el aumento de la competitividad para el desarrollo económico.

El Programa CYTED hasta la fecha ha financiado 504 Redes Temáticas y 700 Proyectos de Innovación, con la participación de más de 8.500 grupos de investigación, y la implicación de más de 28.700 científicos y tecnólogos iberoamericanos.

El Programa CYTED se organiza según un modelo descentralizado, que se estructura en un doble marco: el institucional y el funcional. El marco institucional lo componen los organismos responsables de la política científica y tecnológica de los 21 países participantes, designados como Organismos Signatarios del Programa por los respectivos gobiernos nacionales. Cada Organismo Signatario es responsable de la gestión del Programa a nivel nacional y de la representación de su país en los órganos de dirección del mismo.

En el marco funcional intervienen grupos de investigación y desarrollo de Universidades, Centros de I+D y de Empresas innovadoras de los países signatarios que participan según distintas modalidades: Redes Temáticas, Acciones de Coordinación de Proyectos de Investigación, Proyectos Consorciados, Acciones Trasversales y Proyectos de Innovación.

El Programa CYTED se estructura en siete Áreas Temáticas, que son:

- Área 1: Agroalimentación.
- Área 2: Salud.
- Area 3: Promoción del Desarrollo Industrial.
- Área 4: Desarrollo Sostenible, Cambio Global y Ecosistemas.
- Área 5: Tecnologías de la Información y las Comunicaciones.
- Área 6: Ciencia y Sociedad.
- Área 7: Energía.

La red REASISTE pertenece al área 2: Salud. El objetivo de este área es mejorar las condiciones de salud de la población de Iberoamérica potenciando el desarrollo, evaluación, utilización y transferencia de modernas tecnologías, innovaciones, y recursos humanos en los ámbitos relativos a enfermedades infecciosas, salud pública y epidemiología, biotecnología médica, enfermedades crónicas y degenerativas, productos terapéuticos, profilácticos y diagnósticos, mediante la sinergia entre los participantes, que atiendan las múltiples necesidades derivadas de la diversidad ambiental

y del índice de desarrollo entre los diferentes países.

1.1.4 Estructura del libro

El propósito principal de este libro es presentar, sin ánimo de ser exhaustivo, los exoesqueletos robóticos para rehabilitación y asistencia de pacientes con daño neurológico existentes o en desarrollo en Iberoamérica.

El libro se estructura en un total de 8 capítulos, teniendo en cuenta este primer capítulo introductorio al libro. En el capítulo 2 se abordan aspectos generales, tales como definir qué es un ER, realizar una clasificación de los ERs o describir brevemente las principales tecnologías empleadas en el desarrollo de los mismos. Además, dado que el libro se centra en ERs con aplicación al ámbito de la rehabilitación y la asistencia de pacientes con daño neurológico, se detallan los principales daños neurológicos, así como las técnicas de rehabilitación que se emplean habitualmente en estos pacientes.

En el capítulo 3 se realiza una descripción general de cada uno de los ERs que se van a detallar a lo largo del resto de capítulos, indicando sus características principales y aplicaciones y personas a los que se orientan.

En el capítulo 4 se aborda la estructura mecánica y el sistema de actuación de cada uno de los ERs expuestos en el capítulo 3, describiendo aspectos tales como número de grados de libertad, restricciones anatómicas, materiales empleados, tipos de actuadores, sujeciones y evaluaciones estructurales, de actuación y de ajuste/confort realizadas.

Los aspectos relativos al sistema de control y medida de cada uno de los ERs son tratados en el capítulo 5. En este capítulo se describe para cada ER, entre otros detalles, el sistema sensorial empleado, la arquitectura electrónica de control y potencia, los modos de control disponibles, el procesamiento que se realiza de la información sensorial y como se lleva a cabo la evaluación del sistema de control.

El capítulo 6 se centra en las interfaces hombre-máquina empleadas en cada ER, describiendo las modalidades de interacción consideradas, los algoritmos implementados y como se lleva a cabo la validación del funcionamiento de las interfaces.

Las experiencias clínicas llevadas a cabo con pacientes son detalladas en el capítulo 7, describiendo para cada ER los estudios pilotos desarrollados, sus objetivos, los protocolos empleados y los resultados obtenidos.

Finalmente, en un último capítulo se resumen las principales conclusiones.



Laura Susana Vargas Valencia¹, Luis Eduardo Rodríguez Cheu², Ángel M. Gil Agudo³, Patricio Barría⁴, Juan C. Moreno⁵

¹Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil.

²Escuela Colombiana de Ingeniería, Colombia.

³*Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo, España.*

⁴Corporación de Rehabilitación Club Leones Cruz del Sur, Chile.

³Instituto Cajal, CSIC, España.

En este capítulo se realiza una clasificación de los distintos tipos de exoesqueletos teniendo en cuenta su topología, modo de funcionamiento y funcionalidad. Además, se describen brevemente las principales tecnologías empleadas en el desarrollo de los exoesqueletos. Por otra parte, se explican las enfermedades neurológicas de mayor prevalencia y las principales técnicas de rehabilitación.

2.1 Clasificación de los exoesqueletos

Un exoesqueleto es un dispositivo capaz de otorgar facultades motoras de forma pasiva o activa, donde la primera se refiere a dispositivos que requieren energía de las personas para funcionar, y en estos casos los exoesqueletos proporcionan facultades extra a las naturales y se encuentran comúnmente en inteligencia militar y en el área de rehabilitación. La clasificación de los exoesqueletos depende de muchas variables, factores y característica antropomórficas del ser humano y finalmente de las patologías que se desee tratar. Por lo tanto, caracterizarlos no es fácil, podemos suponer que los siguientes tópicos pueden ayudar y definir las topologías más importantes, así como las configuraciones, tipos de sensores, diferentes análisis que se pueden extraer de los modelos cinemático y dinámicos. Por otra parte, modelo de exoesqueletos inspirados en el movimiento del ser humano, especialmente en el movimiento de miembros superiores e inferiores, especialmente en la marcha del ser humano y finalmente los diferentes tipos de control. Es por esto que se necesita comprender la biomecánica del cuerpo humano y cómo cambian los centros de rotacion de cada articulacion, para ver el cambio de control en cada movimiento. Incluso de cómo se presentan los esfuerzos en los movimientos como al caminar, correr, levantar cosas, etc.

en cada articulación que servirá para el análisis matemático.

En la actualidad hay diferentes tipos de exoesqueletos, figura 2.1, algunos comerciales y otros que están en procesos de investigación en universidades, centros de investigación y en otros casos, nacientes empresas internacionales, ejemplos de algunos de estos dispositivos son Lokomat [1] o Robotics Legs [2].



Figura 2.1: Diferentes tipos de Exoesqueletos según necesidades de usos.

La idea de esta sección es introducir a los lectores en algunos de los parámetros más utilizados para el diseño y fabricación de los exoesqueletos, para diferentes aplicaciones y es por ello que los siguientes parámetros son analizados. En esta sección se plantea un modelo de clasificación basado en parámetros como topología, tipo de actuación y funcionalidad. Estos parámetros permiten clasificar los exoesqueletos según su funcionamiento o el modo de actuación, que puede ser mecánicos o denominados también pasivos o no-actuados, y los actuados o también llamados activos. Algunos ejemplos de estos exoesqueletos son Springbuck shoe [3], PowerSkip exoskeleton [4] y SpringWalker exoskeleton [5]. En ambos casos, pasivos y activos, un sistema de eslabones y articulaciones estructuran una cadena cinemática que en algunos casos asisten a los miembros existentes pero no funcionales a realizar movimientos reducidos o limitados de los pacientes o en el peor de los casos debe reemplazar la función del sistema actuador muscular propio del ser humano. Las aplicaciones de estos dispositivos se ubican en las áreas de rehabilitación o asistencial. Por otra parte este tipo de exoesqueletos con una mayor fuerza producida por sus actuadores, también permiten soportar o manipular cargas superiores a las normales que pueden ser realizadas por nuestro cuerpo, ejemplos de estos dispositivos son Kazerooni's load-carrying exoskeleton [6] y HAL 5 Robot [7], utilizados en los ambientes laborales y militares. En la figura 2.2 se presentan los parámetros designados para clasificar los exoesqueletos y se ve como la variabilidad de los parámetros, topología, funcionalidad y tipo de actuación, en un sistema coordenado de tres ejes. En él se representa un indicador, vector VI, en que su posición dentro del espacio tridimensional da una idea de la complejidad del dispositivo, para entenderlo hay que aclarar que cada eje inicia con una coordenada en el origen, (0,0,0), y al moverse sobre el eje aumenta su valor; por ejemplo, en el eje de modo de funcionamiento, un punto cerca del origen representa un exoesqueleto pasivo y al incrementar su valor sobre este eje tiende a convertirse en un dispositivo activo de alta complejidad en el control y en los actuadores. En el eje de funcionalidad, puntos cerca del origen indica que el exoesqueleto será utilizado para aplicaciones de ergonomía y para aumento de fuerza, y al incrementar su valor en el eje, el dispositivo tiende a realizar aplicaciones de rehabilitación. Finalmente en el eje de topología, valores cerca del origen representa dispositivos no antropomórficos y al aumentar su valor, el dispositivo tiende a ser un dispositivo más inspirado en el ser humano y más adaptable. Un ejemplo de este modelo es presentado en la figura 2.2, profundizar

en este modelo puede ayudar a clasificar y diseñar exoesqueletos, hacia el futuro proponemos incluir el costo de fabricación como un nuevo parámetro. A continuación introduciremos al lector en el primer parámetro, definido como topología.



Figura 2.2: Modelo simplificado de la complejidad y la caracterización de los exoesqueletos

2.1.1 Topologías

La topología es un criterio que hace relación al uso de los conceptos de bio-inspiración o antropomorfismo, ya que el exoesqueleto es un elemento vestible que se coloca encima del cuerpo humano y por lo tanto, algo muy interesante e importante en el diseño de un exoesqueleto, es decidir el conjunto de las piezas a utilizar, y que éstas estén relacionadas con variables antropométricas y antropomórficas del usuario; esto hace que el dispositivo sea muy personal. Estas clasificaciones van desde la concepción del diseño mecánico, hasta el contextos del espacio de trabajo, así como dimensiones y el peso final. Algunas de las topologías más importantes son: Antropomórficas, no Antropomórfica o pseudomorfica, estos criterios serán tratados a continuación.

Topología Antropomórfica

Los exoesqueletos con topología antropomórfica pretenden ser igual a la topología humana. Esto es, tomando las consideraciones de las cadenas cinemáticas de los miembros superiores y/o inferiores, los grados de libertad, cantidad de articulaciones con movilidad, las distancias y posiciones que en conjunto deben ser iguales a la miembros humanos, ya que esto simplifica significativamente algunos aspectos de diseño y análisis. Por ejemplo, uno de ellos es que el exoesqueleto no interfiera con los movimientos del humano previniendo tener colisiones entre sí, mínima resistencia que impone el exoesqueleto al cuerpo humano. En cualquier caso, la mayor dificultad es que algunas articulaciones de las piernas humanas no pueden duplicarse utilizando la tecnología actual, a pesar de que existan mecanismos que sigan la misma trayectoria, la mayoría de esos diseños no serían lo bastante robustos, por lo cual no es común encontrar estos mecanismos. Otro factor importante son las longitudes de los eslabones, puesto que los exoesqueletos pretenden tener la misma cinemática del usuario, requiere de un sistema ajustable [8]. En la figura 2.3 se presenta un ejemplo de la complejidad de un exoesqueleto antropométrico, donde los eslabones están paralelados a los huesos y las articulaciones están enfrentadas a las articulaciones del cuerpo humano.

Topología No-antropomórfica

Aunque ésta no es una configuración común en diseños del tipo de exoesqueletos, muchos dispositivos no-antropomórficos son usados para aplicaciones industriales y militares. La topología



Figura 2.3: Ejemplo de un exoesqueleto antropomórfico

no-antropomórfica abre un gran rango de posibilidades para el diseño de miembros inferiores, porque el exoesqueleto no está ajustado a los limites del operador. Una característica importante en este tipo de configuraciones es la seguridad, porque el diseño debe de estar limitado por el usuario. Un problema con este tipo de topología es que una extremidad probablemente tengan colisiones con la otra extremidad inferior u objetos externos debido a que las articulaciones y eslabones del exoesqueleto no están localizados en el mismo lugar que las articulaciones [9]. Es decir, el espacio de trabajo difiere del producido por nuestras articulaciones.

Topología Pseudo-antropomórfica

Por mayor seguridad y para evitar colisiones, es mejor una topología casi antropomórfica, esto significa que es similar a la pierna humana, pero no incluye todos los grados de libertad de la pierna. Además la mayoría de las articulaciones son de tipo revoluta [9]. Con el fin de controlar cada DOF por separado. Una tendencia hacia el futuro es la estabilización de los grados de libertad de la cadera y el soporte de ella a la cadena cinemática de los miembros inferiores, esto quiere decir que hay un reto muy importante, ya que la estabilidad se consigue cuando la cadera y espalda están soportadas a un punto fijo, como por ejemplo el apoyo de cadera en el Lokomat [10].

En la siguiente sección introduciremos el segundo concepto importante en la clasificación de los exoesqueletos, se trata del modo de actuación y esto quiere decir que hay otras variables que definen la complejidad del dispositivo, como son los grados de libertad, el modelado biomecánico a partir del análisis cinemático y cinético.

2.1.2 Modo de funcionamiento

Los modos de funcionamiento son definidos como modo pasivo sin actuadores o activo donde actuadores, sensores y un controlador general o distribuido permite el control de cada articulación.

Pasivo

Este modo de funcionamiento es común en los exoesqueletos que tienen como funcionalidad trabajar en forma discreta, es decir, que tienen sus movimientos programados sin retroalimentación por parte de la parte humana. Este tipo de topología es aplicada cuando las personas sufren enfermedades o discapacidades de las piernas, es decir que no tienen movimiento alguno, y

necesitan parámetros de entrada como por ejemplo, velocidad deseada, tipo de movimiento, entre otras. La actuación es simple y basada en la energía almacenada en elastómeros y amortiguadores que simulan los tendones y músculos. En la figura 2.4, se presenta un ejemplo de exoesqueleto pasivos en el cual, la energía que se almacena en los elementos pasivos son utilizados para mejorar la movilidad articular del tobillo.



Figura 2.4: Exoesqueleto pasivo

Activo

Este modo de funcionamiento permite tener mejor control del dispositivo, puesto que se puede tener un control definido por el usuario en tiempo real, es decir, el usuario al transmitir señales biológicas (por lo regular se toman estas señales de la piel) o el mismo exoesqueleto al recibir señales de las posiciones articulares, su velocidad y aceleración y resistencia. El sistema interpreta las señales del usuario y las propias del exoesqueleto, haciendo que su mecanismo funcione conforme el usuario lo requiera.

Este modo requiere mucha mayor tecnología, ya que la comunicación entre humano-maquina se hace a través de sensores, e interpretado por algún tipo de controlador, para pasar a la etapa de procesamiento computacional, y este último haga el control de los actuadores. El primer ejemplo de este tipo de exoesqueletos fue realizado por Hardiman, de General Electric, apareció a finales de la década de 1960. El exoesqueleto completo pesa 680 kg, y era controlado por un sistema maestro-esclavo [11]. Un ejemplo de este tipo de exoesqueleto es el *Exo-bionic*, actualmente comercial y que ya es utilizados en diferentes centros de rehabilitación.

2.1.3 Funcionalidad

La funcionalidad es el último parámetro que se tratará en este libro. Según este parámetro, estos dispositivos se pueden agrupar en dispositivos para su uso en tareas de rehabilitación o para apllicaciones de ergonomía (ver Figura 2.6). En el primer caso, la adaptación y la aceptabilidad del paciente es muy importante, mientras que en el segundo caso, la resistencia y la fuerza ejercida por las articulaciones son los factores más importantes. La otra posibilidad es utilizar los exoesqueleto como elemento asistencial. En el caso de dispositivos utilizados en rehabilitación, los actuadores en el exoesqueleto deben estar localizados en la posición correspondiente a la representación espacial de los humanos, esto permite simular la función de los músculos durante el proceso del movimiento humano del operador. Para hacer un mejor estudio del comportamiento del sistema se tiene que describir el tipo de acciones a realizar, debido a que el sistema genera movimientos y soporta esfuerzos, estos pueden ser estudiados por medio del tipo de mecanismo al que pertenezca.



Figura 2.5: Exoesqueleto activo [11]

2.1.4 Conclusión

Por otro lado, el elevado coste de este tipo de dispositivos no ha permitido la inclusión masiva de los mismos como elemento de recuperación de la movilidad de pacientes. Sin embargo, los exoesqueletos están teniendo una mayor importancia en procesos de rehabilitación en clínicas y centros especializados. Por ello, el analizar estos factores permitirán a los grupos y centros de investigación incluir una nueva variable de bajo costo en el modelo.



Figura 2.6: Ejemplos de exoesqueletos con funcionalidad para realizar procesos de rehabilitación en miembros superiores (izquierda) e inferiores(derecha).

2.2 Tecnologías

La interacción dual cognitiva y física humano-robot envuelve el uso de sensores, actuadores, algoritmos y estrategias de control capaces de reconocer las complejas expresiones humanas y sus fenómenos fisiológicos [12].

Desde el punto de vista del diseño de robots vestibles, la interacción física representa el aspecto más crítico, debido a que cualquier movimiento y fuerza ejercida por el robot en contacto con el humano, debe ser suave y compatible sin exceder la fuerza ejercida por el humano. Por lo tanto, al proyectar exoesqueletos es de gran importancia definir cómo será recogida la información que permita detectar el estado actual de la máquina y su entorno, así como también, evaluar las fuerzas y movimientos del usuario interactuando con el robot.

Por otro lado, la interacción cognitiva (en la dirección humano-robot) envuelve un conjunto de sensores para medir variables bioeléctricas, como señales electromiografías (EMG) y electroencefalografías (EEG), y variables biomecánicas, como los ángulos de las articulaciones, momentos y torques.

Otro enfoque importante en el diseño de exoesqueletos robóticos está relacionado con la portabilidad de las tecnologías que lo conforman. Ya que escenarios ambulatorios exigen fuentes de energía, sensores y actuadores compactos, miniaturizados y energéticamente eficientes, los robots vestibles portátiles continúan siendo escasos en la literatura principalmente debido a la falta de tecnologías apropiadas [13].

Las tecnologías utilizadas en el desarrollo de exoesqueletos pueden clasificarse en: sensores, actuadores y fuentes de energía [12]. En esta sección se presentan las tecnologías usualmente utilizadas en aplicaciones que envuelven exoesqueletos. Dichas tecnologías incluyen sensores para medir movimiento, fuerza y presión, así como, la actividad muscular y cerebral. Adicionalmente, se presenta una revisión de las tecnologías de actuadores, enfocándose en su principio de funcionamiento, disponibilidad práctica y limitaciones. Finalmente, las tecnologías de almacenamiento de energía portátiles son descritas.

2.2.1 Tecnologías de sensores

La medición de variables cinemáticas (posición, velocidad y aceleración), variables cinéticas (fuerza, torque y presión) y de actividad muscular (EMG) y cerebral (EEG) es un importante requerimiento en aplicaciones de exoesqueletos robóticos.

Esta sección discute un amplio rango de tecnologías de sensores para medir desplazamiento linear y angular, incluyendo potenciómetros, transformadores diferenciales de variación lineal (Linear Variable Differential Transformer, LVDTs según sus siglas en ingles), enconders, electrogoniómetros, sensores MEMS (del inglés Microelectromechanical Systems) y sensores ópticos. Además, son presentadas las tecnologías de sensores más clásicas para medir presión, fuerzas y torques de interacción, como galgas extensométricas, sensores piezoeléctricos, sensores capacitivos y sensores de presión. Finalmente, sensores de actividad bioeléctrica EMG y EEG son brevemente introducidos.

Potenciómetros y transformadores diferenciales de variación lineal (LVDTs)

Entre los sensores de posición, los potenciómetros son los más comúnmente usados, compuestos esencialmente de un material resistivo variable y un contactor eléctrico móvil que causa un valor de resistencia entre el mismo y los terminales del material, produciendo una diferencia de potencial proporcional a la posición del contactor sobre el elemento resistivo. El movimiento del contactor eléctrico puede ser angular (rotacional) o linear (tipo deslizador). Los potenciómetros rotatorios son adecuados para medir directamente el ángulo de las articulaciones y se instalan acoplados al eje de salida de diferentes formas, por ejemplo, directamente al engranaje del eje o por otras configuraciones mecánicas como uso de un conjunto de engranajes, poleas y/o cintas [14, 15, 16, 17]. Algunas limitaciones al utilizar potenciómetros rotatorios de precisión son la cuantificación de la señal y el ruido causado al deslizar el contactor.

Otra opción para medir la posición en exoesqueletos son los transformadores diferenciales de variación lineal (LVDTs), que se caracterizan por su alta confiabilidad y resolución, teniendo un rango de medida en desplazamientos lineales desde micrómetros a centímetros. Los LVDTs operan sobre el principio de un transformador compuesto por un conjunto de bobinas y un núcleo, este último, generalmente fijado al objeto cuya posición se está midiendo. Tres bobinas conforman el conjunto, la bobina interior es la primaria, excitada por una fuente CA. El flujo magnético generado en el primario esta acoplado a las dos bobinas secundarias induciendo un voltaje de corriente alterna en cada bobina. Los LVDTs pueden configurarse como dispositivos rotatorios y ofrecen típicamente una rango de medida hasta 120º de rotación [12]. La limitación principal de los LVDTs es la característica no lineal de la señal de salida. Algunos ejemplos de la aplicación de LVDTs incluyen medidas de cambio de longitud en músculos neumáticos aplicados a robots para rehabilitación [18] y medidas de longitud de un resorte que forma un sensor de fuerza lineal en el diseño inicial de un exoesqueleto para asistencia de personas con lesión espinal y/u otros problemas en el área lumbar [19].

Enconders

Los encoders lineales o rotatorios son transductores electromecánicos que miden movimiento absoluto o relativo. Los encoders relativos (también llamados incrementales) están formados típicamente por un receptor óptico que genera un pulso eléctrico cuando detectan las variaciones de luz producidas por el movimiento angular de un disco. Este disco tiene grabada una retícula radial con líneas opacas y espacios transparentes alternados. La velocidad de movimiento puede estimarse al contar el número de pulsos por unidad de tiempo. Además, al usar un receptor adicional puede indicarse la dirección de rotación. Generalmente, los encoders relativos son de bajo costo y presentan alta resolución cuando se usan para medir velocidad. La desventaja principal de este tipo de encoders es que no pueden medir posición absoluta. SEn el caso de ser usados para medir posición, suele recurrirse a la integración matemática de la velocidad, causando dos problemas: error acumulativo por la integración y la imposibilidad de determinar la posición inicial de la articulación. Por ello, enconders relativos son más adecuados para medir velocidad que para la medición de la posición absoluta.

Por otro lado, los encoders absolutos producen un único código digital para cada posición de un eje y pueden ser ópticos, mecánicos, magnéticos o en fibra óptica. El principio de funcionamiento de un encoder óptico es muy similar al encoder relativo. Éste consta de un emisor de luz, un receptor y un disco con zonas transparentes y opacas. El estado de las zonas detectadas con respecto a una parte fija define un único código para cada ángulo. Algunas limitaciones de los encoders absolutos son: su tamaño voluminoso, resolución más baja y precios más elevados en comparación con los encoders incrementales. El estado de las zonas detectadas con respecto a una parte fija define un único código para cada ángulo. Para diferenciar cada uno de estos codigos se pueden aplicar diferentes metodos de codificacion absoluta. La codificación binaria es una técnica que produce errores grandes por cada bit interpretado incorrectamente. La codificación Gray es la técnica que minimiza el error a solo un bit (1 LSB). Algunas limitaciones de los encoders absolutos son: su tamaño voluminoso, resolución más baja y precios más elevados en comparación con los encoders incrementales.

El uso de encoders es común en aplicaciones de robots vestibles, por ejemplo, los dos tipos de sensores fueron utilizados como sensores de posición y velocidad en el diseño de un exoesqueleto para rehabilitación de rodilla [20], codo y muñeca [21].

Electrogoniómetros

Los electrogoniómetros son instrumentos precisos utilizados para medir los ángulos de las articulaciones y pueden ser construidos con potenciómetros o medidores de deformación. En el primer caso, los potenciómetros son ubicados en el punto de rotación de una articulación formada por dos barras. La medida de resistencia eléctrica es usada para determinar el ángulo entre las dos barras. Este tipo de electrogoniómetros generalmente son voluminosos y restringen los movimientos del paciente. La precisión del instrumento puede comprometerse debido a su incapacidad en seguir los cambios del eje principal de rotación.

Los electrogoniómetros flexibles consisten en un resorte flexible entre dos barras plásticas ubicadas en los extremos, este resorte está compuesto de un conjunto de galgas extensométricas que cambian su resistencia eléctrica proporcionalmente al cambio del ángulo. Este tipo de electrogoniómetros son ligeros, portátiles, de fácil aplicación, ofrecen una menor restricción del movimiento del paciente y pueden adaptarse a diferentes segmentos corporales.

Probablemente, la principal limitación de los electrogoniómetros es que miden movimiento angular sobre un eje. De esta forma debe ser perfectamente alineado con el eje la articulación a evaluar. Por lo tanto no todas las articulaciones y movimientos corporales pueden ser monitoreados por electrogoniómetros. Recientemente, están siendo comercializados electrogoniómetros de dos ejes ortogonales [22]. Un ejemplo de aplicación de un electrogoniómetro dual se puede encontrar en el diseño de un robot para rehabilitación de tobillo presentado en [23].

Sistemas Microelectromecánicos (MEMS)

Con el reciente progreso en sistemas MEMS, se ha logrado el desarrollo de sensores de menor tamaño y ligeros, como los acelerómetros, giroscopios y su combinación formando unidades de medida inercial (IMU según sus siglas en inglés, también llamados sensores inerciales) multiaxiales y eventualmente magnetómetros. Con estos sensores pueden evaluarse diferentes parámetros cinemáticos, incluyendo velocidad, aceleración y desplazamiento angular.

Los acelerómetros MEMS son generalmente sensores piezoresistivos. Estos sensores constan de una masa suspendida por un resorte unidimensional. Su principio de funcionamiento consiste en detectar la fuerza inercial generada por la aceleración o desaceleración de la masa de prueba. Dicho movimiento causa un desplazamiento del resorte elástico que finalmente devuelve la masa a su posición neutra [24]. Los acelerómetros miden dos componentes, una debido al efecto gravitacional y otra correspondiente al movimiento del sensor.

Actualmente, los giroscopios MEMs se basan en la vibración de masas y son utilizados para medir velocidades angulares. Una configuración general consiste en dos masas oscilando y moviéndose en direcciones opuestas. Si ocurre un movimiento angular, la fuerza de Coriolis actúa sobre cada masa, aun en direcciones opuestas, causando un cambio en la capacitancia. Dicha capacitancia es proporcional a la velocidad angular [25].

Los magnetómetros MEMS miden la intensidad del campo magnético. Algunos magnetómetros (efecto Hall) operan al detectar el efecto de la fuerza de Lorentz [26]. Estos sensores se basan en el movimiento mecánico de la estructura MEMS causada por la fuerza de Lorentz ejercida sobre el conductor de corriente en presencia del campo magnético. Esta fuerza causa la desviación de portadores de carga, resultando en una diferencia de potencial denominada voltaje Hall.

Los acelerómetros, giroscopios y magnetómetros multi-axiales son construidos montando perpendicularmente sensores de una dimensión. Dado que los giroscopios y magnetómetros presentan alta sensibilidad a la temperatura, en la construcción de sensores inerciales, suelen adicionar un sensor de temperatura junto con algoritmos de compensación para reducir ese efecto. Dentro de las ventajas de este tipo de tecnologías están: consumo de potencia bajo, portabilidad, bajo costo y tamaño reducido, siendo una buena opción en sistemas vestibles para extraer la información cinemática.

Galgas extensométricas

La tensión mecánica puede ser medida por galgas extensométricas que detectan fuerzas estáticas. Las galgas extensométricas consisten de una cuadrícula fina metálica o semiconductora que está unida a la superficie de un elemento. La cuadrícula es fundamentalmente diseñada para convertir el movimiento mecánico en una señal eléctrica. Bajo un esfuerzo de torsión dado, la cuadrícula cableada cambia longitudinal y transversalmente produciendo una variación de resistencia proporcional. Factores como estabilidad del sensor y sensibilidad a la temperatura deben considerarse al momento de seleccionar una galga extensométrica. En aplicaciones de larga duración, se requiere de una compensación de desviación y temperatura. Las configuraciones basadas en galgas extensométricas usualmente utilizan puentes de Wheatstone para medir la variación de resistencia. El puente de Wheatstone es una red de cuatro elementos resistivos, en la cual al menos uno puede ser el elemento de medición activo. Esta configuración de elementos es útil para medir variaciones pequeñas de resistencia y puede ser de tres tipos: cuarto de puente, medio puente o puente completo. La orientación y el número de elementos activos determinan el tipo de configuración. Algunas desventajas pueden limitar su aplicabilidad: requieren de una calibración apropiada, presentan sensibilidad inadecuada en altas frecuencias, retraso de fase y pérdidas de amplitud.

Las galgas extensométricas frecuentemente se encuentran en robot vestibles, por ejemplo, en la caracterización de fuerzas de interacción en terapias de rehabilitación [27] y en la implementación de un sensor de fuerza para extraer la información de interacción física humano-robot para el control de un exoesqueleto [28].

Sensores piezoeléctricos

Los materiales piezoeléctricos, cuando son sometidos a una deformación mecánica, generan un campo eléctrico y viceversa. Pueden ser utilizados para detectar adecuadamente aceleración y solo en el caso de detección de fuerza dinámica, ya que el voltaje generado por el material deformado decrece rápidamente con la fuerza aplicada. Por lo que la desventaja más notable de este tipo de sensores es su incapacidad de respuesta a cargas estáticas. Las aplicaciones pueden incluir fuerzas de fricción, flexión y compresión. Debido a su rigidez, los materiales piezoeléctricos son adecuados para insertar en las estructuras. En caso de sensores fuerza, el rango máximo depende de las limitaciones mecánicas, por ejemplo la deformación máxima permitida del material y otros componentes. Los materiales piezoeléctricos pueden tener tamaños bastante reducidos, lo que permite su fácil montaje en una variedad de aplicaciones.

Un ejemplo de aplicación de este tipo de sensores consistió en la construcción de sensores de fuerza, de alta precisión y buen desempeño en altas frecuencias, para medir las fuerza de contacto humano-maquina en un robot para rehabilitación de miembros inferiores [29].

Sensores de presión

La presión es una magnitud física que relaciona una fuerza dada aplicada sobre un área. En aplicaciones con exoesqueletos pueden ser necesarias las medidas de presión, por ejemplo, en la cuantificación de la presión ejercida por interfaces físicas hombre-máquina [30, 31], en la cuantificación de transferencia de cargas cuando son utilizadas prótesis y en general estimación de fuerzas de contacto. La medición de las presiones de contacto en los dispositivos vestibles es una tarea que recientemente se lleva acabo utilizando sensores flexibles. Por ejemplo, los sensores FlexiForce (Tekscan Inc, USA) son una opción de circuito impreso flexible y ultra-delgados (0,008 in ~ 0,2 mm). Generalmente, estos sensores son usados para medir cambios relativos de fuerza o carga aplicada durante el contacto con el suelo y presentan un error de linealidad menor que $\pm 3\%$ con un tiempo de respuesta menor que 5 microsegundos (μs). El rango de fuerza de los diferentes modelos puede ser de 0 a 100 lbf. (400 N). Este tipo de sensores han sido utilizados en estudios que incluyen exoesqueletos para rehabilitación y asistencia del movimiento de la mano [32] y de miembro inferior [33].

Sensores de actividad muscular (EMG) y cerebral (EEG)

Las señales bioeléctricas son resultado de la diferencia de tensión natural entre el interior y el exterior de las membranas celulares. Así, se dice que un tejido puede excitarse si existe algún mecanismo que altere las propiedades de su membrana celular, modificando la diferencia de potencial entre el interior y el exterior de la célula. Los cambios de potencial que se producen en los tejidos (comportándose como conductores eléctricos) pueden ser medidos a cierta distancia utilizando electrodos situados, ya sea directamente en el tejido o incluso en la superficie corporal.

La despolarización de la unidad motora provoca la despolarización de la célula muscular. Esta despolarización produce un impulso eléctrico que viaja a través del conductor. Este mismo principio también se aplica en el caso de las señales cerebrales, donde los impulsos, producidos por la despolarización de las neuronas en el tejido cerebral, viajan a través del conductor y pueden medirse en el cuero cabelludo.

Para registrar estos potenciales eléctricos, un conjunto de electrodos debe colocarse lo más cerca posible de las fuentes. Hay dos enfoques principales: uno utilizando electrodos de superficie en la piel y otro usando electrodos internos colocados cerca de las células activas. Con el fin de adquirir las señales con una alta relación señal a ruido, se requiere un mejor contacto entre el electrodo y el tejido. Por otra parte, un mejor contacto implica un riesgo mayor de descarga eléctrica en caso de fallo del sistema de suministro de energía, debido a que la impedancia del contacto entre el usuario y el electrodo es relativamente baja. Este riesgo es aún mayor en el caso de los electrodos implantados, en los que los electrodos están conectados directamente al tejido interno. En estos casos, se presentan situaciones que requieren mayor atención: como el riesgo de rechazo a los sensores y las intervenciones quirurgicas necesarias. Además, el uso de implantes cerebrales plantea cuestiones éticas relacionadas con la seguridad, proteccion de la salud y el respeto por los derechos de los seres humanos. Los electrodos pueden ser de contacto seco o húmedo, o podrían estar aislados. Pueden ser de plata/cloruro de plata (Ag/AgCl), acero inoxidable, aluminio, ente otros. El material usado depende del tipo de contacto.

Los electrodos de Ag/AgCl se utilizan generalmente con un gel de electrolito, lo que proporciona una mejor relación señal-ruido. La calidad de la señal de los electrodos de contacto húmedo no es constante, si el gel conductor se deshidrata, la impedancia de contacto aumentará, y en algunas

aplicaciones reaplicar el gel no es factible [34]. Para reducir los problemas causados por el ruido, se utilizan circuitos como amplificadores diferenciales. Otra forma de mejorar la calidad de señal es colocar los amplificadores lo más cerca posible a los electrodos. Se llaman electrodos activos aquellos compuestos por dos o más electrodos secos junto a un circuito amplificador en una caja pequeña.

La amplitud de la señal adquirida por electrodos de EMG de superficie (sEMG) es típicamente alrededor de 10 mV (pico a pico) [35]. sEMG por lo general presenta un ancho de banda entre 0 y 500 Hz [36]. Este ancho de banda necesita ser reforzado con filtros con el fin de eliminar el ruido a frecuencias fuera de esta banda. Esta etapa de filtrado es necesaria para evitar problemas de aliasing de la señal. El correcto posicionamiento de los electrodos es de gran importancia, debido a que influye en la calidad de la señal, un sensor mal ubicado u orientado puede producir variaciones significativas en la calidad de la señal y/o amplitud [37].

Para la adquisición de EEG, el electrodo más comúnmente utilizado es Ag/AgCl con contacto típicamente húmedo. La señal de EEG tiene una amplitud débil (mucho más baja comparada con sEMG) y está sujeto a contaminación por ruido tanto de fuentes externas como internas. En EEG, la actividad de fondo del cerebro puede ser también percibida como ruido; esto hace que las señales sean más difícil de procesar y clasificar, ya que algunas de las características del ruido pueden ser muy similares a las características de la señal deseada. La amplitud de la señal adquirida en EEG se estima típicamente alrededor de $100\mu V$ [38] y en análisis clásico se consideran frecuencias entre 0 y 40 Hz. Sin embargo, estudios en la literatura han demostrado actividad significativa de 0 a aproximadamente 250 Hz [39]. En sistemas de EEG clínicos, generalmente se usa una referencia única, ubicada cerca de los electrodos, pero alejada de actividad muscular o neural, por ejemplo, las orejas.

La colocación de los electrodos de EEG es de gran importancia, ya que la ubicación de los mismos sobre un área específica del cuero cabelludo determina el área del cerebro que será monitoreada. El sistema internacional 10-20 normaliza el posicionamiento de los electrodos. Éste se basa en las distancias relativas medidas en la cabeza del usuario. La base de estas medidas son la distancia Nasion-Inion y el perímetro de la cabeza. Las posiciones de los electrodos se nombran de acuerdo a los lóbulos en que se ubican: temporal (T), parietal (P), occipital (O), frontal (F) y central (C) (Figura IV). Como no existe un lóbulo central en el cerebro, esta nomenclatura se utiliza solo como referencia para las posiciones de los electrodos del surco central. La letra inicial es seguida por un identificador referenciando la posición. La letra z se utiliza para electrodos situados sobre la fisura longitudinal que separa los dos hemisferios. Los electrodos situados en el lado izquierdo de la cabeza reciben números impares, en orden ascendente de distancia desde el vértice. Los electrodos ubicados en el lado derecho reciben números pares siguiendo el mismo principio de ordenación del lado izquierdo [12].

2.2.2 Tecnologías de actuadores

Diferentes tecnologías de actuadores utilizados en robótica no pueden ser aplicadas a exoesqueletos, donde son necesarios actuadores que proporcionen torques altos mientras operen a velocidades altas [40]. Las principales opciones de actuadores para el uso en exoesqueletos son: eléctricos, neumáticos, hidráulicos, elásticos seriales (SEA según sus siglas en inglés) y más recientemente SMA (del inglés shape memory alloy, aleación con memoria de forma).

Motores eléctricos

Los motores eléctricos de corriente continua son los actuadores más usados en los exosqueletos robóticos actuales (HAL [41], ReWalk [42], ExoBionics [43], Rex Bionics [44]). Dichos actuadores, especialmente los motores eléctricos sin escobillas (brushless), son compactos, robustos, presentan alto rendimiento, alta relación par/peso y son relativamente fáciles de controlar. Varios modelos comerciales están disponibles en distintas formas y tamaños, y su precio es relativamente bajo.

Además, este tipo de actuador es una excelente opción cuando de trata de dispositivos portátiles, ya que pueden ser directamente alimentados por baterías de bajo voltaje.

En el diseño de actuadores para exosqueletos, los motores eléctricos generalmente van acoplados a un sistema reductor de velocidad (reductor harmónico, de engranajes convencionales, etc.). Esto se debe a que los motores eléctricos generalmente suelen presentar velocidades angulares mucho más elevadas que las requeridas por las articulaciones humanas. Así, el conjunto motor/reductor adecuadamente seleccionado presentará velocidades reducidas y pares más elevados, adecuándose más a los requisitos de los movimientos humanos.

En aplicaciones de exoesqueletos, tal vez la principal desventaja del conjunto motor/reductor es su rigidez. Dicha rigidez puede causar daños al usuario, generar inestabilidades y/o limitaciones en los movimientos. En un intento de mitigar esa limitación, algunos proyectos incluyen un elemento elástico en serie con el actuador. Ese tipo de actuador es conocido como SEA (Series Elastic Actuator) y será detallado más adelante.

Actuadores neumáticos

Los actuadores neumáticos se basan en la presión de aire comprimido para ejercer movimiento. Normalmente un compresor (un tipo de bomba neumática) comprime aire dentro de un reservatorio, generalmente cilindros metálicos. Ese aire presurizado sirve como "combustible" para el actuador neumático. El actuador está compuesto por un pistón que se mueve dentro del cilindro cuando se inyecta una presión del aire.

Los actuadores neumáticos pueden presentar pares elevados. Sin embargo, suelen ser dispositivos grandes y voluminosos, difíciles de controlar con precisión y son difícilmente portátiles. En el caso de exoesqueletos estacionarios para rehabilitación, actuadores neumáticos son utilizados en dispositivos como PAM [45] y POGO [46].

Actuadores hidráulicos

Los actuadores hidráulicos están constituidos por cilindros o rotores en los cuales se inyecta un fluido (generalmente un tipo especial de aceite) bajo presión. Esa presión del fluido genera movimiento lineal (en el caso de los cilindros) o rotacional (en el caso de los rotores). Este tipo de actuador es capaz de producir pares más elevados comparado con otros sistemas. Por esa razón, suelen ser los actuadores usados en los exoesqueletos militares (Sarcos [47], Bleex [48, 49], etc.) o para rescates, donde el objetivo es amplificar varias veces la fuerza ejercida por el usuario.

El sistema de actuación se basa en una bomba hidráulica (generalmente accionada por un motor de combustión interna) responsable por presurizar el fluido en el circuito hidráulico. El control del movimiento se hace por medio de válvulas especiales que liberan o impiden el flujo del fluido en determinada dirección.

Como desventajas, estos actuadores suelen ser pesados y voluminosos, siendo poco atractivos para dispositivos portátiles. Además, suelen ser difíciles de controlar con precisión y presentan velocidad de actuación limitada.

Cuando se tratan de exoesqueletos de uso clínico, los actuadores hidráulicos no son muy usados en la práctica. Además de las desventajas ya mencionadas, otra razón importante es que la alta presurización y las fugas de aceite de un sistema hidráulico pueden comprometer la seguridad y la salud del usuario durante su uso.

Actuadores elásticos seriales (SEAs)

Los SEAs son sistemas de actuación recientemente usados en robots vestibles, y quizás los más estudiados últimamente. En la mayoría de los casos son constituidos por un conjunto motor/reductor en serie con un elemento elástico, casi siempre un muelle. El movimiento del motor comprime de forma gradual el muelle, generando una rigidez variable en la actuación.

Ese tipo de actuador busca mitigar la limitación de los sistemas de actuación rígidos, al ser

aplicados a dispositivos robóticos que actúan conjuntamente con el cuerpo humano. Debido a los tejidos blandos del cuerpo, los actuadores totalmente rígidos pueden causar daños e inestabilidades cuando están acoplados paralelamente a las extremidades humanas, por lo que los SEAs se presentan como una alternativa que facilita una mejor adaptación/interacción entre humano y robot.

No obstante, los actuadores elásticos seriales presentan como principales desventajas su complejidad de diseño y difícil control. La coordinación suave de la fuerza y la posición del actuador en paralelo a la articulación humana es una tarea compleja desde el punto de vista del control.

Actuadores SMA (Shape memory alloy)

Los actuadores SMA son básicamente constituidos por un elemento conductor al cual se aplica una corriente eléctrica. El calor generado por la corriente eléctrica hace que el conductor se dilate, aumentando su tamaño. Cuando se suprime la corriente eléctrica, el conductor vuelve a enfriarse y el material se comprime. Actuadores basados en este principio son generalmente constituidos por un sistema de hilos y poleas. Controlando la intensidad de la corriente eléctrica que circula por el hilo, se controla el desplazamiento del actuador.

Generalmente este tipo de actuadores son muy compactos y ligeros. Sin embargo, presentan limitaciones en cuanto al máximo calor generado y el tiempo de respuesta de actuación (inercia térmica de calentamiento y enfriamiento). Debido a eso, los actuadores SMA suelen ser usados en las articulaciones que requieren poca fuerza, como los dedos de la mano, muñeca y codo.

2.2.3 Tecnologías de fuentes de energía

Las fuentes de energía en aplicaciones que implican dispositivos robóticos portátiles son un tema de gran importancia. Una fuente de energía portátil puede considerarse satisfactoria si cumple los siguientes requisitos mínimos:

- Presentar elevada autonomía: Debe permitir al usuario usar el dispositivo por un largo periodo de tiempo sin la necesidad de recarga o reemplazo;
- Ser ligera y compacta: Elevado peso y/o tamaño puede causar incomodidad o fatiga al usuario, causando limitación del tiempo de uso debido al cansancio;
- Permitir una rápida recarga: Una vez agotada la fuente de energía, ésta debe ser de recarga fácil y rápida, permitiendo al usuario un uso continuo del dispositivo;
- Presentar una larga vida útil: Debe ser posible recargar un elevado número de veces.

Las baterías son las fuentes de energía utilizadas prácticamente en todos los exoesqueletos robóticos actuales. La tecnología en desarrollo de baterías ha avanzado mucho en los últimos años, sobre todo en aquellas basadas en compuestos de Litio. Las baterías de iones de Litio y polímero de Litio son las más comunes. Estas baterías suelen tener densidades de energía de más de 260 Wh/kg, lo que confiere autonomía relativamente alta a los exoesqueletos actuales.

Típicamente, las celdas de una batería de iones de Litio presentan voltajes de 3.7 V, mientras que las de polímero de Litio son generalmente de 3.2 V. Varias celdas pueden ser combinadas en serie para producir valores de voltajes mucho más altos. El tiempo medio de carga de una batería de Litio suele ser de 2 horas, por lo que, en general, los dispositivos cuentan con baterías reemplazables. Así, mientras una batería está siendo cargada, una segunda está en uso. Recientemente, están siendo desarrolladas baterías de nanotubos de carbono. Este tipo de baterías presentan una densidad de energía superior a las de Litio, tiempo de carga reducido y menor tamaño y peso. No obstante, aún no están comercialmente disponibles.

2.3 Principales daños neurológicos

Las enfermedades neurológicas constituyen un variado grupo de entidades que se caracterizan por la afectación del sistema nervioso y que pueden provocar procesos discapacitantes con carácter severo y progresivo. Aunque son muchos los trastornos descritos del sistema nervioso, en este capítulo vamos a describir de forma breve las enfermedades neurológicas de mayor prevalencia y en los que la rehabilitación juega un papel relevante debido a que todas ellas conllevan una severa discapacidad motora.

2.3.1 Ictus

El ictus está causado por un trastorno circulatorio cerebral que altera de forma transitoria o definitiva el funcionamiento de una o varias partes del cerebro [50]. Constituyen, en la actualidad, uno de los más importantes problemas de salud pública. Son la tercera causa de muerte en el mundo occidental, la primera causa de invalidez permanente entre las personas adultas y una de las principales causas de déficit neurológico en el anciano. Denominamos ictus a un trastorno brusco de la circulación cerebral, que altera la función de una determinada región del cerebro. Son trastornos que tienen en común su presentación brusca, que suelen afectar a personas ya mayores, aunque también pueden producirse en jóvenes. Los términos accidente cerebrovascular, ataque cerebral o, menos frecuentemente, apoplejía son utilizados como sinónimos del término ictus. El ictus, por lo tanto, puede producirse tanto por una disminución importante del flujo sanguíneo que recibe una parte de nuestro cerebro como por la hemorragia originada por la rotura de un vaso cerebral. En el primer caso hablamos de ictus isquémicos; son los más frecuentes (hasta el 85% del total) y su consecuencia final es el infarto cerebral: situación irreversible que lleva a la muerte a las células cerebrales afectadas por la falta de aporte de oxígeno y nutrientes transportados por la sangre. En el segundo caso nos referimos a ictus hemorrágicos; son menos frecuentes, pero su mortalidad es considerablemente mayor [51]. Como contrapartida, los supervivientes de un ictus hemorrágico suelen presentar, a medio plazo, secuelas menos graves [51]. En el ictus isquémico el déficit puede ser global cuando afecta a todo el encéfalo, como el debido a la falta de oxígeno resultante de una parada cardiorrespiratoria, o focal, cuando afecta a una sola parte del encéfalo, como sucede en un infarto cerebral [52].

De los pacientes que sobreviven a un ictus la mayoría tendrá secuelas que limitarán su independencia y deteriorarán su calidad de vida. Los síntomas de un ataque cerebrovascular son muy variados, en función del área cerebral afectada: pueden ser síntomas puramente sensoriales o puramente motores o una combinación de ambos (sensitivomotores). La topografía de los déficits suele ser la afectación de un hemicuerpo (cara, miembro superior e inferior) del lado contrario al del hemisferio cerebral afectado. Los más frecuentemente diagnosticados son:

- Pérdida de fuerza en un brazo o una pierna, o parálisis en la cara (hemiparesia / hemiplejía).
- Dificultad para expresarse, entender lo que se le dice o lenguaje ininteligible (disartria / afasia).
- Dificultad al caminar, pérdida de equilibrio o de coordinación.
- mareos, dolor de cabeza brusco, intenso e inusual, casi siempre acompañado de otros síntomas.
- Pérdida de la visión en uno o en ambos ojos (hemianopsia).
- Déficits visuoperceptivos (heminegligencia).
- Además de las manifestaciones físicas, hasta un 50 por ciento de las personas que sobreviven a un ataque cerebral sufren depresión durante los primeros años; a pesar de esto, en la mayoría de los casos se omite el diagnóstico, lo que repercute negativamente en el paciente.

2.3.2 Esclerosis Múltiple

La esclerosis múltiple (EM) es una enfermedad de etiología desconocida y de patogenia autoinmune que daña la mielina (material lipoproteico que se encuentra en el sistema nervioso, formando una capa gruesa alrededor de los axones neuronales y que permite la transmisión de los impulsos nerviosos). Esta afectación de la mielina se produce mediante la formación de placas o lesiones inflamatorias que se traduce en una desmielinización que es la responsable de los signos y síntomas de la enfermedad. Tras las causas traumáticas, la EM constituye la segunda causa de discapacidad neurológica en adultos jóvenes. Su incidencia varía con muchos factores como pueden ser el sexo (más frecuente en mujeres), la raza (más frecuente en la raza blanca) y la situación geográfica.

El curso de la esclerosis múltiple no se puede pronosticar. Algunas personas se ven mínimamente afectadas por la enfermedad, y en otras avanza rápidamente hacia la incapacidad total; pero la mayoría de afectados se sitúa entre los dos extremos. Si bien cada persona experimenta una combinación diferente de síntomas de esclerosis múltiple, hay varias formas clínicas definidas en el curso de la enfermedad [52]:

- Esclerosis múltiple recurrente-remitente con recaídas y remisiones: Es la forma más frecuente de la enfermedad. En esta forma de EM hay recaídas imprevisibles (brotes) durante las cuales aparecen nuevos síntomas o los síntomas existentes se agravan. Esto puede tener una duración variable (días o meses) y hay una remisión parcial e incluso una recuperación total. La enfermedad puede permanecer inactiva durante meses o años.
- Esclerosis múltiple progresiva secundaria: En algunas personas que tienen inicialmente EM recurrente-remitente con recaídas y remisiones, se desarrolla posteriormente una incapacidad progresiva en el curso de la enfermedad sin que hayan tenido brotes claros. Es la forma más frecuente en fases avanzadas de la enfermedad.
- Esclerosis múltiple progresiva primaria: Esta forma de EM se caracteriza por la ausencia de ataques definidos, pero hay un comienzo lento y un empeoramiento constante de los síntomas. Se produce una acumulación de deficiencias e incapacidad que puede estabilizarse en determinado momento o continuar durante meses y años. Es la de pronóstico más incierto.
- Forma recaída y progresión: se produce un deterioro progresivo desde el inicio de la enfermedad pero también habrá brotes.

La sintomatología en la EM es muy variada dependiendo del área del sistema nervioso central que esté afectada. Lo signos o síntomas más característicos son: trastornos cognitivos, afectivos (destaca la depresión), alteraciones visuales (siendo la neuritis óptica la más frecuente), trastornos de las vías oculomotoras (el nistagmo y la diplopía son los más frecuentes), alteraciones de la sensibilidad, alteraciones de las vías motoras (pérdida de fuerza de distribución variable siendo la más frecuente la afectación de los miembros inferiores provocando una paraplejia espástica), alteración cerebelosa (provoca alteración en el equilibrio y en la coordinación de los movimientos que se manifiesta en marcha con ataxia, temblor y alteraciones en el habla como disartria cerebelosa) y alteración del control esfinteriano y sexual (incontinencia urinaria, estreñimiento y disfunción sexual).

2.3.3 Lesión Medular

Actualmente, se entiende por Lesión Medular (LM) cualquier alteración sobre la médula espinal que origine interrupciones en la transmisión del impulso nervioso desde el cerebro hacia la periferia y viceversa, produciendo alteraciones en el movimiento, la sensibilidad o la función autónoma por debajo del nivel de lesión [53]. El origen de la lesión medular puede ser traumático y no traumático. En este caso, las causas pueden ser congénitas (mielomeningocele) o adquiridas de origen infeccioso, neoplásico, vascular, autoinmune, inflamatorio, desmielinizante, idiopático o iatrogénico.

La incidencia de casos de LM varía de unos países a otros. En EEUU la prevalencia es de aproximadamente 30-40 casos por millón de habitantes, con una incidencia alrededor de 10.000 casos nuevos al año. El resto de países occidentales varía desde 10.4 por millón de habitantes al año en Holanda, hasta 30 en Australia o 50 en Japón [54]. Las directrices de la American Spinal Injury Association (ASIA) [55, 56] para la definición y clasificación de la lesión medular son seguidas de forma internacional y así se considera tetraplejia a la afectación de los segmentos cervicales de

la médula espinal que provocan alteración en las extremidades superiores, tronco, extremidades inferiores y órganos pélvicos, siendo la tetraplejia dependiente de ventilación mecánica si se ve implicado el diafragma. Por otra parte, el término paraplejia se considera como la afectación medular de los segmentos dorsales, lumbares y sacros; dependiendo del nivel de lesión se verán afectados tronco, extremidades inferiores y órganos pélvicos [57]. El nivel de lesión lo constituye el último segmento medular no afectado en sentido cráneo-caudal. La extensión de la lesión según la graduación ASIA nos permite determinar si la lesión es completa o incompleta [57]. La lesión es completa cuando no existe función motora ni sensitiva alguna, incluyendo los niveles sacros por debajo del nivel de lesión y es incompleta cuando persiste sensación perineal, anal aunque no sean normales y función voluntaria del esfínter anal o contracción muscular tres metámeras por debajo del nivel de lesión aunque no sean normales. Según los estándares establecidos internacionalmente por la ASIA, la LM se puede clasificar en cinco niveles de afectación según la ASIA Impairment Scale (AIS), (Tabla 2.1).

- A Completa. No está preservada ninguna función motora o sensitiva a nivel de los segmentos S4-S5.
- **B** Incompleta. Hay función preservada sensitiva, pero no motora, por debajo del nivel neurológico y se extiende hasta los segmentos sacros S4-S5.
- **C** Incompleta. La función motora está preservada por debajo del nivel neurológico y la mayoría de los músculos clave por debajo de dicho nivel tienen un grado muscular menor de 3.
- D Incompleta. La función motora está preservada por debajo del nivel neurológico y la mayoría de los músculos clave por debajo de dicho nivel tienen un grado muscular mayor o igual a 3.
- E Normal. Funciones sensitivo-motoras recuperadas completamente.

Tabla 2.1: Escala de AIS.

Dentro de la lesión medular incompleta encontramos varios síndromes. El síndrome centromedular ocurre en los segmentos cervicales de la médula y se caracteriza por mayor debilidad en los miembros superiores que en los inferiores y preservación al menos parcial sacra [58]. El síndrome Brown-Séquard consiste en una hemisección medular que supone por debajo del nivel de lesión: pérdida motora del mismo lado, pérdida de la propiocepción del mismo lado y pérdida de la sensibilidad termoanalgésica del lado contrario. En el síndrome medular anterior la lesión afecta a los dos tercios anteriores del cordón medular sin afectación de las columnas posteriores y cursa con una mayor o menor pérdida de función motora y de sensibilidad termoanalgésica con preservación de la sensibilidad discriminativa y propioceptiva. Finalmente la lesión de cono medular y cola de caballo. La cola de caballo está constituida por las raíces nerviosas de los últimos segmentos del cordón medular. Las lesiones del cono medular son lesiones de la primera motoneurona igual a las lesiones de los niveles superiores. Las lesiones del cono afectan específicamente a la función esfinteriana, vesical y sexual y las lesiones de cola de caballo son lesiones de la segunda motoneurona. En la clínica es difícil encontrar estas lesiones de forma independiente ya que lo normal es que se solapen entre ellas.

Las manifestaciones clínicas más relevantes de la LM son la pérdida de la movilidad de los músculos cuya inervación depende de segmentos medulares por debajo del nivel de la lesión, pérdida de la sensibilidad de la misma zona corporal y pérdida del control esfinteriano. No obstante la LM conlleva asociadas diversas complicaciones secundarias que pueden resultar debilitantes e incluso potencialmente mortales como, por ejemplo, infecciones urinarias, espasmos musculares, osteoporosis, úlceras por presión, dolores crónicos y complicaciones respiratorias [59]. Las complicaciones más frecuentes que pueden presentarse en los sujetos con LM son cardiovasculares (los problemas más importantes relacionados con el sistema cardiovascular suele ser la hipotensión ortostática y la enfermedad tromboembólica venosa), respiratorias (son debidas a la debilidad o la parálisis, ya sea del diafragma o de la musculatura accesoria de la respiración y a procesos infecciosos), gastrointestinales (la complicación más destacada es el intestino neurógeno que conlleva pérdida del control del esfínter anal), genitourinarias (la pérdida del control del vaciamiento de la vejiga provoca numerosas infecciones y complicaciones urológicas mientras quela pérdida de la erección y de la eyaculación en el varón compromete los aspectos de la esfera sexual), musculoesqueléticas (con frecuencia aparecen contracturas y osificaciones heterotópicas), cutáneas (las úlceras por presión son las una de las complicaciones más devastadoras debiendo su origen a un proceso de isquemia derivado de una presión mantenida sobre una prominencia ósea.) y neurológicas (además de la parálisis y la pérdida de sensibilidad, complicaciones como la espasticidad y el dolor tanto de origen musculoesquelético como neuropático comprometen la calidad de vida de la persona con LM).

2.3.4 Parálisis cerebral

El término parálisis cerebral (PC) no es un diagnóstico específico, es un abanico clínico que incluye muchas formas patológicas [60]. Se trata de un trastorno del desarrollo de la postura y del movimiento de carácter persistente que condiciona una limitación de la actividad y es secundario a una agresión no progresiva a un cerebro inmaduro. Además presente una frecuente asociación con otras alteraciones de tipo sensitivo, cognitivo, de conducta, de comunicación, perceptivas o epileptógenas, así como con diferentes afecciones musculoesqueléticas secundarias [61]. El hecho de que afecte a un cerebro inmaduro hace que las consecuencias de la lesión sean difícilmente predecibles por la plasticidad y la capacidad de reorganización del cerebro. El límite de edad para considerar un trastorno motor cerebral adquirido como PC es ambiguo, pero en general se aceptan los primeros 2-3 años de vida [62].

La parálisis cerebral (PC) es la causa más frecuente de discapacidad motora en le edad pediátrica que persistirá en la edad adulta. La PC puede ser de origen prenatal, perinatal o posnatal. En función de la topografía de afectación, la PC puede ser unilateral o bilateral. La unilateral habitualmente se presenta como hemiparesia (afectación de brazo y pierna homolateral). La bilateral puede adoptar diferentes formas. La diparesia es aquella en la que hay una afectación de las 4 extremidades pero con un predominio claro de afectación de los miembros inferiores; la triparesia en la que se produce una afectación de ambas extremidades superiores y una extremidad superior y la tetraparesia es aquella en la que se produce una afectación de las 4 extremidades de magnitud similar.

Otra forma de clasificar a la PC es según el trastorno motor predominante. Atendiendo a este criterio puede ser espástica, discinética-distónica, atáxica o mixta. La espasticidad es la forma más frecuente presentándose en el 70-80% de los casos. En los niños pequeños es el fenómeno más llamativo, produciendo un patrón de puntillas y equino. Los cuadros clínicos más comunes son la tetraparesia espástica, la diparesia espástica y la hemiparesia espástica. La tetraparesia espástica tiene una incidencia baja siendo la causa de origen prenatal en la gran mayoría de los casos. Se asocia a gran número de comorbilidades como retraso mental, epilepsia, alteraciones de la deglución, alteraciones visomotoras y deformidades ortopédicas graves (escoliosis, luxación de cadera). La diparesia espástica es el tipo más frecuente de PC siendo su causa generalmente de origen perinatal en los prematuros (hemorragias periventriculares) dando una imagen característica en la RM de leucomalacia periventricular. La gravedad de afectación en este caso es variable, desde formas leves distales con hipertonía de los músculos de la pantorrilla y marcha de puntillas hasta niños que no pueden deambular [63]. La hemiparesia es el segundo tipo más frecuente siendo

su etiología más frecuente la prenatal por daño vascular. El diagnóstico se pone de manifiesto al inicio de la manipulación donde al paciente usa menos la mano afecta que tenderá a estar más cerrada y con inclusión del pulgar. Es menos frecuente la afectación de predominio de los miembros inferiores aunque la marcha se adquiere en casi la totalidad de los casos [64].

La complejidad de sus síntomas obliga a una valoración adecuada de cada caso y a la implicación de un amplio grupo de profesionales que aborden los problemas de índole médica, quirúrgica, ortopédica, educativa, emocional y social.

2.3.5 Traumatismo craneoencefálico

Se puede definir la lesión cerebral traumática como el traumatismo craneocerebral asociado a una disminución del nivel de conciencia, amnesia, otras alteraciones neurológicas o neuropsicológicas, fractura craneal, lesiones intracraneales o muerte [65]. Su incidencia está en aumento en los últimos años, de hecho en USA es la principal causa de morbilidad y mortalidad en personas comprendidas entre 1 y 44 años [66]. Afecta con mayor frecuencia al sexo masculino.

Existen diversos tipos de lesiones que pueden provocarse en el traumatismo craneoencefálico (TCE) como son las fracturas de cráneo, los hematomas intracerebrales, las hemorragias subaracnoideas, las contusiones y el daño cerebral difuso o lesión axonal difusa [52].

Una correcta valoración clínica permitirá disponer de una información adecuada para establecer el pronóstico y un plan de tratamiento. La escala más utilizada es la Escala de Glasgow que valora la apertura de los ojos, la respuesta motora y la respuesta verbal cuya puntuación va de 3 a 15 puntos. A medida que disminuye el valor de la puntuación nos indica que el traumatismo es más severo.

La principal diferencia con el ictus o el daño cerebral de origen cerebral es que en el caso del ictus el daño cerebral se delimita al tejido irrigado por la arteria correspondiente, mientras que en el caso del TCE el daño es más difícil de delimitar y la parte afectada dependerá de la naturaleza del impacto. Las manifestaciones clínicas del TCE, al igual que en el caso del ictus, incluyen déficits neurológicos como paresias, alteraciones sensitivas, déficits oculomotores pero en el TCE aparecen de forma mucho más frecuente las crisis epilépticas y alteraciones neuropsicológicas como trastornos cognitivos que afectan a la atención y a la memoria, el estado de ánimo y la conducta. Comparten con otros cuadros neurológicos como la LM o el ictus la posibilidad de presentar problemas del tracto intestinal, infecciones respiratorias y de tracto urinario, úlceras cutáneas por presión, problemas tromboembólicos y osificaciones heterotópicas. Sin embargo, a diferencia de los casos anteriores, en el TCE son habituales los casos de disfunción hormonal hipofisaria.

2.3.6 Enfermedad de Parkinson

La enfermedad de Parkinson (EP) es un trastorno degenerativo del sistema nervioso central que pertenece a un grupo de afecciones conocidas como trastornos del movimiento. Es la enfermedad neurodegenerativa más frecuente tras la enfermedad de Alzheimer. Es a la vez crónica, es decir, que persiste durante un extenso período de tiempo, y progresiva, lo que significa que sus síntomas empeoran con el tiempo. Es un tipo de trastorno del movimiento que ocurre cuando las neuronas dopaminérgicas de la sustancia negra no producen suficiente cantidad de una sustancia química importante en el cerebro conocida como dopamina. Se desconoce la causa exacta de la enfermedad, aunque algunos casos son hereditarios y se pueden deber a mutaciones genéticas específicas. Sin embargo, la mayoría de los casos son esporádicos, lo que quiere decir que la enfermedad generalmente no es hereditaria. Su prevalencia aumenta con la edad, teniendo una prevalencia en torno al 2% en personas mayores de 65 años y es más frecuente en varones. Suele comenzar alrededor de los 60 años, pero puede aparecer antes.

Los síntomas comienzan lentamente, en general, en un lado del cuerpo. Luego afectan ambos lados. Algunos son:

- Temblor de reposo en las manos, los brazos, las piernas, la mandíbula y la cara.
- Rigidez en los brazos, las piernas y el tronco.
- Bradicinesia o lentitud de los movimientos.
- Problemas de equilibrio y coordinación.

Los primeros síntomas de la EP pueden ser sutiles y se presentan gradualmente. Las personas afectadas pueden sentir temblores leves o tener dificultad para levantarse de una silla. Las actividades pueden tomar más tiempo que antes en completarse y las personas pueden notar cierta rigidez, además de la lentitud. Pueden notar que hablan en voz muy baja o que escriben de manera lenta con letra pequeña o difícil de entender. Este período temprano puede durar mucho tiempo antes de que aparezcan los síntomas motores (de movimiento) más clásicos y obvios. A medida que los síntomas empeoran, las personas con la enfermedad pueden tener dificultades para caminar o hacer labores simples. Las personas con enfermedad de Parkinson a menudo desarrollan la llamada marcha parkinsoniana que incluye una tendencia a inclinarse hacia adelante, dando pequeños pasos rápidos, como apurados (llamado festinación), y experimentan una reducción de movimiento en uno o ambos brazos. Pueden tener problemas para iniciar el movimiento (la vacilación inicial) y pueden detenerse de repente cuando van caminando (se quedan "congelados") [67]. También pueden tener problemas como depresión, trastornos del sueño o dificultades para masticar, tragar o hablar.

2.4 Técnicas tradicionales de rehabilitación

El accidente cerebro vascular (ACV) es actualmente una de las enfermedades del sistema nervioso central más devastadoras en el mundo, a menudo causando la muerte y discapacidad física grave. De acuerdo a cifras de la Organización Mundial de la Salud (OMS), se estima que anualmente provoca 5.5 de millones de muerte en todo el mundo, representando la segunda causa de muerte mas importante. Al ser una enfermedad cuyo riesgo aumenta con la edad, se espera que la prevalencia de ACV aumente significativamente en todo el mundo en los próximos años ya que la población mayor a 65 años, sigue aumentando aproximadamente una cantidad de 9 millones de personas por año [68]. Se espera que para él año 2025 la población de personas mayores de 65 años sea de aproximadamente 800 millones de personas, de los cuales 2/3 de esa población esté presente en América Latina y Asia [68].

El ACV se refiere al ictus o evento neurológico agudo debido a una falla en la circulación cerebral con una duración mayor a 24 horas y que afecta al tejido cerebral y compromete el estado neurológico del paciente, causado por una oclusión súbita de un vaso de origen trombótico o embólico, tomando el nombre de ACV isquémico. O puede estar causado debido a una hemorragia intraparenquimatosa, subaracnoidea o intraventricular de origen aneurismático, hipertensivo o secundario a un tumor o mal formación arterio-venosa, tomando el nombre de ACV hemorrágico [69]. Cabe destacar que los ACV de origen hemorrágico actualmente van a descenso gracias a los mejores tratamientos anti hipertensivos [70].

La Organización Mundial de la Salud, a través de estudios ha dado cuenta de diversos factores de riesgo. Entre ellos encontramos factores sociales los cuales son el tabaquismo, alcoholismo, mala alimentación e inactividad física. Factores personales tales como hipertensión arterial, diabetes, y elevada proporción cintura-cadera. Factores psicosociales como la depresión. Los cuales son responsables de aproximadamente el 90% de los casos ACV en todo el mundo [71].

Para reconocer este evento neurológico agudo o ictus, se ha dado cuenta de distintos signos y síntomas. Signos tales como pérdida de la conciencia, anisocoria, perdida de campo visual, ataxia, disartria, fiebre, desordenes en el lenguaje como afasia, además de cambios de personalidad, tremor, caída de presión ortostatica, nistagmo y debilidad muscular. En cambio, en los síntomas nos encontramos con parestesia, debilidad generalizada, ataxia, dolor de cabeza, dolores musculares, desordenes de lenguaje tales como afasia receptiva y expresiva, desorientación, perdida o doble vi-

sión, fatiga, vértigo, náuseas y vómitos, disartria, disfagia, cambios de estado mental, incontinencia, agitación y respiraciones cortas [72].

Los sobrevivientes de un ACV suelen presentar discapacidad la cual se define según La Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud como un término genérico que abarca deficiencias, limitaciones de la actividad y restricciones a la participación [73]. Por lo general los pacientes secuelados de este ictus presentan una gran cantidad de deficiencias sensoriales y motoras, de las cuales para su descripción se utiliza como modelo una hemiplejía de gravedad media. Una de ellas como ya se nombró anteriormente es la hemiplejia, la cual se refiere a una parálisis de un lado del cuerpo, la cual está acompañada de espasmos musculares. Es frecuente encontrar espasticidad, el cual es un trastorno motor donde los músculos se mantienen contraídos provocando rigidez y acortamiento, lo cual interfiere en el movimiento y actividades funcionales. Otra consecuencia es la hemiparesia, definida como debilidad o disminución de la fuerza motora o parálisis parcial de un lado del cuerpo. De acuerdo a estudios en pacientes secuelados de ACV, tareas básicas tales como vestirse, desvestirse, abrochar los botones, que requieren coordinación, y la administración de medicamentos, son actividades muy dificultosas a realizar [74, 69]. Otros problemas que se suelen o pueden presentar en aquellos pacientes secuelados de ACV: 1-. Ataxia cerebelosa la cuál es una pérdida de coordinación muscular provocado por una lesión del cerebelo. 2-. Disfagia, la cual se define como la dificultad o imposibilidad para tragar. 3-. Disartria, definido como la dificultad para articular sonidos y palabras. 4-. Parálisis facial. 5-. Daño cognitivo. 6-. Vértigo. 7-. Falta de atención sensorial [69]. Finalmente, uno de los mayores hitos motores afectados es la marcha, donde se observan patrones anormales que no corresponden al adecuado proceso de marcha normal de cualquier persona, debido a problemas de control postural y anormalidades en el ciclo de la marcha [74, 75]. Estudios han demostrado diversas alteraciones biomecánicas en los patrones de marcha en plano sagital de aquellos pacientes secuelados de ACV en comparación con sujetos sanos, donde se da cuenta una menor flexión plantar de tobillo al momento del contacto inicial del pie, flexión dorsal disminuida durante la fase media de apoyo, flexión plantar de los dedos del pie disminuida, al momento del despegue ello, y deformaciones del pie hacia varo durante la fase de impulso [75]. Además, se ha visto que los pacientes secuelados de ACV, presentan una menor velocidad de marcha, debido a una longitud de zancada mucho menor y un mayor uso de tiempo en la fase de doble apoyo en comparación a sujetos sanos [75]. Llevando por consiguiente que los pacientes secuelados de ACV presenten patrones de marcha alterados en comparación a sujetos sanos.

La evolución típica de un paciente secuelado de ACV con respecto a su rehabilitación, es la de recuperación, la cual no será del 100 %. Este proceso de recuperación sigue una curva ascendente de pendiente progresivamente menor (Figura 2.7). En un paciente con recuperación favorable de su déficit, encontraremos que habitualmente la mejoría de este transcurre al inicio. Esto se debe en parte a la recuperación del tejido penumbra de la periferia del área isquémica (relacionado a grandes rasgos con la resolución del edema perilesional, la inflamación, los procesos oxidativos y el flujo de Na y Ca). En contraposición, la mejoría a largo plazo se achaca a la plasticidad neuronal (las neuronas sanas pueden "aprender" funciones de las neuronas afectadas, pudiendo sustituir a estas) [76, 77].

Aunque es imposible prever cuanta recuperación es capaz de alcanzar nuestro paciente el estudio comunitario Copenhague Stroke Study muestra que el 95% de la recuperación será alcanzada aproximadamente el tercer mes, siendo el primer mes y medio el lapso de tiempo donde se logrará la recuperación más rápida 85% [76].

2.4.1 Rehabilitación del Accidente Cerebrovascular

La rehabilitación según la OMS es un proceso destinado a permitir que las personas con discapacidad alcancen y mantengan un nivel óptimo de desempeño físico, sensorial, intelectual,



Cumulated rate of patiens having reached their best score, %

Figura 2.7: Tasa de Recuperación neurológica y funcional del total de pacientes con ACV.

psicológico y/o social. La rehabilitación abarca un amplio abanico de actividades, como atención médica de rehabilitación, fisioterapia, psicoterapia, terapia del lenguaje, terapia ocupacional y servicios de apoyo [78].

La rehabilitación de un ACV consta de una fase aguda, una fase subaguda y una fase tardía o de estabilización que busca la reinserción del paciente en su medio social [76].

La fase aguda [76] es aquella que se desarrolla principalmente en centros especializadas en el manejo de patología cerebrovascular aguda (Unidades de Tratamiento del Ataque Cerebral -UTAC) o en Unidades de Paciente Crítico, bajo la dirección de neurólogos expertos en patología cerebrovascular. Donde tenemos como gran objetivo la prevención, diagnóstico y tratamientos de complicaciones ya este dadas por el propio ACV o por el proceso de inmovilizaciones, tales como UPP, dolor, TVP, neumonía, contracturas y atrofia muscular, ortostatismo, etc. Los principios que guían lo anterior para el terapeuta o kinesiólogo se basan en el adecuado posicionamiento en la cama con la ayuda de órtesis que faciliten el correcto alineamiento de los segmentos corporales. Movilización precoz, ya sea de manera pasiva o con activación voluntaria según el grado de compromiso motor. Y las distintas maniobras que compone la kinesioterapia respiratoria [76]. Mientras que para el equipo multidisciplinario cae la responsabilidad de los cuidados básicos de la piel. Evaluación de la deglución para definir una vía segura de alimentación y permitir un adecuado aporte nutricional. Y una adecuada indicación y administración de fármacos [76]. La situación de los pacientes que sobreviven a la fase aguda del ACV y alcanzan la estabilización neurológica de su cuadro, puede ser descrita de la siguiente manera: 10% de los pacientes quedan sin secuelas funcionales, por lo que no requieren rehabilitación funcional. 10 de los pacientes que severamente dañados, por lo que no se benefician de la rehabilitación activa y el manejo consiste en prevenir complicaciones y entrenamiento familiar. 80% de los pacientes quedan con algún grado de déficit neurológico que se benefician de un proceso de rehabilitación activa, los cuales entran en un proceso
de rehabilitación funcional activa, lo cual cae en lo que se denomina fase subaguda [76]. En esta fase existen condiciones para ingresar a un programa de rehabilitación funcional activa las cuales son: 1-. Estado neurológico estabilizado significativo en al menos 2 áreas movilidad, autocuidado, comunicación, control esfinteriano, deglución. 2-. Capacidad cognitiva que permita seguir órdenes. 3-. Capacidad física que permita tolerar el programa de rehabilitación. 4-. Metas terapéuticas claras y realistas. Dentro de los objetivos de la rehabilitación en la fase subaguda nos encontramos: 1-. reeducación del control postural, equilibrio y marcha. 2-. Mejorar la funcionalidad de extremidad superior. 3-. Manejo de trastorno comunicacional. 4-. Manejo de disfagia. 5-. Intervención en áreas perceptivas/cognitivas. 6-. Tratamiento de alteraciones emocionales [76]. Por lo cual todo el proceso de rehabilitación deber ser llevado a cabo por diversos profesionales competentes en las distintas áreas que se ve comprometido un paciente post ACV.

Existen diversos métodos utilizados en la rehabilitación física de los pacientes secuelados de ACV que han demostrado evidencia, en la recuperación funcional de ellos, especialmente la marcha [79]. Uno de ellos es el Método Bobath, descrita por el Dr. K. Bobath el cual busca la optimización de todas las funciones a través de la mejora del control postural y movimientos selectivos, mediante la facilitación de reacciones de equilibrio y enderezamiento. Luego tenemos el Método Kabat o de Facilitación Neuromuscular Propioceptiva el cuál intenta suscitar o mantener un movimiento voluntario a través de estímulos simultáneos y sincronizados. Se basa en la aplicación de esquemas de movimientos facilitadores de carácter espinal y diagonal (aprovecha los músculos agonistas para favorecer a los mas débiles) asociados a otras técnicas de facilitación (resistencia máxima, reflejos de estiramiento, de flexión etc.) Otro método que ha demostrado efectividad es el Método Perfetti o Ejercicio Terapéutico Cognoscitivo. Se trata de una modelo que no sólo se basa en la neuro motricidad sino también en la psicomotricidad (subraya la importancia de la programación del movimiento con estimulo táctil y cenestésico prescindiendo de la vista). Para este autor, el punto de partida de la reeducación motriz ha de pasar inicialmente por la reeducación de la sensibilidad y da una relevancia especial a la mano. Otras formas de trabajo que ha demostrado evidencia de manera significativa encontramos las terapias de inducción-constricción (restricción del miembro sano para obligar la activación del miembro afectado). Programas de estiramientos en la musculatura espástica, con el objetivo de prevenir acortamientos o contracturas musculares. Programas de fortalecimiento muscular en miembros paréticos tanto de manera isométrica, como concéntrica o excéntrica, cuyo es objetivo aumentar la fuerza muscular. Programas de rehabilitación cardiovascular, con el objetivo de controlar factores de riesgos de carácter metabólico y mejorar capacidades funcionales. Programas de entrenamiento para la movilidad relacionado a actividades que involucren marcha, balance con el objetivo de mejorar el control postural [77, 79].

Diversos estudios también han evidenciados el uso de tecnologías en la rehabilitación los pacientes secuelados de ACV tales como el uso de órtesis principalmente el uso de OTP, las cuales han demostrado mejorías con respecto al control postural y la marcha, evidenciado a través de pruebas funcionales tales como el Timed Up and Go Test, pruebas de marcha de 10 metros, escalas de evaluación como el Índice de Motricidad de la Pierna Afectada (Motricity Index of the Affected Leg), sistemas de análisis de marcha y Test de Marcha 6 Minutos [80, 81]. Otro tipo de órtesis utilizada en la rehabilitación es el uso del bastón, el cuál a través estudios utilizando sistemas de análisis ha demostrado corregir los patrones de marcha en los pacientes post ACV, además de demostrar mayor efectividad del bastón utilizando una medida ajustada de este al trocánter mayor que al pliegue distal de la muñeca [82]. Otras tecnologías que ha demostrado mejorías significativas respecto a la rehabilitación de los pacientes, es la electroestimulación de la musculatura, usado principalmente para la recuperación post lesión del sistema nervioso central, con el objetivo de lograr contracción de la musculatura parética o paralizada [79]. Vendaje neuromuscular, el cual consiste básicamente en cintas de algodón con adhesivo acrílico usadas para tratar lesiones de atletas y otros trastornos físicos, ha demostrado a través de estudios mejorar el control postural

en aquellos pacientes secuelados de ACV aproxidamente 1 año, fundamentado básicamente en la búsqueda de corregir el pie equino varo, logrando obtener mejorías en el control postural medidos a través de pruebas funcionales y sistemas de análisis de marcha, tales como Escala de Berg, pruebas de alcance hacia anterior y desplazamientos del centro de presión de medial a lateral, aún así todavía faltan estudios que permitan confirmar la eficacia de este tratamiento, ya que existen diversas variables que faltan por estudiar o que se demuestre en las cuales mejoras significativas [83].

Actualmente existen tecnologías más avanzadas y complejas, pero de alto costo en comparación a nombradas anteriormente que han demostrado su eficacia en la rehabilitación física de aquellas personas secueladas de distintos desórdenes neurológicos. Una de ellas es el uso de: 1-. Interfaces cerebro maquinas o BMI usado principalmente en aquellas personas que sufren de parálisis, las cuales utilizan la actividad cerebral para controlar dispositivos externos permitiendo movilizar las extremidades superiores paréticos, logrando que las personas puedan interactuar con el medio [84]. 2-. Exoesqueletos, los cuales son robots acoplados a extremidades del cuerpo humanos enfocados en el incremento de la fuerza, velocidad y rendimiento, los cuales actualmente bajo investigando con respecto a su uso en la rehabilitación de las personas secueladas de ACV, demostrando efectividad con respecto a uso en miembros superiores, de los cuales uno de los modelos más sofisticados es el Armeo, de la empresa suiza Hocoma [85], mientras que otros modelos de exoesqueletos son usados en la rehabilitación de MMII, permitiendo principalmente 2 grados de libertad ubicados a nivel de rodilla y tobillo [86]. 3-. Lokomat, de la empresa suiza Hocoma, el cual es un robot para caminar, que básicamente consiste en una estructura que cuelga del techo, en la que se suspende al paciente en un arnés, de pie sobre una cinta andadora, además las piernas, pies y muslos se sujeta también con un mecanismo de órtesis que se controla por ordenador y reproducen el movimiento de caminar, mediante un patrón de marcha predefinido [87]. 4-. La estimulación magnética transcraneal o TMS es una técnica no invasiva e indolora que cuando se aplica en la corteza primaria genera descargas descendentes sobre la vía cortico espinal llevando por consiguiente un potencial de acción motor sobre la musculatura contralateral, pese a lo dicho con anterioridad sigue estando proceso de estudio, con el objetivo de decidir si su uso está listo para la práctica clínica en pacientes secuelados de un ACV agudo o sub agudo, ya que actualmente los estudios realizados de TMS se han limitados solo en pacientes que se encuentran en la fase crónica, mientras que los estudios de buena calidad en pacientes agudos o sub agudos no son suficientes antes de ser implementado en la atención al ictus [88].

Cabe destacar que pese a la efectividad de las distintas terapias nombradas con anterioridad estas no deben ser realizadas de manera aislada, sino que en conjunto. Un estudio realizado en Hong Kong, China en el año 2014, demostró que el uso combinado de distintas terapias, en este caso, método Bobath, ejercicios funcionales, el uso de facilitaciones neuromusculares, y elementos ortopédicos, lograron obtener mejoras significativas con respecto función de los pacientes, objetivado a través del uso de escalas funcionales tales como el índice de Berg (equilibrio), Barthel (Actividades básicas de vida diaria) y el Modiffied Rivermead Mobility (evalúa discapacidad en la movilidad con respecto a personas post ACV) [89].

Finalmente nos encontramos con la fase crónica o de seguimiento [76] donde se dimensiona al paciente como un ser social y por ello el equipo de rehabilitación debe hacer un diagnóstico precoz de la red socio-familiar, a fin de potenciarla y activarla. La cuál debe ser identificada de manera precoz, ya que definirá el destino post-alta del paciente y las posibilidades concretas de integración socio-laboral. Se busca cumplir 3 grandes objetivos: 1-. Reinserción óptima a nivel familiar, social y, eventualmente, laboral. 2-. Mantener los logros funcionales obtenidos en la fase subaguda. 3-. Evitar la recurrencia del ACV. En esta fase se da por terminada la rehabilitación del paciente, no solo de carácter físico, sino que también de carácter social.



- [1] Hokoma. Knuth: Computers and Typesetting. URL: http://www.hokoma.com.
- [2] J. T. Watson y Ritmann R. E. «Leg kinematics and muscle activity during treadmill running in the cockroach, Blaberus discoidalis: I. Slow running». En: Annalen der Physik 182 (1998), págs. 11-22.
- [3] Herr H. y Gamow RI. «Shoe and foot prosthesis with bending beam spring structures». U.S. Patent 5,701,686. 1997.
- [4] Herr H. y Gamow RI. «Shoe and foot prosthesis with bending beam spring structures». U.S. Patent 6,029,374. 2000.
- [5] Dick J. y Edwards E. «Human Bipedal Locomotion Device». U.S. Patent 5,016,869. 2000.
- [6] Hristic M. Vukobratovic y Z. Stojiljkovic. «Development of active anthropomorphic exoskeletons». En: *Med. Biol* 20 (1974), págs. 66-80.
- [7] K. Suzuki, G. Mito, H. Kawamoto, Y. Hasegawa and Y. Sankai. «Intention-based walking support for paraplegia patients with Robot Suit HAL». En: *Advanced Robotics* 21.12 (2007), págs. 1441-1469.
- [8] M. Vukobratovic, D. Hristic and Z. Stojiljkovic. «Development of active anthropomorphic exoskeletons». En: *Med. Biol.* 20 (1974), págs. 66-80.
- [9] K. Naruse, S. Kawai, H. Yokoi and Y. Kakazu. «DDesign of compact and lightweight wearable power assist device». En: *Proc. ASME Int. Mechanical Engineering Congr. and Exp.* (2003), págs. 525-532.
- [10] K. Yamamoto, K. Hyodo, M. Ishii and T. Matsuo. «DDevelopment of power assisting suit for assisting nurse labor». En: SME Int. J. Ser. 45 (2002), págs. 703-711.
- [11] URL: http://eksobionics.com/product/ekso-bionics-ekso-gt.
- JL Pons. Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons. Chichester, UK: Wiley Online Library, 2008, pág. 358. ISBN: 978-0-470-51294-4. DOI: 10.1002/9780470987667.
 fmatter.

- Bing Chen y col. «Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons».
 En: Journal of Orthopaedic Translation 5.October (2016), págs. 26-37. ISSN: 2214-031X.
 DOI: 10.1016/j.jot.2015.09.007. URL: http://dx.doi.org/10.1016/j.jot.
 2015.09.007.
- [14] Zhichuan Tang y col. «An upper-limb power-assist exoskeleton using proportional myoelectric control». En: Sensors (Basel, Switzerland) 14.4 (2014), págs. 6677-6694. ISSN: 14248220. DOI: 10.3390/s140406677.
- [15] Jung Hoon Kim y col. «Design of a walking assistance lower limb exoskeleton for paraplegic patients and hardware validation using CoP». En: *International Journal of Advanced Robotic Systems* 10 (2013). ISSN: 17298806. DOI: 10.5772/55336.
- [16] Ryan J. Farris, Hugo A. Quintero y Michael Goldfarb. «Preliminary Evaluation of a Powered Lower Limb Orthosis to Aid Walking in Paraplegic Individuals». En: *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 19.6 (2011), págs. 652-659. DOI: 10.1109/TNSRE.2011.2163083.
- [17] Magdo Bortole y col. «The H2 robotic exoskeleton for gait rehabilitation after stroke: early findings from a clinical study.» En: *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 12.54 (2015), págs. 1-14. ISSN: 1743-0003. DOI: 10.1186/s12984-015-0048-y. URL: http://www.jneuroengrehab.com/content/12/1/54.
- [18] K. Xing y col. «Tracking control of pneumatic artificial muscle actuators based on sliding mode and non-linear disturbance observer». En: *IET Control Theory & Applications* 4.10 (2010), págs. 2058-2070. ISSN: 17518644. DOI: 10.1049/iet-cta.2009.0555.
- [19] I Rosales y col. «Pneumatic assistant of one degree of freedom for lifting». En: 19th International Conference on System Theory, Control and Computing (ICSTCC). Cheile Gradistei, Romania: IEEE, 2015, págs. 249-254. ISBN: 9781479984817. DOI: 10.1109/ ICSTCC.2015.7321301.
- [20] Jung-Hoon Kim y col. «Design of a Knee Exoskeleton Using Foot Pressure and Knee Torque Sensors». En: International Journal of Advanced Robotic Systems 12.112 (2015), págs. 1-14. ISSN: 1729-8806. DOI: 10.5772/60782. URL: http://www.intechopen. com/journals/international%5C_journal%5C_of%5C_advanced%5C_robotic% 5C_systems/design-of-a-knee-exoskeleton-using-foot-pressure-and-kneetorque-sensors.
- [21] Hyun Soo Woo y col. «Development of a 4 DOF Exoskeleton Robot for Elbow and Wrist Rehab». En: 14th International Conference on Control, Automation and Systems (ICCAS 2014). Seoul: IEEE, 2014, págs. 304-306. DOI: 10.1109/ICCAS.2014.6988008.
- [22] Samuel G. Urwin y col. «Validation of an Electrogoniometry System As a Measure of Knee Kinematics During Activities of Daily Living». En: Journal of Musculoskeletal Research 16.1 (2013), 1350005:10. ISSN: 0218-9577. DOI: 10.1142/S021895771350005X. URL: http://www.worldscientific.com/doi/10.1142/S021895771350005X.
- [23] a Roy y col. «Robot-Aided Neurorehabilitation: A Novel Robot for Ankle Rehabilitation». En: IEEE Trans Robotics 25.3 (2009), págs. 569-582. ISSN: 1552-3098. DOI: 10.1109/ TRO.2009.2019783. URL: http://scholar.google.com/scholar?hl=en%5C&btnG= Search%5C&q=intitle:Robot-Aided+Neurorehabilitation:+A+Novel+Robot+ for+Ankle+Rehabilitation%5C#1.
- [24] A. Albarbar y col. «Suitability of MEMS accelerometers for condition monitoring: An experimental study». En: Sensors 8.2 (2008), págs. 784-799. ISSN: 1424-8220. DOI: 10. 3390/s8020784. URL: http://dx.doi.org/10.3390/s8020784.

- [25] K M Harish y col. «Simple parametric resonance in an electrostatically actuated microelectromechanical gyroscope: theory and experiment». En: *Journal of Mechanical Engineering Science* 222.1 (2008), págs. 43-52. ISSN: 0954-4062.
- [26] G Langfelder y col. «Z-axis magnetometers for MEMS inertial measurement units: using an industrial process». En: *IEEE Transactions on Industrial Electronics* 60.9 (2013), págs. 3983-3990.
- [27] Kyle B. Reed y col. «Kinesthetic interaction». En: Proceedings of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics (2005), págs. 569-574. DOI: 10.1109/ ICORR.2005.1502027.
- [28] Antonio J. Del-Ama y col. «Online assessment of human-robot interaction for hybrid control of walking». En: Sensors 12.1 (2012), págs. 215-225. ISSN: 14248220. DOI: 10.3390/ s120100215.
- [29] Jiangcheng Chen y col. «A novel design approach for lower limb rehabilitation training robot». En: 2013 IEEE International Conference on Automation Science and Engineering (CASE) (2013), págs. 554-557. DOI: 10.1109/CoASE.2013.6653944. URL: http:// ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6653944.
- [30] Jes??s Tamez-Duque y col. «Real-time strap pressure sensor system for powered exoskeletons». En: Sensors (Switzerland) 15.2 (2015), págs. 4550-4563. ISSN: 14248220. DOI: 10.3390/s150204550.
- [31] Stefano Marco Maria de Rossi y col. «Sensing pressure distribution on a lower-limb exoskeleton physical human-machine interface». En: Sensors 11.1 (2011), págs. 207-227. ISSN: 14248220. DOI: 10.3390/s110100207.
- [32] Hong Kai Yap y col. «A soft exoskeleton for hand assistive and rehabilitation application using pneumatic actuators with variable stiffness». En: *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation* (2015), págs. 4967-4972. ISSN: 10504729. DOI: 10.1109/ICRA.2015.7139889.
- [33] Jun Young Jung y col. «A neural network-based gait phase classification method using sensors equipped on lower limb exoskeleton robots». En: Sensors (Switzerland) 15.11 (2015), págs. 27738-27759. ISSN: 14248220. DOI: 10.3390/s151127738.
- [34] A. Searle y L. Kirkup. «A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes». En: October 21.2 (2000), págs. 271-283. ISSN: 0967-3334. DOI: 10.1088/0967-3334/21/2/307. URL: http://stacks.iop.org/0967-3334/21/i=2/a=307.
- [35] M B I Reaz, Ms S Hussain y F Mohd-Yasin. «Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications.» En: *Biological procedures online* 8.1 (2006), págs. 11-35. ISSN: 1480-9222. DOI: 10.1251/bpo115. URL: http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1455479%5C&tool=pmcentrez%5C&rendertype=abstract\$%5Cbackslash\$nhttp://link.springer.com/article/10.1251/bpo115.
- [36] G De Luca. «Fundamental Concepts in EMG Signal Acquisition». En: Distribution March (2003), págs. 1-31.
- [37] Hermie J. Hermens y col. «European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy». En: *Roessingh Research and Development* 8.2 (1999), págs. 13-54. ISSN: 1050-6411. DOI: 10.1016/S1050-6411(00)00027-4.
- [38] J. Malmivuo y R. Plonsey. *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. Oxford University Press, 1995.

- [39] Sara L. Gonzalez y col. «Very high frequency oscillations (VHFO) as a predictor of movement intentions». En: *NeuroImage* 32.1 (2006), págs. 170-179. ISSN: 10538119. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2006.02.041.
- [40] Yeo Wei Hong y col. «Lower Extremity Exoskeleton : Review and Challenges Surrounding the Technology and its Role in Rehabilitation of Lower Limbs». En: *Australian journal of basic and applied sciences* 7.7 (2013), págs. 520-524. ISSN: 1991-8178.
- [41] Hiroaki Kawamoto y Yoshiyuki Sankai. «Power Assist System HAL-3 for Gait Disorder Person». En: Computers helping people with special needs (2002), págs. 196-203. DOI: 10.1007/3-540-45491-8_43. URL: http://link.springer.com/chapter/ 10.1007/3-540-45491-8%5C_43\$%5Cbackslash\$nhttp://link.springer. com/chapter/10.1007/3-540-45491-8%5C_43%5C*\$%5Cbackslash\$nhttp: //link.springer.com/content/pdf/10.1007/3-540-45491-8%5C_43.pdf.
- [42] A Goffer. Gait-locomotor apparatus. US Patent 7,153,242. 2006.
- [43] K A Strausser y col. «Mobile exoskeleton for spinal cord injury: development and testing».
 En: Proceedings of ASME Dynamic Systems and Control Conference and Bath/ASME Symposium on Fluid Power and Motion Control. Vol. 2. 2011, págs. 419-425.
- [44] S Viteckova, P Kutilek y M Jirina. «Wearable lower limb robotics: a review». En: *Biocybernetics and Biomedical Engineering* 33.2 (2013), págs. 96-105.
- [45] D Aoyagi y col. «An assistive robotic device that can synchronize to the pelvic motion during human gait training». En: Proceedings of 9th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. 2005, págs. 565-568.
- [46] D Aoyagi y col. «A robot and control algorithm that can synchronously assist in naturalistic motion during body-weight-supported gait training following neurologic injury». En: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 15.3 (2007), págs. 387-400.
- [47] E Guizzo y H Goldstein. «The rise of the body bots». En: IEEE Spectrum 42.10 (2005), págs. 50-56.
- [48] A B Zoss, H Kazerooni y A Chu. «Biomechanical design of the berkeley lower extremity mechatronics». En: *IEEE Transactions on Mechatronics* 11.2 (2006), págs. 128-138.
- [49] J Ghan, R Steger y H Kazerooni. «Control and system identification for the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)». En: *Advanced Robotics* 20.9 (2006), págs. 989-1014.
- [50] J Morera-Guitart. «Necesidades de atención. Análisis de la demanda.» En: Neurología 15 (2000), págs. 2-15.
- [51] ¿Qué es el ictus?, ¿cuáles son sus causas? URL: http://www.ictussen.org/?q=node/90 (visitado 28-05-2016).
- [52] B De la Casa-Fages y Vela-Desojo. «Enfermedad neurológica en el paciente adulto». En: *Neurorrehabilitación: Métodos específicos de valoración y tratamiento*. Ed. por Collado Vázquez Cano de la Cuerda. Madrid: Panamericana, 2012, págs. 21-32. ISBN: 9788469112106.
- [53] W E Staas y col. «Spinal cord injury and spinal cord injury medicine». En: *Rehabilitation medicine: Principles and practice. Third edition. Philadelphia etc. Lippincott-Raven* (1998), págs. 1259-1291.
- [54] JA García Reneses, M Martínez Moreno y S Moraleda Pérez. Rehabilitación de la lesión medular. Ed. por J L M Mayordomo y F G Pérez. Biblioteca Aula Médica: Libros Princeps. Madrid: Grupo Aula Médica, 2004, págs. 307-18. ISBN: 9788478853762. URL: https: //books.google.com.br/books?id=OuBLAAAACAAJ.

- [55] J F Ditunno y col. «The International Standards Booklet for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury». En: Journal of Orthopsychiatry 32.2 (1994), págs. 70-80. ISSN: 0031-1758. DOI: 10.1038/sc.1994.13. URL: http://www.nature. com/doifinder/10.1038/sc.1994.13.
- [56] F M Maynard y col. «International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury. American Spinal Injury Association.» En: Spinal cord 35.5 (1997), págs. 266-74. ISSN: 1362-4393. DOI: 10.1038/sj.sc.3100432. URL: http://www.ncbi. nlm.nih.gov/pubmed/9160449.
- [57] M Alcobendas Maestro. «Conceptos generales sobre el síndrome de lesión medular». En: Lesión Medular: Enfoque multidisciplinario. Ed. por A Esclarín de Ruz. Buenos Aires; Madrid: Médica Panamericana, 2009, págs. 3-10.
- [58] R C Schneider, G Cherry y H Pantek. «The syndrome of acute central cervical spinal cord injury; with special reference to the mechanisms involved in hyperextension injuries of cervical spine». En: *J Neurosurg* 11.0022-3085 (1954), págs. 546-577. ISSN: 0022-3085. DOI: 10.3171/jns.1954.11.6.0546.
- [59] Organización Mundial de la Salud (2013). Lesiones Medulares. URL: http://www.who. int/mediacentre/factsheets/fs384/es/.
- [60] Eve Blair. Epidemiology of the cerebral palsies. 2010. DOI: 10.1016/j.ocl.2010.06.004.
- [61] Peter Rosenbaum y col. «A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006». En: *Dev Med Child Neurol Suppl* 109.suppl 109 (2007), págs. 8-14.
- [62] Olga Arroyo Riaño y Juan Espinosa Jorge. «Rehabilitación Infantil». En: *Rehabilitación Infantil*. Ed. por SERMEF y col. Madrid: Panamericana, 2012, págs. 137-152.
- [63] JM Rodda, HK Graham y L Carson. «Saggital plane patterns in spastic diplegia». En: J Bone Joint Surg Br 49 (2004), págs. 8-14.
- [64] T F Winters, J R Gage y R Hicks. «Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults Patterns in Spastic and Young Hemiplegia Adults.» En: *The Journal of Bone and Joint Surgery* 69 (1987), págs. 437-441. ISSN: 0021-9355.
- [65] D. Hirtz y col. How common are the common "neurologic disorders? 2007. DOI: 10.1212/ 01.wnl.0000252807.38124.a3.
- [66] Consensus Conference. «Rehabilitation of persons with traumatic brain injury. NIH Consensus Development Panel on Rehabilitation of Persons with Traumatic Brain Injury». En: JAMA 282.10 (1999), págs. 974-983.
- [67] Giuseppe Frazzitta y col. «Rehabilitation in Parkinson's disease: Assessing the outcome using objective metabolic measurements». En: *Movement Disorders* 25.5 (2010), págs. 609-614. ISSN: 08853185. DOI: 10.1002/mds.22871.
- [68] Debraj Mukherjee y Chirag G Patil. «Epidemiology and the global burden of stroke». En: *World neurosurgery* 76.6 (2011), S85-S90.
- [69] Hugh Markus. «Stroke: causes and clinical features». En: Medicine 44.9 (2016), págs. 515-520.
- [70] J C Daviet y col. «Rehabilitación en caso de accidente cerebrovascular. Estudio general y tratamiento». En: *EMC-Kinesiterapia-Medicina Física* 23.4 (2002), págs. 1-26.
- [71] Víctor Gil Chang. Fundamentos de medicina de rehabilitación. Edit. UCR, 2007.
- [72] Nivedita U Jerath y col. «Gender differences in presenting signs and symptoms of acute ischemic stroke: a population-based study». En: *Gender medicine* 8.5 (2011), págs. 312-319.

[73]	Organización Mundial de la Salud. «Discapacidad y salud». En: 1.1 (2016). URL: http:
	//www.who.int/mediacentre/factsheets/fs352/es/.

- [74] C Paixão Teixeira y L D Silva. «Las incapacidades físicas de pacientes con accidente vascular cerebral: acciones de enfermería». En: *Enfermería Global* 15 (2009).
- [75] Saeed Forghany y col. «The effect of stroke on foot kinematics and the functional consequences». En: *Gait & posture* 39.4 (2014), págs. 1051-1056.
- [76] Álvaro Moyano. «El accidente cerebrovascular desde la mirada del rehabilitador». En: Rev Hosp Clín Univ Chile 21 (2010), págs. 348-355.
- [77] Ángel Arias Cuadrado. «Rehabilitación del ACV: evaluación, pronóstico y tratamiento». En: *Galicia Clínica* 70.3 (2009), págs. 25-40.
- [78] Organización Mundial de la Salud. «Atención médica y rehabilitación [Internet]». En: 1.1 (2016). URL: http://www.who.int/disabilities/care/es/.
- [79] R PS Van Peppen y col. «The impact of physical therapy on functional outcomes after stroke: what's the evidence?» En: *Clinical rehabilitation* 18.8 (2004), págs. 833-862.
- [80] Karen J Nolan y col. «Objective assessment of functional ambulation in adults with hemiplegia using ankle foot orthotics after stroke». En: *PM&R* 1.6 (2009), págs. 524-529.
- [81] M Guerra Padilla, F Molina Rueda e IM Alguacil Diego. «Efecto de la ortesis de tobillo pie en el control postural tras el accidente cerebrovascular: revisión sistemática». En: *Neurologia* 29.7 (2014), págs. 423-432.
- [82] Yong-Jun Cha. «Do traditionally recommended cane lengths equally influence walking in patients after stroke?» En: *Disability and health journal* 8.1 (2015), págs. 136-139.
- [83] Zahra Rojhani-Shirazi, Shiva Amirian y Narges Meftahi. «Effects of Ankle Kinesio Taping on Postural Control in Stroke Patients». En: *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases* 24.11 (2015), págs. 2565-2571.
- [84] U Chaudhary, Niels Birbaumer y MR Curado. «Brain-machine interface (BMI) in paralysis». En: Annals of physical and rehabilitation medicine 58.1 (2015), págs. 9-13.
- [85] Ho Shing Lo y Sheng Quan Xie. «Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: state of the art and future prospects». En: *Medical engineering & physics* 34.3 (2012), págs. 261-268.
- [86] Ricardo López y col. «Modelado y control de un exoesqueleto para la rehabilitacion de extremidad inferior con dos grados de libertad». En: *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI* 11.3 (2014), págs. 304-314.
- [87] Eva Swinnen y col. «Robot-assisted walking with the Lokomat: The influence of different levels of guidance force on thorax and pelvis kinematics». En: *Clinical Biomechanics* 30.3 (2015), págs. 254-259.
- [88] Marie-Claire Smith y Cathy M Stinear. «Transcranial magnetic stimulation (TMS) in stroke: Ready for clinical practice?» En: *Journal of Clinical Neuroscience* 31 (2016), págs. 10-14.
- [89] Bryan Ping Ho Chung. «Effect of different combinations of physiotherapy treatment approaches on functional outcomes in stroke patients: A retrospective analysis». En: *Hong Kong Physiotherapy Journal* 32.1 (2014), págs. 21-27.



Anselmo Frizera¹, Francisco Resquín², Juan C. Moreno², Fernando Brunetti³, Jesús Taméz⁴, Rogelio Soto⁵, Eduardo Rocon⁶, Antonio del-Ama⁷

¹Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil.

- ²Grupo de Neuro-Rehabilitación, Consejo Superior de Investigaciones Científicas, España.
- ³Universidad Católica, Paraguay.
- ⁴Ingeniería y Diseño INDI, México.
- ⁵Tecnológico de Monterrey, México.
- ⁶Group of Neural & Cognitive Engineering, CSIC, España.

⁷Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo, España.

En este capítulo se realiza una descripción general de cada exoesqueleto desarrollado o en desarrollo en Iberoamérica, que se va a detallar a lo largo del resto de capítulos, indicando su población objetivo y aplicaciones. A excepción de un exoesqueleto que está orientado al miembro superior, el resto de exoesqueletos están orientados a los miembros inferiores.

3.1 ALLOR

Se espera que la población mundial con edad superior a los 50 años se duplique, en porcentaje, entre los años de 2000 y 2050, pasando del 11 % (~ 605 millones) a los 2222 % (~ 2 mil millones)¹. Con este incremento, se estima además un crecimiento importante en el colectivo de personas mayores de 80 años, cuadruplicando en número (de aproximadamente 100 a 395 millones de personas) en el mismo intervalo de tiempo. Muchas de las personas pertenecientes a este grupo y determinados grupos de pacientes sufren de distintas limitaciones relacionadas con la movilidad y, en este contexto, los dispositivos de ayuda cumplen un papel crucial en sus vidas, impactando positivamente sobre su independencia y en la ejecución de tareas de la vida diaria. En Europa, existen 3,2 millones de usuarios de sillas de ruedas y 40 millones de personas que no se pueden

¹World Health Organization, 2014, Facts about ageing, http://www.who.int/ageing/about/facts/en/



Figura 3.1: Exoesqueleto ALLOR.

desplazar sin un dispositivo de ayuda².

La rehabilitación motora y la asistencia a la movilidad son también importantes en pacientes post-ACV y en personas recuperándose de lesiones medulares incompletas. Cada año, cerca de 16 millones de personas sufren un ACV por primera vez de las cuales casi 5 millones padecen diferentes grados de disfunción motora, lo cual afecta su capacidad de realizar tareas cotidianas [1]. Los accidentes son la causa más común de lesiones medulares, de las cuales casi 51% son incompletas. En estos casos, no siempre hay pérdida total de las funciones sensomotoras en los miembros inferiores, no obstante, estos individuos necesitan de rehabilitación y, posteriormente, de asistencia para recuperar las capacidades de locomoción.

En este contexto, el exoesqueleto ALLOR (*Advanced Lower-Limb Orthosis for Rehabilitation*) ha sido desarrollado en el Laboratorio de Automatización Inteligente de la Universidad Federal de Espirito Santo (UFES) Brasil, Fig. 3.1. El dispositivo está basado en el exoesqueleto Exo-H2 de Technaid S.L., España, de forma que pueda ser utilizado para la rehabilitación motora de la articulación de la rodilla en paciente post-ACV.

El exoesqueleto ALLOR cuenta con una articulación activa en la rodilla y dos articulaciones pasivas: una en la cadera y otra en el tobillo. De esta manera, tres grados de libertad permiten la conexión del pie, pierna, muslo y cadera. El dispositivo cuenta, además, con sensores de fuerza capaces de medir el par en los movimientos de flexión y extensión de la rodilla y un potenciómetro de precisión para determinar el grado de flexión en las dos extremidades de la pierna del usuario que puede variar, por cuestiones de seguridad, entre 0° y 90°. Un motor de corriente continua a la altura de la rodilla está acoplado a un *harmonic driver* proporcionando torques elevados con pequeñas dimensiones.

El sistema posee un *driver* de corriente que puede ser operado en diferentes modos, incluyendo lazos internos de control de velocidad que, por medio de un controlador PID, permite el comando directo a través de una señal de tensión. El sistema es comandado por un PC industrial (PC-104) ejecutando *SIMULINK Real-Time* que es un software que asegura la adquisición a tiempo real de las señales de los sensores y la ejecución de las estrategias de interacción según las terapias o tareas de rehabilitación previamente establecidas por un fisioterapeuta.

3.2 CPWalker - Plataforma robótica para la rehabilitación y el entrenamiento de la marcha en pacientes con Parálisis Cerebral

La Parálisis Cerebral (PC) es un trastorno permanente de la postura y el movimiento, debido a una lesión no progresiva en el cerebro antes de que su desarrollo y crecimiento sean completos.

²European Design for all e-accessability network, 2015, http://www.education.edean.org/

3.2 CPWalker - Plataforma robótica para la rehabilitación y el entrenamiento de la marcha en pacientes con Parálisis Cerebral 47

Con el fin de promover, mantener y rehabilitar la capacidad funcional de esos niños es necesario crear nuevas estrategias que disminuyan la asistencia y la dedicación requerida, así como el coste económico que esta condición supone para el paciente, los cuidadores y la sociedad.

Uno de los mayores problemas de la PC infantil es la presencia de desórdenes de movilidad, caracterizados por una velocidad de marcha reducida, acusada resistencia y corta longitud de paso [2]. En las últimas décadas, estrategias robóticas para la rehabilitación de la marcha en PC han ido complementando a las terapias convencionales, demostrando mejoras en la velocidad de desplazamiento y resistencia de estos pacientes [3, 4, 5]. Sin embargo, los dispositivos actuales así como las estrategias de control deben ser mejorados con el fin de conseguir una rehabilitación más completa y desafiante para el paciente.

En este contexto se ha desarrollado la plataforma robótica CPWalker (Figura 3.2), que es un novedoso prototipo robótico que permite implementar nuevas terapias rehabilitación de la marcha para niños con Parálisis Cerebral (PC) y otros desórdenes motores similares. El sistema está construido sobre el dispositivo NFWalker[®] de la compañía Made For Movement. El dispositivo está formado por dos partes principales: un andador inteligente y un exoesqueleto con 6 grados de libertad. Con ello se consigue que CPWalker sea un entrenador robótico de la marcha que proporciona terapias adaptadas según el nivel funcional del paciente, en las que aporta soporte parcial de peso del usuario al mismo tiempo que realiza un movimiento guiado de las articulaciones con desplazamiento en entornos reales.

CPWalker es un robot de rehabilitación modular, ya que en las terapias implementadas es posible seleccionar de forma individualizada la articulación que va a ser actuada, así como el tipo de control exigido por esa articulación. De este modo, las estrategias de control según la necesidad del paciente pueden ser definidas de acuerdo a distintos niveles de dificultad en cada una de las articulaciones del exoesqueleto.

La interacción entre el paciente y la plataforma robótica se realiza a través de una interfaz multimodal Humano-Robot (MHRI, en nomenclatura anglosajona) compuesta de: (1) una unidad de análisis electroencefalográfico (EEG), (2) una unidad inercial (IMU), (3) un sistema electromiográfico (EMG) inalámbrico, y (4) sensores de fuerza. La razón para la integración de esta interfaz multimodal es integrar el sistema nervioso periférico (SNP) y el sistema nervioso central (SNC) en la estrategia de rehabilitación. La integración del MHRI permite, junto a la implementación de programas de rehabilitación específicos, integrar la planificación voluntaria del usuario en la terapia, promoviendo la reorganización cerebral y, por tanto, integrando el SNC en la terapia.

El cambio que CPWalker introduce en la robótica de rehabilitación está centrado en cuatro pilares principales: i) opción de desplazamiento libre (no restringido a cinta rodante) sobre el entorno de rehabilitación; ii) implementación de estrategias de .ªsistencia según necesidad.^{en} subtareas específicas de la marcha; iii) mejora del control postural de cabeza y tronco durante la rehabilitación; y iv) inclusión del SNC dentro de las terapias.

CPWalker es un dispositivo que presenta ejercicios más desafiantes para el paciente, consiguiendo de este modo una recuperación más completa. En definitiva, se espera que está plataforma acelere el progreso rehabilitador y aumente la implicación del paciente a través de escenarios más motivadores y complementarios al tratamiento tradicional.



Figura 3.2: Prototipo robótico CPWalker.

3.3 Exoesqueleto BioMot

Los exoesqueletos ambulatorios son transportados por el usuario para aumentar o mejorar la función de partes del cuerpo. El proyecto de investigación Europeo BioMot aborda el objetivo ICT en Robótica Cognitiva y e Interacción Simbiótica planteado en programa de trabajo 2013 del programa Europeo en Cognitive Robotics en FP7. El objetivo final consiste en mejorar la transparencia en la interacción entre el usuario de un exoesqueleto y sus lazos de control sensorimotores durante la marcha. Para ello se exploran escenarios con usuarios sanos y patológicos. En ambos casos el objetivo consiste en asistir la marcha con una estrategia que combina nuevos actuadores robóticos flexibles, medida de la actividad bioeléctrica y técnicas de control basadas en inteligencia artificial. Para conseguir el objetivo, se integran por una parte sistemas biomecánicos computacionales y técnicas de procesamiento de señales bioeléctricas en nuevos exoesqueletos robóticos. BioMot integra la emulación de principios de control neuronal, mecanismos de adaptabilidad y una arquitectura cognitiva generalizada.



Figura 3.3: Marco generalizado de control para exoesqueletos activos de miembro inferior.

Las características que integra el concepto propuesto en BioMot para establecer una interacción simbiótica humano-robot son las siguientes:

- Se proponen sistemas de actuación con mecanismos de rigidez variable de configuración serie. El exoesqueleto de marcha ambulante integra seis grados de libertad controlados con actuadores MACCEPA (Mechanically Adjustable Compliance and Controllable Equilibrium Position Actuator).
- Incorpora un modelo neuromusculoesquéletico computacional desarrollado en OpenSim para análisis en tiempo real de la actividad (e interacción) humana durante el uso del exoesqueleto robótico.
- La técnica de control bioinspirada llamada adaptabilidad tácita aporta una gestión de la evolución de la interacción adaptada a la capacidad de generación del movimiento del usuario.
- BioMot investiga métodos de detección de actividad cerebral relacionada con la atención en la tarea motora y la posible de exoesqueletos terapéuticos para entrenamiento de la marcha.
- BioMot investiga soluciones robustas y prácticas para detección de eventos de la marcha humana, necesarios tanto para valoración como control de la tarea. Para este fin, se emplea tecnología de medida inercial del movimiento y se proponen algoritmos adaptativos de detección de eventos.

3.3.1 Descripción general

El exoesqueleto robótico BioMot incluye a) sistemas de actuación, b) sistema sensorial y c) sistema jerárquico de control seis grados de libertad (GdL) activos para movilizar las articulaciones de los tobillos, rodillas y caderas de los miembros inferiores. En cuanto al sistema de actuación, BioMot incluye un nuevo actuador compliant, eficiente y compacto, que consiste de un MACCE-PA (Mechanically Adjustable Compliance and Controllable Equilibrium Position Actuator) de accionamiento por husillo (spindle-driven), que puede ser aumentado por un muelle controlado activamente en paralelo. Estos actuadores tienen como objetivo hacer frente a retos que enfrentan los exoesqueletos activos como seguridad, conservación de energía, elasticidad y al mismo tiempo, potencia y robustez suficiente para cumplir con los requisitos de la marcha humana.

El sistema sensorial del robot comprende los siguientes tipos de sensores para:

- Control de bajo nivel de actuadores: Sensores magnéticos y ópticos en cada actuador para medida de brazo de palanca del actuador y estimación de ángulo articular biológico.
- Detección de estados e interacción con el entorno: Sistemas de detección de eventos y análisis cinemático a partir de sensores inerciales en los actuadores de tobillo y sensores de contacto plantar entre el zapato del usuario y la plantilla del exoesqueleto.
- Detección de actividad y rendimiento del usuario: Modelo biomecánico computacional específico del sujeto alimentado por señales electromiográficas captadas mediante electrodos EMG que captan la actividad muscular de los principales músculos que contribuyen al movimiento de los 6 GdL. Sistema de análisis de actividad eléctrica cerebral durante la ejecución de la tarea mediante electrodos electroencefalográficos.

El sistema de control jerárquico está comprendido por la implementación hardware y software. El objetivo de este sistema es unir el modelo biomecánico computacional con las estructuras de actuación y sensores de BioMot. Para ello se establece un marco y arquitectura para integración de las diferentes interfaces y dispositivos en la estructura BioMot. Para ello se adopta un software middleware para proveer de servicios a las múltiples aplicaciones software que se ejecutan en paralelo. La solución adoptada considera como middleware centralizado el Robot Operating System (ROS) y la arquitectura hardware se implementa sobre un sistema BeagleBone Black (BBB) con Ubuntu. El middleware centralizado se comunica con diferentes dispositivos para leer señales, generar comandos de control y almacenar datos. En concreto, mediante ROS la BBB establece interfaces según la necesidad con i) hardware de control del exoesqueleto, ii) sistema de electroencefalografía, iii) sistema de procesamiento de sensores inerciales, iv) sistema computacional de análisis biomecánico.

3.3.2 Personas a las que va dirigido

El escenario principal contemplado en BioMot es la rehabilitación de la marcha humana en lesionados medulares incompletos. Se contempla un escenario secundario en el que se verifica la viabilidad de dar soporte a la marcha en humanos sanos, como base de referencia para demostrar los efectos que un exoesqueleto puede tener sobre la locomoción humana. En el caso de la población patológica, el exoesqueleto BioMot se dirige a pacientes con lesión motora incompleta, que puedan potencialmente recuperar la capacidad de la marcha en alguna medida. El control voluntario de los miembros inferiores está afectado por la lesión en un amplio rango. Los criterios de inclusión específicos están definidos por los siguientes requisitos funcionales:

- Se pueden considerar pacientes con cualquier nivel de lesión cuyo escala ASIA es C o D con pronóstico de recuperación funcional de marcha.
- Pacientes que están iniciando las fases tempranas de la rehabilitación de la marcha. Estos
 pacientes son o bien muy afectados o sin funcionalidad preservada, y pueden beneficiarse del
 entrenamiento ofrecido por BioMot.
- El sistema BioMot ofrecerá entrenamiento en estos pacientes en conjunto con las intervenciones rehabilitadoras habituales.
- Estatura: 1.50 a 1.80m. Peso: hasta 80 Kg.
- Los pacientes deberán llevar a cabo ejercicios de bipedestación de mínimo 30 minutos al menos con tres meses de antelación a la participación en experimentos de entrenamiento con el exoesqueleto.
- Rango normal de movimiento en articulaciones de miembros inferiores y superiores.
- Equilibrio suficiente para mantener la bipedestación sin asistencia.
- Fuerza muscular en miembros superiores suficiente para gestionar un andador y realizar transferencias desde una silla de ruedas a una silla.

3.3.3 Aplicación

BioMot implementa dos tipos de intervenciones: a) asistencia bajo demanda informada por modelo biomecánico específico del paciente y b) asistencia con adaptabilidad tácita en función del nivel de atención del usuario en la tarea. La primera tiene como objetivo aportar energía con el sistema robótico, de forma sincronizada con el usuario, teniendo en cuenta la contribución muscular voluntaria del usuario al movimiento. El modelo computacional estima el momento articular producido por la acción muscular e informa al control para adaptar el nivel de asistencia aportada por los actuadores. La segunda intervención tiene como finalidad adaptar de forma automática con un algoritmo de adaptabilidad tácita la actuación robótica en función del nivel de atención (detectado mediante EEG) del usuario en la tarea.

3.4 Exoesqueleto robótico híbrido de miembro inferior KINESIS

La combinación de las tecnologías de exoesqueletos y electroestimulación muscular funcional (FES, sigla en inglés), constituye una aproximación en la que es posible combinar las ventajas y mitigar las limitaciones actuales de ambas técnicas de generación de movimiento humano. Los exoesqueletos híbridos se fundamentan en la utilización de FES muscular (periférico o invasivo) para generar el movimiento, utilizando un exoesqueleto para corregir o compensar las trayectorias generadas por la FES y a su vez minimizar la aparición (o efectos negativos) de la fatiga muscular. Dado que el principal inconveniente de la FES es el control de la trayectoria articular, algunos investigadores han combinado las ortesis reciprocadoras con la FES como fuente generadora de movimiento. Sin embargo, la literatura muestra que la inclusión de la FES en las ortesis reciprocadoras de marchaúnicamente proporciona pequeñas mejoras en términos de coste metabólico y velocidad de la marcha, con lo que no constituyen una alternativa eficiente para la compensación de la marcha humana patológica.

En este capítulo se presenta el diseño y desarrollo de un exoesqueleto híbrido para el miembro inferior, así como una estrategia de control cooperativa como base de un sistema para entrenamiento de la marcha en lesionados medulares.

3.4.1 Población objetivo

Para la definición de las características específicas de la población objetivo, se ha procedido a conformar un panel de expertos clínicos, pertenecientes a la plantilla del Hospital Nacional de Parapléjicos de Toledo (SESCAM). La composición de dicho panel incluyó a Médicos especialistas en Rehabilitación, Fisioterapeutas y Terapeutas Ocupacionales. El trabajo del panel de expertos clínicos consistió en la definición de la población objetivo. Como resultado del análisis realizado por el panel de expertos, se estableció que la población objetivo estará compuesta por sujetos cuyo nivel de lesión medular esté caracterizado por permitir una musculatura flexora de cadera al menos 3 sobre 5 según la escala de Daniels. Siguiendo la clasificación de los síndromes de lesión medular, la población objetivo estaría constituida por sujetos con lesión de cono medular o cauda equina. El motivo principal para la selección de este grupo de lesionados medulares es doble: por un lado reducir el número de articulaciones a compensar de manera activa para simplificar la solución y prueba de concepto. Por otra parte, los usuarios con este nivel de lesión mantienen intacta la musculatura abdominal, lo que proporciona un buen control de tronco y escasas dificultades en el mantenimiento del equilibrio. Por tanto, las articulaciones a compensar desde el punto de vista clínico serían el tobillo y la rodilla. Sin embargo, se ha de tener en cuenta que en las lesiones bajas también se encuentra afectada la musculatura estabilizadora y extensora de la cadera, formada por los músculos glúteo medio y glúteo mayor.

3.4.2 Necesidades de usuarios

Uno de los requisitos planteados por el panel de expertos clínicos es que el dispositivo sea concebido con una doble perspectiva: de compensación funcional y de rehabilitación de la marcha. La vertiente de compensación funcional trata desarrollar un sistema que mejore la función de marcha, comportándose como una ayuda técnica que mejore las prestaciones de los dispositivos ortésicos utilizados actualmente para realizar la marcha en sujetos que ya tengan un cierto hábito de marcha con ayudas técnicas. El objetivo de realizar esta compensación es mejorar la funcionalidad y disminuir la fatiga respecto a las ayudas técnicas convencionales. Por otra parte, la vertiente de rehabilitación de la marcha tiene como objetivo complementar al abanico de intervenciones clínicas realizadas con el objetivo de reeducar la marcha en las fases iniciales de la lesión. Como criterios específicos (más allá de los generales a cualquier tipo de ayuda técnica), se consideran las siguientes características que, desde el punto de vista del usuario, debe cumplir una neuroprótesis para los miembros inferiores:

- La estética del sistema debe ser adecuada.
- Debe ser fácil de vestir/desvestir en menos de 5 minutos sin ayuda mientras se está sentado en una silla.
- La operación ha de ser intuitiva y sencilla.
- Debe proveer la capacidad de sentarse y levantarse con un mínimo esfuerzo.
- Debe proveer soporte postural sin necesidad de energía o estimulación muscular.
- Debe tener la capacidad de subir y bajar escalones.
- Soportar su propio peso.
- La autonomía deberá ser de hasta una hora de marcha continua.
- Debe tener buenas características de seguridad frente al fallo de alimentación.
- La marcha con este dispositivo debe requerir menos del 50% de la máxima capacidad aeróbica del individuo.
- Los componentes mecánicos de la ortesis complementarán los movimientos realizados mediante la estimulación eléctrica funcional.
- La estimulación eléctrica funcional se minimizará y se ajustará automáticamente la estimulación.
- El sistema ortésico y la estimulación eléctrica funcional se combinan mutuamente.

Además de la recopilación de las preferencias de usuario, el panel de expertos clínicos también involucró a los usuarios en la proposición y definición de los requerimientos iniciales del sistema. Se realizó una recopilación de la opinión de un grupo representativo de pacientes del centro, que fueran potenciales usuarios finales. En dicho análisis se ponderó la información correspondiente a las opiniones y necesidades desde el punto de vista del usuario, y se analizaron las prestaciones que desde un punto de vista clínico se han de cumplir con el dispositivo. Tras la valoración de la información recopilada de los potenciales usuarios finales del exoesqueleto híbrido, junto con la información existente en la literatura, el panel de expertos identificó los siguientes requisitos de usuario:

- Proporcionará una marcha funcional.
- Minimizará la sensación de fatiga.
- No perjudicará la espasticidad.
- Debe proporcionar una mejora en las puntuaciones de las escalas de independencia Hoffer, Sagunto y FIM-L.
- Debe permitir levantarse y sentarse con el mínimo esfuerzo.
- Debe permitir mantener la postura erguida con el mínimo esfuerzo.
- La operación del sistema debe ser fácil e intuitiva.
- El sistema debe soportar su propio peso.
- La estética del sistema será adecuada.

3.4 Exoesqueleto robótico híbrido de miembro inferior KINESIS

Deberá ser fácil de vestir y desvestir.

3.4.3 Descripción general del exoesqueleto

El sistema KINESIS ha sido concebido como un exoesqueleto con actuación activa en la articulación de la rodilla, y pasiva elástica en la articulación del tobillo. A partir de datos sobre la biomecánica de la marcha se calcularon los requerimientos de par y potencia para ambas articulaciones, lo que permitió seleccionar las tecnologías de actuación, drivers y fuentes de potencia, teniendo en cuenta la capacidad de actuación híbrida de la plataforma. En el proceso de diseño de la plataforma se incorporaron requisitos de compatibilidad cinemática entre el usuario y el exoesqueleto. Se realizó un diseño y simulación mediante elementos finitos de las partes críticas del exoesqueleto (Figura 3.4).



Figura 3.4: Exoesqueleto robótico KINESIS.

La sensorización del exoesqueleto consta de sensores de contacto plantar en el talón y la punta del pié, un sensor de la fuerza de interacción entre el usuario y el exoesqueleto, potenciómetros para monitorizar el ángulo de la rodilla, interruptores de usuario y tres sensores inerciales, desarrollados en el marco del proyecto, para la monitorización del ángulo de cadera y la inclinación del tronco.

La arquitectura de control se ha desarrollado mediante la librería XPCTarget, mediante la cual se realiza la compilación del software de control realizado en el entorno de Matlab/Simulink, y su volcado a un ordenador. Éste está basado en el estándar para ordenadores embebidos PC-104, en el que la arquitectura de la placa base se realiza mediante el apilamiento de módulos interconectados entre sí mediante un bus de datos ISA. El módulo de adquisición de datos y conversión A/D se realiza a través de una tarjeta Diamond DMM 32X-AT. Esta configuración asegura la ejecución en tiempo real del algoritmo de control.

El controlador del exoesqueleto se ha realizado sobre la base de un controlador de bajo nivel para controlar la impedancia del exoesqueleto durante la marcha. Como consecuencia de la no linealidad que representa el control de la rigidez de los estados de balanceo y apoyo de la marcha, este controlador ha requerido la implementación de una estrategia adaptativa que permita el ajuste en tiempo real de las constantes del controlador en función de la rigidez deseada. Sobre este controlador adaptativo se ha desarrollado una máquina de estados finitos que controla la generación de marcha, incluyendo las acciones de levantar, bipedestación y sentar.

En la Figura 3.5 se muestra el concepto de arquitectura de control. El diseño de los estados y transiciones se ha realizado a partir del análisis del ciclo de marcha. La marcha es una secuencia cíclica de acontecimientos o estados, en los que la configuración del controlador de admitancia y la referencia articular cambian en función del estado en el que se encuentra el sujeto. Los dos estados principales de la marcha son la fase de apoyo y la fase de balanceo, determinados por la interacción de la pierna con el suelo. Ambas fases pueden ser delimitadas por los instantes en los



Figura 3.5: Arquitectura de control desarrollada.

que el pié contacta o se separa del suelo, para lo que se utiliza la información suministrada por los interruptores plantares. La rigidez del exoesqueleto se ajusta en tiempo real en función de la fase de la marcha, siendo baja durante la fase de balanceo, con el objetivo de aprovechar el movimiento generado por la EEF, mientras que durante la fase de apoyo la rigidez toma el valor de la obtenida en una articulación sana durante esta fase de la marcha, con el objetivo de evitar el colapso de la articulación en el caso de aparición de fatiga muscular. El control híbrido de la estimulación y del controlador del exoesqueleto se ha implementado a partir de la identificación de los estados de la marcha por la máquina de estados. A cada estado identificado le corresponde un determinado patrón articular y de estimulación, que es modulado entre pasos de marcha a partir de la estimación de la fatiga muscular.

3.5 Brain2Motion

El ictus constituye la principal causa de discapacidad motora en personas adultas alrededor del mundo [6]. Usualmente, las personas que han sufrido un ictus presentan dificultades para controlar los movimientos voluntarios, siendo las tareas de alcance y agarre dos de las más afectadas [7]. Esta discapacidad motora tiene un impacto negativo y directo en la calidad de los afectados, ya que dificulta la ejecución de la mayoría de las actividades cotidianas. Analizando resultados de rehabilitación de las terapias convencionales, se ha reportado que únicamente el 5 - 20% de las personas con ictus recuperan sus de las capacidades funcionales del miembro superior [8]. Debido a las mencionadas evidencias existe una clara necesidad de nuevas técnicas y métodos de rehabilitación que ayuden a mejorar las capacidades motoras de las personas afectadas.

Esta globalmente aceptado que las terapias de rehabilitación deben enfocarse en la ejecución de tareas específicas, repetitivas y a una alta intensidad para promover la recuperación motora posterior al ictus [8]. Bajo este enfoque, trabajos presentados en la literatura han demostrado los beneficios del uso de estimulación eléctrica funcional (EEF) para recuperar las capacidades motoras de los movimientos de alcance y agarre [9]. Esta técnica consiste en el uso de pulsos eléctricos de baja potencia para generar contracciones musculares y por lo tanto movimiento. Sin embargo, debido al reclutamiento no natural de las unidades motoras, el uso de EEF presenta algunas limitaciones. Las más importantes son: la respuesta variante en el tiempo del sistema musculo-esquelético y la capacidad limitada de generar fuerzas efectivas en las articulaciones del brazo [9].

De forma alternativa, el uso combinado de robots con EEF, llamado sistemas robóticos híbridos, representa una solución interesante para abordar las limitaciones individuales de cada tecnología. La principal idea del enfoque híbrido es la combinar las ventajas individuales y así potenciar los efectos de rehabilitación de cada sistema en particular.

En los últimos años diferentes sistemas robóticos han propuestos en la literatura para la rehabilitación de los movimientos de alcance, sin embargo, sólo unos poco fueron combinados con

EEF y probados con pacientes con ictus. Entre estos, los dispositivos robóticos del tipo efector final combinados con EEF fueron los más difundidos [10, 11, 12]. Estos sistemas se centraron en entrenar el movimiento de extensión del codo (1 grado de libertad –GDL-) delimitado en el plano horizontal. En todos los casos, los dispositivos robóticos soportan el peso del brazo contra la gravedad y limitan el movimiento del antebrazo, mientras que la EEF asiste la ejecución del movimiento de alcance. La principal ventaja de estos sistemas es la simplicidad de la tarea, lo que facilita el desarrollo del sistema. Sin embargo, el beneficio de la terapia híbrida se ve limitada debido a la restricción de movimiento impuesta en estos escenarios.

Con el objetivo de aprovechar las ventajas de la tecnología robótica híbrida y maximizar sus potenciales beneficios, es necesario ejercitar movimientos funcionales del brazo involucrando dos o más grados de libertad. Siguiendo este enfoque, Meadmore et al. propusieron el uso de un exoesqueleto pasivo combinado con EEF para entrenar movimientos de alcance en un espacio 3D sin restricciones [13]. De la misma forma que los casos anteriores, el exoesqueleto soporta el peso del brazo y delimita el espacio de trabajo, mientras que la EEF asiste la ejecución de la tarea. Comparando los resultados obtenidos en los diferentes estudios, se destaca que los sistemas robóticos híbridos centrados en movimientos funcionales y sin restricciones representan sistemas más adecuados para promover la recuperación motora del movimiento de alcance posterior al ictus. No obstante, estos sistemas robóticos híbridos requieren del diseño e implementación de controladores basados en EEF robustos, capaces de lidiar con los problemas comunes surgidos debido al reclutamiento no natural de las unidades motoras y que puedan ser calibrados en corto tiempo para su uso en entornos clínicos.

En los siguientes capítulos se presenta el sistema robótico híbrido de miembro superior utilizado en el marco del proyecto Brain2Motion. Este sistema robótico híbrido combina la actuación mecánica (pasiva) de un exoesqueleto en conjunto con EEF para entrenar y mejorar los movimientos de alcance en pacientes con ictus.

3.6 Exoesqueleto robótico miembros inferiores CHIEF

El desarrollo del exoesqueleto robótico para miembros inferiores denominado CHIEF, surge de la motivación de participar en la primera edición de la competencia Cybathlon 2016, propuesta por la ETH Zurich, la cual consistía en un campeonato para atletas con discapacidad utilizando tecnología en diversas disciplinas, e.g. carrera con exoesqueletos activos.

El dispositivo tiene como objetivo principal permitir que personas con paraplejía (movilidad nula de la cintura para abajo) desempeñen las funciones de: (i) sentar y parar al piloto, (ii) subir y bajar escaleras, (iii) caminar y navegar a través de obstáculos; que son algunas de las pruebas presentadas en la competencia.

El desarrollo completo se llevó a cabo en un periodo de 9 meses, iniciando en el mes de enero de 2016. Las actividades principales de este desarrollo incluyeron la selección de actuadores, diseño mecánico, manufactura de piezas, ensamblaje, diseño electrónico, diseño de estrategias de control, integración de electrónica de control y potencia, integración de sensores y sistemas de seguridad, y pruebas de funcionalidad con un paciente de lesión medular en el Centro Médico Zambrano Hellion (Figura 3.6). Estas pruebas iniciales fueron llevadas a cabo con asistencia de una grúa para soporte parcial o total del peso del sujeto. Se utilizó equipo de protección para evitar daños en caso de caídas. Algunas de las pruebas se realizaron con activación del exoesqueleto por un tercero, permitiendo que el sujeto utilizara barandales horizontales como apoyo, en lugar de las muletas. La prueba incluyó caminar hacia el frente, voltear 180° y caminar una vez más; esta prueba se realizaba con variaciones de entre 4 y 6 caminatas de 5 [m] cada una, dependiendo de la resistencia del sujeto.

En concreto, CHIEF se compone y describe por tres sistemas principales: (i) estructura mecánica y actuadores, (ii) electrónica de potencia, control retroalimentado y sensores, y (iii) esquemas de



Figura 3.6: CHIEF siendo utilizado por Roberto Cuevas; sujeto de pruebas y piloto en el Centro Médico Zambrano Hellion.

comunicación y operación del dispositivo. Cada sistema fue desarrollado de forma independiente para su integración posterior. Los tres sistemas, anteriormente mencionados son alimentados por una batería central y activados por un control remoto incluido en dos muletas de apoyo que el piloto utiliza para apoyar en el balance durante el uso del exoesqueleto.

La principal motivación para desarrollar esta tecnología fue la de asegurar la accesibilidad de estos dispositivos de apoyo diario para personas con afectaciones de movilidad crónicas, por lo que el enfoque a seguir fue el de integrar componentes de bajo costo que proporcionaran la funcionalidad esperada.

3.7 Neuroprótesis para control de la flexo-extensión del tobillo

El pie equino, pie caído o caída plantar (en inglés drop foot) es la incapacidad de levantar el pie y los dedos del mismo durante la marcha. Esta neuropatía conlleva a una disfunción parcial o total de la flexo-extensión del tobillo, causando que la persona arrastre el pie al caminar [14] y está asociada a la disfunción del nervio peroneo, ubicado en la parte posterior de la pierna a la altura de la rodilla (ver Figura 3.7).



Figura 3.7: Ubicación del nervío peroneo.

La causa del pie caído de origen neurológico central. Se dice que tiene origen neurológico central cuando los daños o disfunciones que causa la patología se producen en el sistema nervioso central.

Entre las causas del pie caído podemos encontrar a los accidentes cerebrovasculares, parálisis cerebral, esclerósis múltiple, lesión en la médula espinal, u otra condición menos conocida como la paraparesia familiar espástica [15]; desórdenes de las neuronas motoras, como la poliomelitis, algunas formas de atrofia muscular espinal y esclerósis lateral amiotrófica; hasta pudiendo ser por desórdenes en los nervios periféricos como la enfermedad de Charcot-Marie-Tooth. La causa también puede ser debido a una lesión local que involucre una neuropatía peronea en el cuello del peroné, enfermedades del asta anterior de la médula, lesión de las raíces nerviosas, como en la estenosis espinal; plexopatía lumbosacra, radiculopatía lumbar (L5) y neuropatía ciática parcial; o también se puede deber a desórdenes musculares, como distrofia muscular o miositis [16].

El pie caído afecta principalmente a la marcha, debido a la pérdida del control de la flexoextensión del tobillo. Existen varios tratamientos para el pie caído, entre ellos los tradicionales basados en fisioterapia. También puede ser tratado de forma quirúrgica. Un tercera opción es la electroestimulación, la cual trata de compensar los efectos de la patología durante la marcha.

La neuroprótesis para pie caído son quizás las neuroprótesis motoras más comunes a día de hoy. Se entiende por neuroprótesis a un dispositivo que suple una función de origen neurológico, generalmente mediante la actuación eléctrica sobre tejido neuronal, nervios o muscular.

Las neuroprótesis de pie caído estimular el nervio peroneo a fin de controlar la flexo-extensión del tobillo. Generalmente actúan en lazo cerrado, detectando el ciclo de la marcha para actuar de manera oportuna. La electroestimulación se realiza por lo general de manera superficial con unos pequeños electrodo ubicados estratégicamente en el miembro afectado.

Existen numerosos dispositivos comerciales a día de hoy. Entre ellos podemos citar el NESS L300 de la empresa Bioness, el WalkAide de Innovative Neurotronics, y el ActiGait de Otto Bock, y el ODFS® PACE de Odstock Medical Limited, entre los más populares. En la figura 3.8 se muestran los dispositivos mencionados.



Figura 3.8: Modelos comerciales comunes de neuropótesis para compensación de pie caído.

El NESS L300 es un sistema que cuenta con tres módulos funcionales claramente identificables e interconectados entre sí de forma inalámbrica. Ellos son: la unidad de control, el electroestimulador, y un sensor para la detección de las fases de la marcha, el cual consiste en un interruptor plano que se coloca en la planta del pie. La configuración del sistema se hace en el mismo controlador (temporización e intensidad de corriente de electroestimulación entre otros).

El WalkAide es uno de los dispositivos más populares. A diferencia del NESS L300, es un dispositivo único, el cual integra en el mismo módulo el electroestimulador, la unidad de control y el elemento sensor. Al igual que el NESS L300, trabaja en lazo cerrado, y el sensor utilizado para detectar la marcha utilizado es un acelerómetro. De esta forma, el WalkAide se basa en información cinemática del miembro para detección de los eventos de la marcha que determina el momento de la electroestimulación. De esta forma se evita la utilización de un elemento sensor en la planta del pie. El WalkAide además de incluir un software de configuración, incluye modos de funcionamiento para la compensación de la marcha, rutinas de terapia de entrenamiento, modo de montaje que ayudan al posicionamiento óptimo de los electrodos, y un modo interactivo de aprendizaje y configuración para el ajuste de los parámetros de activación de la electroestimulación. La unidad de control tiene un algoritmo que va aprendiendo los patrones de la marcha del usuario a fin de optimizar los patrones de electroestimulación.

El ODFS[®] Pace es un estimulador diseñado para corregir la caída plantar. Dispone de un sólo canal que provee estimulación eléctrica al nervio peroneo común y punto motor del músculo tibial anterior. La estimulación, sincronizada con el ciclo de la marcha detectado mediante un interruptor colocado en la planta del pie, causa la dorsiflexión del tobillo [26]. A diferencia del NESS L300, los electrodos y el sensor en el pie están unidos al estimulador mediante cables [41]. El estimulador, que puede ser guardado en el bolsillo o usado en el cinto, posee unas dimensiones de 9,5 x 6 x 2,5 cm y es alimentado por una batería PP3 de 9 V.

Las patrones de estimulación pueden ser configurados y ajustados según necesidad del paciente. Mientras que el clínico puede elegir cualquier combinación de estos parámetros. No obstante, la configuración por defecto, puede ser utilizada para la mayoría de las aplicaciones, sólo teniendo que realizar un poco de sintonización para cada usuario. El ODFS también está diseñado para usos más genéricos de rehabilitación. Por ejemplo, un modo de ejercicio provee estimulación cíclica para acondicionar los músculos antes de caminar, como ocurre con el WalkAide, o para estiramiento de otro grupo de músculos. El ODFS tiene la posibilidad de almacenar los datos, permitiendo monitorizar el progreso del paciente [44].

Los tres modelos hasta ahora descritos utilizan electrodos superficiales, no implantables, y son portátiles, alimentándose con baterías recargables. A diferencia de los anteriores, el ActiGait utiliza electrodos implantables. Esta NP es desarrollada por Otto Bock, por una de las compañías más importantes del mundo en lo que se refiere a prótesis y ayudas técnicas para la movilidad. El sistema consiste de una unidad de control externa, una antena externa, un estimulador receptor implantado, un electrodo implantado y un interruptor que se coloca en la planta pie (foot switch). El estimulador implantado tiene un set de 4 electrodos que se monta de manera quirúrgica en el nervio peroneo común.

El ActiGait, en este sentido, se muestra como una alternativa a los demás dispositivos ya que gracias a la utilización de electrodos implantados, se evitan problemas clásicos de la electroestimulación superficial como irritación de la piel y los cosquilleos propios de la electroestimulación entre otros. Además se logra una mejor selectividad en la estimulación. La selectividad se refiere en el campos de la electroestimulación a la capacidad de estimular/contar únicamente el tejido nerviosos deseados sin afectar a los periféricos. En la electrostimulación superficial, la selectividad es uno de los desafíos más grandes.

Dentro del marco iberoamericano, podemos encontrar diferentes realidad socioeconómicas. La investigación, el desarrollo y la innovación en dispositivos médicos, buscan muchas veces lograr soluciones más simples y accesibles a grupos poblacionales que no pueden acceder a soluciones costosas ya existentes. Un caso similar ocurre con las neuroprótesis de pie caído. Los dispositivos comerciales mencionados son de alto costo, siendo inaccesibles muchas veces por la población objetivo.

La Universidad de Concepción de Chile, diseñó una neuroprótesis para el control de pie caído

que se caracteriza por poseer una interfaz de usuario de control y configuración desarrollada en Android [17]. De esta manera los ajustes se pueden realizar desde un Smartphone o Tablet. La IU se comunica con la Unidad de Estimulación (UE) mediante conexión Bluetooth. Esta arquitectura también se tradujo en una simplificación de la arquitectura ya que la neuroprótesis quedó reducida a un controlado y el electroestimulador. Este sistema, de acuerdo a lo expresado pro los autores, busca ser una alternativa de bajo costo que tiene por objetivo masificar el uso de la EEF como una herramienta complementaria a los tratamientos ofrecidos en la actualidad.

El elestroestimulador posee los siguientes rango de trabajo: Ancho de pulso $10 - 300\mu s$, Frecuencia de estimulación 10 - 60Hz y Amplitud de corriente 0 - 100mA para una impedancia de tejido de hasta 1k Ohm. Al igual que otros sistema ya revisado, el sensor utilizado es un interruptor colocado en la planta del pie.

En la Universidad Católica "Nuestra Señora de la Asunción" de Paraguay, actualmente se está desarrollado una neuroprótesis para entrenamiento y compensación de pie caído. A diferencia de algunas características comunes con el dispositivo anterior, se plantea utilizar sensores inerciales como opción para el cierre del lazo de control. Los sensores inerciales, como ocurre con el WalkAide, permite compactar el sistema, y simplificar la colocación y el uso diario del dispositivo.



- Kathleen Strong, Colin Mathers y Ruth Bonita. «Preventing stroke: saving lives around the world». En: *Lancet Neurology* 6.2 (2007), págs. 182-187. ISSN: 14744422. DOI: 10.1016/S1474-4422(07)70031-5.
- [2] M Pirpiris y col. «Walking speed in children and young adults with neuromuscular disease: comparison between two assessment methods.» En: *Journal of pediatric orthopedics* 23.3 (), págs. 302-7. ISSN: 0271-6798. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/ 12724591.
- [3] Nicola Smania y col. «Improved gait after repetitive locomotor training in children with cerebral palsy.» En: American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists 90.2 (feb. de 2011), págs. 137-49. ISSN: 1537-7385. DOI: 10.1097/ PHM.0b013e318201741e. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21217461.
- [4] a Meyer-Heim y col. «Improvement of walking abilities after robotic-assisted locomotion training in children with cerebral palsy.» En: *Archives of disease in childhood* 94.8 (ago. de 2009), págs. 615-20. ISSN: 1468-2044. DOI: 10.1136/adc.2008.145458.
- [5] Ingo Borggraefe y col. «Robotic-assisted treadmill therapy improves walking and standing performance in children and adolescents with cerebral palsy». En: *European Journal of Paediatric Neurology* 14.6 (2010), págs. 496-502. ISSN: 10903798. DOI: 10.1016/j.ejpn. 2010.01.002.
- [6] Judith Mackay y col. The atlas of heart disease and stroke. World Health Organization, 2004.
- [7] Peter Langhorne, Julie Bernhardt y Gert Kwakkel. «Stroke rehabilitation». En: *The Lancet* 377.9778 (2011), págs. 1693-1702. ISSN: 01406736. DOI: 10.1016/S0140-6736(11) 60325-5.
- [8] Gert Kwakkel, Boudewijn J Kollen y Hermano I Krebs. «Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: a systematic review». En: *Neurorehabilitation and neural repair* 22.2 (2008), págs. 111-21. ISSN: 1545-9683. DOI: 10.1177/1545968307305457.

- [9] T Adam Thrasher y col. «Rehabilitation of reaching and grasping function in severe hemiplegic patients using functional electrical stimulation therapy.» En: *Neurorehabilitation and neural repair* 22 (2009), págs. 706-714. ISSN: 1545-9683. DOI: 10.1177/1545968308317436.
- [10] Ruth N. Barker, Sandra G. Brauer y Richard G. Carson. «Training of reaching in stroke survivors with severe and chronic upper limb paresis using a novel nonrobotic device: A randomized clinical trial». En: *Stroke* 39.6 (2008), págs. 1800-1807. ISSN: 00392499. DOI: 10.1161/STROKEAHA.107.498485.
- [11] Fang-chen Wu y col. «Clinical effects of combined bilateral arm training with functional electrical stimulation in patients with stroke». En: 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (2011), págs. 1-7. ISSN: 1945-7898. DOI: 10.1109/ICORR.2011. 5975367.
- [12] A M Hughes y col. «Feasibility of iterative learning control mediated by functional electrical stimulation for reaching after stroke». En: *Neurorehabilitation and Neural Repair* 23.6 (2009), págs. 559-568.
- [13] Katie L Meadmore y col. «Functional electrical stimulation mediated by iterative learning control and 3D robotics reduces motor impairment in chronic stroke». En: *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* (2012), pág. 1. ISSN: 1743-0003. DOI: 10.1186/1743-0003-9-32. URL: http://eprints.soton.ac.uk/273120/.
- [14] D B Popovic y Thomas Sinkjaer. «Neuromodulation of lower limb monoparesis: functional electrical therapy of walking». En: *Operative Neuromodulation* (2007), págs. 387-393.
- [15] National Institute for Health and Clinical Excellence. Information about NICE interventional procedure guidance 278. 2009.
- [16] http://www.ninds.nih.gov/disorders/foot_drop/foot_drop.htm. NINDS Foot Drop Information Page. URL: http://www.ninds.nih.gov/disorders/foot_drop/ foot_drop.htm.
- [17] P. Aqueveque y col. «Estimulador Eléctrico Funcional de Bajo Costo para Mejorar la Marcha en Personas con Pie Caído». En: Proceedings of the VII Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad (Iberdiscap 2015). 2015.



Ana Cecilia Villa Parra^{1,2}, Teodiano Freire Bastos¹, Francisco Resquín³, Juan C. Moreno³, Ernesto Rodríguez-Leal⁴, Karen Acosta⁵, Sergio Casco⁶, Eduardo Rocon⁷, Antonio del-Ama⁸, Guillermo Asín-Prieto⁹

¹Universidade Federal do Espírito Santo, UFES, Brasil.

²Universidad Politécnica Salesiana, UPS, Ecuador.

³Grupo de Neuro-Rehabilitación, Consejo Superior de Investigaciones Científicas, España.

⁴*Tecnológico de Monterrey, México.*

⁵Ingenieria y Diseño INDI, México.

⁶Universidad Católica, Paraguay.

⁷Group of Neural & Cognitive Engineering, CSIC, España.

⁸Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo, España.

⁹Neural Rehabilitation Group, CSIC, España.

En este capítulo se aborda la estructura mecánica y el sistema de actuación de cada uno de los exoesqueletos expuestos en el capítulo anterior, describiendo aspectos tales como tipos de grado de libertad, restricciones anatómicas, materiales empleados, tipos de actuadores, sujeciones y evaluaciones estructurales, de actuación y de ajuste/confort realizadas.

4.1 ALLOR

4.1.1 Definición de la población objetivo

ALLOR (Advanced Lower-Limb Orthosis for Rehabilitation) presentado en la Figura 4.1 es un exoesqueleto unilateral izquierdo desarrollado en la UFES/Brasil. ALLOR está orientado a aplicaciones de rehabilitación de rodilla y de la marcha. El sistema de control permite que la rehabilitación sea pasiva, pasiva-asistida y activa. La población a la que está dirigida ALLOR es la de personas que por las siguientes causas pueden tener dificultades con el movimiento de la rodilla y en la marcha:

Osteoartrosis de rodilla

- Cirugías de la rodilla, como del ligamento cruzado, artroscopia, artoplastia total o parcial y corrección del tendón patelar
- Derrame cerebral y hemiplejía
- Enfermedades cerebrales que causan problemas musculares, como esclerosis múltiple y parálisis cerebral
- Enfermedades musculares degenerativas, como distrofia muscular, distrofia miotónica
- Anormalidades y enfermedades esqueléticas, como displasia esquelética y condrodistrofia

La rehabilitación de rodilla generalmente se realiza en la posición sentada, y la rehabilitación de la marcha puede realizarse tanto sobre una cinta caminadora como sobre suelo plano. ALLOR puede ser utilizado para ejecutar programas de rehabilitación que incluyan tareas repetitivas e intensivas de F-E, con el fin de promover la plasticidad neural y motora así como la recuperación funcional en los casos mencionados [1].

En la rehabilitación de la marcha, los usuarios de ALLOR deben poseer la función motora de la cadera preservada. En los casos de pérdida del control voluntario de los músculos responsables del movimiento de la cadera sería necesario utilizar estimulación eléctrica funcional (FES, en inglés) para asistir el movimiento de ésta articulación [2]. Los casos de personas con discapacidad motriz en el tobillo no presentan limitación para el uso de ALLOR, debido a que esta articulación es ajustable a los rangos requeridos para brindar soporte en casos de pie caído o pie equino.



Figura 4.1: Exoesqueleto ALLOR de la UFES/Brasil

4.1.2 Número de grados de libertad

El exoesqueleto ALLOR de la UFES-Brasil, es un exoesqueleto unilateral que posee tres grados de libertad. El plano de movimiento del usuario es el sagital, debido a que los movimientos de F-E son esenciales para el avance y soporte del cuerpo en la marcha [3]. Los movimientos en el

plano coronal (importante para el balance del cuerpo) y los movimientos en el plano trasversal (que tienen influencia en la dirección durante la marcha) se encuentran restringidos. Por esta razón, los usuarios de ALLOR tienen que utilizar un dispositivo de apoyo externo como andadores, muletas o bastones para balancear el peso corporal y controlar la dirección de la marcha [4], [5].

ALLOR posee una articulación activa en la rodilla y dos articulaciones pasivas, una en la cadera y otra en el tobillo.

Articulaciones pasivas

Las articulaciones pasivas de ALLOR, en la cadera y el tobillo, son ajustables a los rangos de ángulo que el terapeuta decida, dependiendo del estado del paciente. Estas dos articulaciones son órtesis pasivas comerciales que han sido acopladas para brindar a la rodilla activa tanto soporte a la altura de la cadera como alineación a la altura del tobillo. Las articulaciones pasivas en la cadera y tobillo son articulaciones que permiten ajustar los ángulos de flexión-extensión (F-E) un máximo de 80° en la cadera y un máximo de 50° en el tobillo. Para aplicaciones de ALLOR en la marcha, este rango de movimiento se debe ajustar para los ángulos máximos y mínimos en el ciclo de marcha [6], que son 20° de F-E activa de cadera, y para el tobillo, el rango de movimiento en marcha se puede ajustar para 10° de dorsiflexión y 25° de plantarflexión activa. Como se había mencionado, dependiendo de los usuarios del exoesqueleto, el ajuste de tobillo permite graduar el movimiento para asistir los casos de pie caído o pie equino en la fase de oscilación.

Articulaciones activas

El motor de la articulación activa de rodilla es un motor sin escobillas (modelo EC FLAT Brushless 408057) de la marca Maxon, que por sus características de alta eficiencia y rendimiento, menor disipación de calor, bajo peso respecto a la potencia de salida y menor ruido, son generalmente utilizados para órtesis activas y exoesqueletos de extremidad superior e inferior. El motor se puede controlar mediante un control de velocidad o de posición. Para accionar el motor, se cuenta con un driver para motores sin escobillas, modelo AZBH12A8. La conmutación electrónica del motor se basa en sensores de velocidad de efecto Hall. ALLOR utiliza un sistema de transmisión de potencia tipo Harmonic Drive (modelo CSD-20-160-2A-GR). Dicha transmisión de potencia es ampliamente utilizada por la alta precisión en su posicionamiento, eficiencia, alta capacidad de transmisión de par, baja inercia y baja relación peso-volumen. La relación de transmisión es de 160:1 en su configuración básica que, acoplada al motor garantiza un par continuo de 35 Nm con pico de 180 Nm. La articulación activa cuenta con un potenciómetro de precisión industrial que mide el ángulo entre los eslabones de la pierna y el muslo. Además se tiene un sensor de fuerza para inferir el torque de interacción entre el exoesqueleto y el usuario en el plano sagital. Las funciones de control se programan en un computador industrial embarcado PC-104 y requiere una fuente de alimentación de 24 VDC y 12 A.

Alineación

El problema de la alineación del exoesqueleto con el usuario es poco abordado en la literatura. Así como los pasos para la alineación de prótesis son de vital importancia, en el caso de exoesqueletos, este se vuelve parte importante del diseño, debido a que los ajustes se deben realizar de tal manera que se garanticen posiciones correctas de las articulaciones mecánicas en paralelo a las articulaciones de la extremidad. En los casos de rehabilitación de rodilla en la posición sentada, por las características modulares de ALLOR, las articulaciones de cadera y de tobillo pueden desmontarse, ya que éstas no tienen una función relacionada al movimiento, en este caso. Además, la articulación de rodilla se debe ensamblar a una silla para que exista una sujeción en el eslabón del muslo que garantice la alineación de la estructura. En la marcha, es necesario contar con las tres articulaciones por cuestiones de alineación de la estructura de ALLOR a la extremidad inferior.

4.1.3 Estructura mecánica

Los eslabones muslo (EM) y pierna (EP) de la estructura mecánica de ALLOR son de una aleación de aluminio 7075. Cada eslabón cuenta con un riel que sirve para ajustar la estructura a diferentes longitudes, dependiendo de la estatura del usuario. El EM tiene una longitud mínima de 40cm y máxima de 50 cm. El EP tiene una longitud mínima de 45 cm y máxima de 55 cm. El eslabón del pie tiene una longitud fija de 25 cm. Con estas dimensiones, ALLOR puede ser utilizado por personas entre 1,55 y 1,85 m de estatura, con un peso máximo de 100 Kg.

El peso de la estructura de ALLOR, incluyendo los drivers del motor, es de 3,1 Kg. Considerando el peso de otros exoesqueletos bilaterales que requieren también apoyo de dispositivos externos como, por ejemplo, el exoesqueleto ReWalk [7], que tiene un peso total de 23 Kg, o el WSE (Walking Supporting Exoskeleton), que tiene un peso de 15 Kg (sin considerar los actuadores) [8], ALLOR es liviano para los objetivos a los que está destinado.

Sujeciones

El ajuste de la estructura mecánica de ALLOR al cuerpo del usuario se realiza con correas con velcro. Por cada segmento corporal, muslo, pierna y pie, se tiene dos correas. El ajuste en el tronco y muslo requiere además colocar una cobertura delgada tipo cojín que permite mayor sujeción y evita deslizamientos del exoesqueleto. La estructura del pie posee una base rígida que mantiene al pie alineado. Respecto a medidas de seguridad, las articulaciones pasivas poseen un mecanismo de ajuste de los rangos de movimiento de F-E que no superan los límites fisiológicos, razón por la cual no se requieren medidas adicionales de seguridad en la cadera y tobillo. En la articulación activa, el acoplamiento mecánico de los eslabones EM y EP es tal que el rango de movimiento no supera los rangos fisiológicos. Dicha articulación cuenta además con dos sensores fin de carrera conectados en serie con un botón de emergencia, para los casos que requieran parar el funcionamiento del exoesqueleto. Por software, el sistema de control también cuenta con rutinas de verificación de ángulos máximos de F-E que permiten definir estrategias de seguridad.

4.2 CPWalker

CPWalker es una plataforma robótica diseñada para ayudar a que pacientes pediátricos con PC y desórdenes similares recuperen o mejoren la función de la marcha a través de entrenamiento de rehabilitación. Para el diseño conceptual de la plataforma se llevaron a cabo varias entrevistas y reuniones con una población compuesta de 4 niños con PC, 10 familiares, 4 doctores y 5 fisioterapeutas. La evaluación de los resultados de estos encuentros proporcionó los requisitos y funcionalidades necesarias para incluir en el novedoso dispositivo, con el fin de conseguir la máxima accesibilidad y funcionalidad del prototipo. De acuerdo a esto, se decidió construir una plataforma robótica basada en el dispositivo comercial NFWalker (Made for Movement, Noruega), de forma que se realizaron sobre él varias modificaciones mecánicas con el fin de convertir el actual dispositivo pasivo en una plataforma activa de rehabilitación. Para ello, se incorporaron cuatro sistemas de actuación en NFWalker (Figura 4.2): i) sistema de tracción de la plataforma; ii) sistema de soporte parcial de peso del usuario; iii) sistema para la adaptación de la altura de la cadera; y iv) sistema de exoesqueleto activo con seis grados de libertad. Estos sistemas se describen en profundidad en los puntos siguientes.



Figura 4.2: Sistemas de actuación del andador inteligente de CPWalker.

4.2.1 Andador inteligente

El andador inteligente de CPWalker ha sido diseñado con el fin de aportar el soporte y apoyo necesario para que el paciente mantenga el equilibrio durante la rehabilitación con desplazamiento. La estructura descansa sobre cuatro ruedas (las dos ruedas traseras traccionan al sistema mientras las delanteras son locas), y resiste un peso máximo de 80kg (exoesqueleto + paciente).

Sistema de tracción

Este sistema está localizado en las ruedas traseras del dispositivo (Figura 4.2a) y proporciona el desplazamiento requerido para la rehabilitación en entornos reales en lugar de en cinta rodante. Los actuadores que componen el sistema de tracción son dos motorreductores K80 63.105 (Kelvin, España) de 24Vcc y 50W, que están acoplados a cada una de las ruedas traseras. El rango de velocidades proporcionado está comprendido entre [-0.6, +0.6] m/s. La posibilidad de trabajo independiente de cada rueda junto con el rango de velocidades tanto negativas como positivas, facilita la realización de giros y trayectorias que no siguen una línea recta.

Sistema de soporte parcial de peso

El sistema de soporte de peso (Figura 4.2b) es el responsable de la descarga parcial del usuario. Esta descarga progresiva a lo largo del tratamiento mejora la rehabilitación del paciente, ya que la actividad empleada por el niño para neutralizar la gravedad es menor, con lo que puede aprovechar íntegramente su fuerza residual para aprender a coordinar los movimientos [9]. La efectividad del sistema de soporte parcial de peso ha sido demostrada previamente en varios estudios [10, 11, 12].

El soporte de peso en CPWalker consiste en un actuador lineal eléctrico CAHB-10-B5A-050192-AAAP0A-000 (SKF, Suecia), que con una tensión de entrada de 24Vcc puede llegar a alcanzar hasta 1000N. El actuador lineal tiene la misión de comprimir o descomprimir los dos muelles originales del NFWalker, de forma que el peso descargado es controlado mediante esta compresión o descompresión. La descarga significativa alcanzada con respecto al suelo puede ser de hasta 45kg.

Sistema de control de altura

Este sistema es utilizado para adaptar la plataforma a diferentes medidas antropométricas según el usuario (Figura 4.2c). Esto se consigue ajustando la altura de la articulación de la cadera del exoesqueleto a una distancia específica respecto del suelo. Además, este sistema de regulación de altura trabaja en paralelo con el sistema de descarga de peso, compensando con ello los movimientos de la cadera durante la marcha.

Un actuador lineal E21BX300-U-001 (Bansbach easylift, Alemania) es el encargado de con-

trolar la regulación de la altura mencionada. El sistema de actuación lo completan una bomba hidráulica que es controlada por un motor eléctrico, y dos cilindros-pistón. Con una longitud de carrera de hasta 300mm, este actuador es capaz de ejercer la fuerza necesaria para elevar al completamente paciente dejándolo con las piernas estiradas.

4.2.2 Excesqueleto

El exoesqueleto de CPWalker (Figura 4.3) ha sido diseñado con el objetivo principal de guiar el movimiento de las extremidades inferiores del paciente siguiendo un patrón de marcha normalizado. El plano dominante de movimiento en la marcha humana es el sagital (movimientos de flexión y extensión). Es por ello que el exoesqueleto de CPWalker presenta seis grados de libertad, comprendiendo caderas, rodillas y tobillos. Las seis articulaciones pueden ser ajustadas de forma independiente, siendo posible la selección de distintos tipos de control en cada una de ellas sin depender del resto.



Figura 4.3: Exoesqueleto de CPWalker.

La estructura del exoesqueleto está compuesta por aluminio 7075 por su alta resistencia mecánica y bajo. Estas propiedades proporcionan un exoesqueleto lo suficientemente fuerte como para soportar su propio peso junto con el del usuario, al mismo tiempo que se producen esfuerzos torsores debidos al movimiento de las articulaciones [13].

La posición de las articulaciones del exoesqueleto corresponden con las propias del cuerpo

humano con el fin de mantener el alineamiento articular, la coordinación y prevención de movimientos naturales en la mayor medida posible. Los movimientos de rotación, así como los de abducción-adducción están limitados en el exoesqueleto de CPWalker con el fin de evitar que los niños se acostumbren a caminar con las piernas abiertas.

Para hacer el exoesqueleto compatible con diferentes usuarios, la longitud de las barras puede ser ajustada dependiendo de las medidas antropométricas requeridas. Además, las articulaciones previenen desplazamientos de flexión-extensión a posiciones anormales o indeseadas. Así, el máximo rango permitido para caminar es: 60° de flexión de cadera, 40° de extensión de cadera, 90° para flexión de rodilla y 0° para extensión de rodilla. Este rango puede ser ampliado mediante la extracción de topes mecánicos cuando sea necesaria la función de sentar al paciente.

El exoesqueleto está unido al cuerpo del paciente a través de tres soportes por cada pierna (uno en el muslo y dos en la zona tibial). Estas uniones proporcionan una distribución compensada de las fuerzas a lo largo de los segmentos de la pierna. Finalmente, el exoesqueleto está anclado al andador a través de un ajuste retenedor que impide su salida involuntaria. De este modo se consigue la descarga de peso del usuario a través de la plataforma.

Sistema de articulaciones del exoesqueleto

El exoesqueleto de CPWalker está compuesto por seis articulaciones responsables del control del movimiento de los miembros inferiores del paciente. Actualmente, las articulaciones actuadas son las caderas y rodillas, quedando los tobillos con movimiento libre. La combinación de las distintas configuraciones seleccionadas en cada articulación de forma independiente aporta una gran modularidad al dispositivo, pudiéndose adaptar de este modo a las necesidades del usuario.

La actuación de cada articulación está compuesta por un harmonic drive CSD-20-160-2AGR (Harmonic Drive LLC, Estados Unidos) unido a un motor de corriente continua EC-60 flat 408057 (Maxon, Suiza). Los motores sin escobillas fueron seleccionados debido a que su tamaño es más reducido que el de uno con escobillas para una misma potencia dada. La relación de transmisión del conjunto es 1:160, proporcionando un par de 35 Nm, cumpliendo con las especificaciones de la aplicación [14, 15]. El principal problema que presenta es el ruido durante su funcionamiento, especialmente si se combinan con un conjunto reductor.

4.3 BioMot

La seguridad es el aspecto más importante en la interacción directa de robots con humanos, además de la eficiencia energética y la portabilidad en el diseño de dichos robots. Con respecto a esto, se ha demostrado que la actuación con acoplamientos flexibles permite obtener diseños de menor peso en comparación con los actuadores rígidos convencionales. Este tipo de principo de actuación también tiene el potencial de ser más eficiente energéticamente que los convencionales, debido al uso de elementos de almacenamiento elástico. Al incorporar un comportamiento flexible, estos actuadores pueden ser también más seguros que los convencionales. No obstante, ya que pueden almacenar y recuperar energía, el control de estos actuadores debe ser diseñado para garantizar la seguridad.

En esta sección se presentan los diseños conceptuales y mecatrónicos de los actuadores modulares con acoplamiento flexible que serán utilizados para accionar las articulaciones del exoesqueleto BioMot. Se presenta como ejemplo del diseño una de las soluciones. Consiste en el actuador en una versión plana del MACCEPA para actuar en el tobillo y la cadera de BioMot. La segunda solución consiste de un muelle adicional activamente controlado para trabajar en paralelo al MACCEPA plano, utilizada en la rodilla (no presentada en este capítulo).

4.4 Diseño conceptual de actuadores

Los actuadores presentados en esta sección han sido diseñados para entregar la asistencia necesaria en las articulaciones humanas cuando los humanos sufren debilidad muscular. Para conseguir esto, se han utilizado como referencia los requisitos de par para diferentes porcentajes de debilidad muscular humana, presentados en [16]. En ese trabajo, se ha introducido el concepto de brecha de capacidad, que se refiere a la diferencia entre los requisitos de la tarea biológica y las capacidades de personas con diferentes porcentajes de debilidad muscular. En un principio, se adoptó la selección de cubrir el 30% de la debilidad muscular y posteriormente se aumento un 20% para dar comfort, lo cual resultó en 50% de asistencia. De estos datos, se extrajeron los valores máximos de par requeridos (25 Nm), y se diseñó la primera versión de los actuadores de esta manera para ofrecer 25 Nm de par pico.

4.4.1 Principio de operación del MACCEPA

El MACCEPA es un actuador de rigidez variable controlado por par que opera como un muelle de torsión y permite controlar de manera independiente la posición de equilibrio y la rigidez articular. Como se ilustra en la Figura 4.4, consiste de tres cuerpos, llamados en la figura Segmento 1 (Link 1), Segmento 2 (Link 2) y un brazo de palanca. El principio detallado de operación del MACCEPA puede encontrase en [17] En resumen, el principio de funcionamento está basado en una componente de fuerza, ejercida por el muelle, que actua a suvez en el Segmento 2 (considerese el Segmento 1 anclado), y así intentando alinear el Segmento 2 con el brazo de palanca. Si estos dos están alineados, no se ejerce fuerza y por tanto no se ejerce par y el actuador se encuentra en su posición de equilibrio. La rigidez del actuador puede ser alterada mediante la modificación de la pre-tensión/compresión del muelle (dependiendo de la utilización de un tipo de muelle u otro), y así efectivamente alterando las características del MACCEPA. Aparte de esta simplicidad mecánica, este actuador también se caracteriza por una posición de equilibrio desacoplada y un ajuste de la rigidez, como se mencionó anteriormente. Para hacer esto posible e introducir rigidez variable, es posible incluir un segundo motor para alterar el nivel de pre-tensión o pre-compresión.

Los parámetros del MACCEPA, definidos en la figura 4.4 se describen de la siguiente manera:

- D y L son la longitud del brazo de palanca y la distancia entre el los ejes de la articulación y la fijación del muelle del MACCEPA, respectivamente,
- *al pha* es el ángulo de desviación (entre el brazo de palanca y el segundo segmento) ejercido por el MACCEPA,
- theta es el ángulo de posición de equilibro (entre el brazo de palanca y el primer segmento) del motor del MACCEPA,
- K y P son la constante del muelle del MACCEPA y la pre-tensión/pre-compresión, respectivamente.



Figura 4.4: Representación esquemática del MACCEPA.

4.5 Excesqueleto robótico de miembro inferior KINESIS

4.5.1 Concepto

La principal característica del exoesqueleto es la actuación híbrida. El diseño del exoesqueleto está dirigido a la construcción de un sistema portable, de bajo peso y versátil. A fin de lograr un sistema fácil de vestir y desvestir, es recomendable la utilización de una estructura de tipo ortésica, constituida por una barra lateral de soporte, en la que la interacción física con el usuario se realiza a través de cinchas en los segmentos proximal y distal de la rodilla, así como en el pie. No se considera necesario incorporar ningún tipo de cincha o corset a la altura de la pelvis dado que, como se ha expuesto, se ha descartado la actuación sobre la articulación de la cadera. Tanto las dimensiones del exoesqueleto como las cinchas o fijaciones previstas para los segmentos de la pierna y el pie han de ser adaptables a las diferentes antropometrías esperables en la población objetivo del sistema híbrido. La articulación de la rodilla posee dos la flexión-extensión de la rodilla, contenida en el plano sagital, y la rotación interna-externa, contenida en el plano coronal de la articulación. Sin embargo, a efectos de la marcha en línea recta a velocidad normal, puede aproximarse a un único grado de libertad contenido en el plano sagital. Por otra parte, la articulación del tobillo posee tres grados de libertad: flexión dorsal (hasta 20-30 grados desde la posición neutra) y flexión plantar (hasta 45-50 grados desde la posición neutra) contenidas en el plano sagital, inversión (hasta 30 grados desde la posición neutra) y eversión (hasta 20 grados desde la posición neutra) contenidas en el plano frontal, y pronación y supinación contenidas en el plano coronal. Sin embargo, un estudio detallado de la función del tobillo durante la marcha a velocidad normal sobre una superficie plana (Valencia., 1995), indica que al igual que en caso de la rodilla, la mayor contribución de la articulación del tobillo al movimiento se produce en el plano sagital. Este hecho junto con la simplificación que supone en el diseño de la articulación del tobillo, sugiere que la articulación del tobillo del exoesqueleto posea un único grado de libertad en el plano sagital. Por tanto, los grados de libertad activos del exoesqueleto serán la flexión-extensión de la rodilla y la flexión plantar-flexión dorsal del tobillo.

4.5.2 Articulaciones actuadas

Tomando la ortesis KAFO del proyecto GAIT, el proceso de diseño mecánico del exoesqueleto híbrido ha consistido en realizar las modificaciones necesarias para incorporar los actuadores seleccionados.

Actuador de rodilla

El conjunto formado por el motor (Maxon EC90 Flat) y el reductor (Harmonic Drive SHD 17-100) condicionan el diseño que se va a llevar a cabo debido a sus características mecánicas, fundamentalmente su geometría y la configuración de las partes móviles y fijas, así como la manera en la que los esfuerzos son trasladados a la estructura. El reductor tiene varias posibilidades configuración, dependiendo de cuál de sus tres componentes (corona, generador de onda y vaso flexible) se una a la referencia del mecanismo, y cómo se configuren los ejes de entrada y salida del reductor. En este caso se ha elegido el montaje aconsejado por el fabricante, en el cual la corona exterior se une a la referencia del mecanismo sobre el que actúa, con lo que la relación de transmisión es 100:1.

Tanto el estator del motor como el componente que ejerce de referencia del reductor se han de fijar en la parte proximal de la rodilla y el eje de salida del reductor se ha de unir con el mecanismo de la articulación. Aprovechando la compacidad del reductor, y puesto que éste tiene su parte central hueca, es posible reducir el ancho del actuador si se aloja el eje del motor en su interior. Tanto la referencia del reductor como el estator del motor se fijarán entre sí y a su vez a la parte proximal del mecanismo de la rodilla, para lo que se ha de diseñar una estructura que cumpla las siguientes funciones:

- Permitir el anclaje del estator del motor a la referencia del reductor y a su vez a la estructura proximal de la articulación de la rodilla.
- Permitir el posicionamiento coaxial del motor y el reductor, alineado con el eje de movimiento del mecanismo de la rodilla.
- Bajo peso y solución compacta.

Debido a los condicionantes de espacio y de montaje de los componentes, se ha optado por dividir la pieza en dos partes, una para el reductor y otra para el motor. El mecanismo de cuatro barras de la rodilla es el encargado de realizar el movimiento relativo entre las partes proximal y distal de la ortesis (ver Figura 4.5). Como tal, el conjunto motor y reductor ha de actuar sobre una de las barras para transmitir el par a la estructura.



Figura 4.5: Mecanismo de rodilla.

La capacidad de la barra 1 para transmitir el par del actuador ha sido verificada mediante un análisis de elementos finitos realizado mediante ANSYS. El material previsto para la fabricación es aluminio de la serie 7000, cuyo módulo de elasticidad es de 70 GPa. El resultado del análisis se muestra en la figura 4.6.



Figura 4.6: Resultado del análisis de la barra 1 del mecanismo de rodilla.

Según se ha comprobado en el resultado del análisis, existe una pequeña zona en la que se supera el límite elástico del aluminio, en la parte interior del taladro que conecta la barra 1 con la 4. Sin embargo, en el caso de que en esta zona tuviera lugar dicha plastificación del material, dado que la zona es pequeña su efecto sobre la integridad de la zona es despreciable, ya que se producirá un endurecimiento local por deformación plástica.

Para lograr un funcionamiento seguro del actuador de la rodilla desde el punto de vista del usuario, se ha modificado el mecanismo incorporan finales de carrera mecánicos para limitar el recorrido de la articulación a 5 grados en extensión y 100 grados en flexión, mediante la modificación de la barra 4, según se muestra en la figura 4.7.


Figura 4.7: Finales de carrera del mecanismo de articulación de la rodilla: Máxima extensión (izquierda) y máxima flexión (derecha).

Articulación de tobillo

El actuador del tobillo es de tipo pasivo, cuya función es evitar la caída plantar durante la fase de balanceo. El actuador se ha diseñado alrededor de las características geométricas del muelle de torsión utilizado (4.8). Se ha utilizado un muelle helicoidal con ramas a 180o, con un diámetro exterior de 23mm, un diámetro interior de 15mm, y un espesor de hilo de 4mm y 3 arrollamientos.



Figura 4.8: Vista explotada del actuador de tobillo.

El diseño final está formado por un mecanismo concéntrico formado por dos cilindros: el cilindro interior referenciado a la barra distal del exoesqueleto y el cilindro exterior a la plantilla que moviliza el pie. El movimiento entre ambos cilindros se realiza por medio de un rodamiento de agujas SKF K28x33x13. Ambos cilindros están asegurados mediante un perno, roscado al cilindro interior y asegurado al cilindro exterior mediante dos pasadores tipo Circlip, que permiten el montaje rápido del actuador. Se ha provisto una muesca en el cilindro externo y una protuberancia en el cilindro interno para limitar el recorrido angular del actuador a 150 de flexión plantar y 250 de flexión dorsal.

Los taladros realizados en los cilindros permiten montar el muelle en posiciones de 1780 a 1860 en incrementos de 20. Esto permite cierta flexibilidad para modificar la rigidez aparente del actuador, introduciendo un efecto similar al pre-tensado del muelle cuando el pie se encuentra en posición neutra. El prototipo final del sistema Kinesis se presenta en la figura 4.9.



Figura 4.9: Exoesqueleto KAFO Kinesis: Prototipo CAD (izquierda) y Prototipo KINESIS (derecha).

4.6 Brain2Motion

4.6.1 Introducción

Típicamente los pacientes con ictus sufren de una sobre-actividad de los músculos flexores del brazo y mano, asociado con la pérdida de actividad de los músculos: deltoides anterior, tríceps y los extensores de la muñeca y dedos [18]. Por esta razón el exoesqueleto híbrido de miembro superior presentado en esta sección se centra en asistir a los usuarios a mover su brazo afectado hacia direcciones distales (extensión del brazo) en un espacio de 3 dimensiones. Mediante la acción conjunta mecánica y de activación muscular se entrenan movimientos de alcance un espacio sin restricciones.

4.6.2 Descripción de la plataforma

La vista general del exoesqueleto híbrido de miembro superior y el esquema de conexión de sus principales componentes se muestra en la figura 4.10. Los componentes que forman parte de la arquitectura del sistema robótico híbrido son: los dispositivos de asistencia (FES y exoesqueleto), el controlador de alto nivel (HLC, por sus siglas en inglés), la interfaz de configuración de usuario (GUI) y la interfaz de realimentación visual.

La asistencia híbrida viene dada por la acción mecánica aplicada en las articulaciones del brazo por el exoesqueleto comercial Armeo Spring[®] (Hocoma, Suiza) y los pulsos eléctricos aplicados en los músculos del brazo mediante el estimulador IntFES (Tecnalia, Spain). El exoesqueleto ArmeoSpring es una órtesis de brazo instrumentada con un mecanismo de resortes ajustables para soportar el peso del brazo en un entorno de trabajo de 3 dimensiones. Además, este exoesqueleto cuenta con siete sensores de posición que permiten la adquisición de la cinemática del brazo. Adicionalmente, el ArmeoSpring cuenta con una interfaz de realidad virtual que permite enmascarar diferentes terapias en juegos. Sin embargo, estas aplicaciones resultan poco adecuadas para llevar a cabo el control de movimientos asistidos mediante EEF.

La capa de abstracción de hardware (HAL) ha sido implementada con el fin de adquirir la información generada por los sensores de posición del exoesqueleto. Su principal función es la de administrar de forma eficiente la comunicación entre el dispositivo robótico y el HLC. La



Figura 4.10: a) Esquema general del sistema robótico híbrido para rehabilitación de movimientos de alcance; b) Esquema de conexión de los diferentes sistemas que forman parte del sistema robótico híbrido.

comunicación HAL-HLC se lleva a cabo mediante el puerto de comunicación CAN, utilizando el dispositivo CANpro USB (Softing, Alemania).

Electrodos superficiales fueron posicionados en los músculos deltoides anterior y tríceps del brazo, de forma a asistir los movimientos de flexión/abducción de hombro y extensión de codo respectivamente. Los pulsos eléctricos fueron entregados en estos músculos con una frecuencia de 40 Hz con una amplitud de pulso fija, mientras que la intensidad de la corriente eléctrica fue modulada por el controlador FES. Los parámetros de estimulación son actualizados durante la ejecución del movimiento utilizando un puerto CAN de comunicación.

El controlador de alto nivel (HLC) es el responsable llevar a cabo la tarea de rehabilitación. Este bloque recibe los parámetros de la terapia adaptada para cada sujeto (rango de movimiento, niveles máximos de estimulación, cantidad de repeticiones, etc.), estima la posición de las articulaciones del brazo, genera la trayectoria de referencia para conducir el brazo desde la posición de reposo a la deseada y ejecuta la ley de control para ajustar la intensidad de estimulación. La implementación de este componente se llevó a cabo utilizando el lenguaje de programación Simulink (MathWork Inc.), compilado para la arquitectura PC104 con el sistema operativo xPC Target[®] de tiempo real. Dos puertos CAN fueron utilizados en el HLC para garantizar la comunicación fiable entre componentes (HLC-FES y HLC-HAL) bajo requerimientos estrictos de tiempo real. Adicionalmente se utilizó un puerto UDP para pasar información de la terapia sin restricciones de temporización desde la GUI y la interfaz de realimentación visual al HLC (ver figura 4.10b).

De forma a potenciar los beneficios de la terapia y estimular la participación de los pacientes, se recomienda proveer realimentación constante basada en el rendimiento [19]. Siguiendo dichas recomendaciones, se ha incorporado una interfaz de realimentación visual a la plataforma (ver figura 4.11b). En esta interfaz se muestra la posición actual del brazo (hombro y codo), la posición objetivo y la referencia de trayectoria a seguir. Estas posiciones se representan utilizando bloques geométricos en 2D. La posición actual del brazo es representada por una circunferencia, donde los ejes X e Y indican el movimiento del codo y hombro respectivamente. Una vez desencadenada la ejecución de la tarea, una cruz azul se mueve desde la posición inicial (circulo gris) hasta la posición final (cuadrado negro) con el fin de indicar a los usuarios el camino y la velocidad del movimiento. También, se calcula la calidad del movimiento efectuado utilizando un índice de rendimiento, el cual se despliega en pantalla una vez finalizado la ejecución de la tarea. Este índice fue calculado para

cada articulación utilizando la norma del error de trayectoria dividido por la norma de la trayectoria de referencia y sustrayendo de uno. Con el objetivo que proporcionar una realimentación aumentada, el color de la circunferencia que representa la posición actual del brazo cambia acorde al índice de rendimiento calculado. Este círculo adopta el color verde cuando el rendimiento ha sido excelente (>0,8), amarillo cuando el rendimiento fue bueno $(0,6 \le \text{puntuación} \le 0,8)$, naranja cuando el rendimiento ha sido moderado $(0,4 \le \text{puntuación} \le 0,6)$ y rojo para indicar un rendimiento malo $(\le 0,4)$.



Figura 4.11: a) Interfaz gráfica de usuario; b) Interfaz de realimentación visual.

Por último, una interfaz gráfica de usuario (GUI), mostrada en la figura 4.11a, ha sido incorporada dentro de la arquitectura del exoesqueleto híbrido para facilitar la configuración de los parámetros de la terapia (rango de movimientos, máximos niveles de estimulación, cantidad de repeticiones, etc.). Ambos, la GUI como la interfaz de realimentación fueron desarrolladas en Matlab.

4.7 Excesqueleto robótico miembros inferiores CHIEF

La población objetivo del CHIEF fue definida de acuerdo a las especificaciones planteadas por el Cybathlon para los participantes de la carrera en disciplina "Powered Exoskeletons": personas con lesión medular que presentan clínicamente paraplejia, manteniendo fuerza y estabilidad en el tronco, cuello y extremidades superiores; esto último porque se espera que el piloto utilice la parte superior del cuerpo para apoyarse con muletas, o andador, durante la ejecución de las rutinas del exoesqueleto. Se espera una categoría A o B según la escala de American Spine Injury Association (ASIA), que presente pérdida total de la función motora, independientemente de la presencia de espasticidad en extremidades inferiores secundaria a la lesión medular. Adicionalmente, el usuario debe ser mayor de 18 años, con suficiente capacidad cognitiva y de comunicación para entender y ejecutar las funciones del exoesqueleto de forma independiente, contar con un buen estado de salud en general (i.e. no contar con marcapasos cardíaco).

CHIEF integra tres grados de libertad (GDL) actuados por pierna, para los cuales se utilizan dos actuadores distintos. Cada actuador requiere un ensamble distinto, para acoplar el motor y el reductor al perfil; los ensambles se muestran en la Figura 4.12. Específicamente en el caso del actuador de la cadera, el diseño del ensamble es crítico porque evita que torques generados por la rotación en el plano frontal del GDL de la cadera desacople el reductor que se utiliza en ese actuador. Adicionalmente, los ensambles que acoplan cada actuador en su articulación sirven también la función de bloquear mecánicamente el movimiento más allá de la rotación natural de la articulación humana correspondiente, esto representa una medida de seguridad crítica en caso de falla electrónica o de control.



Figura 4.12: a) Ensamble de actuador de rodilla y tobillo y b) de cadera. El actuador de la cadera integra el motor Maxon y Harmonic Drive. El actuador de la rodilla integra el motor Siemens con reductor interno, sin necesidad de un reductor adicional.

Especificaciones	_ *			
	SIEMENS WL43024	SIEMENS WL43025	EC Flat 90 Ø 90 mm, brushless, 90 watt with hall sensors	HARMONIC DRIVE CSG-20-160-2A-GR
DIMENSIONES (mm)	187 x 100 x 44.2	187 x 100 x 44.2	N/A	N/A
DIÁMETRO EXTERIOR (mm)	N/A	N/A	90	93
PESO (Gramos)	170	170	648	280
VOLTAJE DE OPERACIÓn (Volts)	12	12	24	N/A
CORRIENTE NOMINAL (A)	3	3	5.39	N/A
CORRIENTE PICO (A)	20	20	66.2	N/A
VELOCIDAD SIN CARGA (RPM)	90	90	3190	6500
TORQUE (mN-m)	28,000	28,000	387	N/A
TORQUE NOMINAL @ 2000 RPM (N-m)	N/A	N/A	N/A	40
TORQUE PROMEDIO LÍMITE (N-m)	N/A	N/A	N/A	49
REDUCCIÓN	N/A	N/A	N/A	160:1

Tabla 4.1: Especificaciones de motores y reductores integrados en articulaciones de CHIEF.

El sistema de actuación de la cadera está compuesto por la combinación de un motor Maxon EC Flat 90 (Ø 90 mm, brushless, 90 Watt) y un reductor Harmonic Drive CSG-20-160-2A-GR, que se colocan con el eje de acción orientado de forma perpendicular al plano sagital para el lado izquierdo y derecho de la cadera. El conjunto requiere 24 [V] de alimentación y genera un torque nominal de aproximadamente 62 [Nm]. El actuador de la rodilla y el tobillo está compuesto por la combinación de un motor Siemens WL43024 y WL43025, respectivamente, con reductor de velocidad de tornillo sin fin integrado. Este motor requiere 12 [V] de alimentación y genera un torque aproximado de 28 [Nm] y se colocan con sus ejes de acción de forma perpendicular al plano sagital. Este sistema de actuadores considera un arreglo simétrico para la pierna izquierda y derecha. Adicionalmente, la articulación de la rodilla está restringida a un movimiento que va de 0° a 86,23°, donde cero corresponde al ángulo de extensión máximo de la pierna en la posición de parado. Las especificaciones de ambos motores, y del reductor, son detalladas en la Tabla 1.

La estructura mecánica del CHIEF está constituida por cuatro materiales principales: (i) aluminio, (ii) PET, (iii) ABSi y (iv) fibra de carbón. Para las columnas estructurales que se posicionan de forma paralela a la pierna del usuario, se utilizan Perfiles Tubulares Rectangulares (PTRs) comerciales como una solución de bajo costo, fácil de conseguir y con alto factor de resistencia/peso. Las piezas de transmisión de torque entre PTRs y actuadores son manufacturadas en aluminio utilizando cortadoras de control numérico. Por otra parte, la pieza ergonómica y estructural (Figura 4a) es manufacturada utilizando una técnica experimental de impresión en ABSi (impresas en 3D con el uso de la máquina Fortus 400mc) reforzada con fibra de carbono de doble tejido y resina de velocidad de secado moderada (20 mins de manipulación). La pieza en ABSi es cubierta por una sola capa de fibra de carbono tanto en la cara frontal como en la posterior. La fibra es cortada en parches de distintas geometrías para adaptarse más fácilmente a la figura anatómica de la pieza. Dependiendo del tamaño de la impresora utilizada, la pieza puede ser impresa en una sola parte, o en múltiples.

Las partes utilizadas para los ensambles de actuadores son manufacturadas en PET (impresas en 3D con el uso de máquinas de escritorio) con el fin de minimizar peso. Adicionalmente, las partes de contacto con el usuario son cubiertas con el material acolchonado del producto Knee Saver (Apache Mills), cuya efectividad ha sido comprobada con anterioridad.

Para la sujeción del exoesqueleto con el usuario, se utiliza un sistema simple de correas de velcro que aseguran las piernas del piloto al exoesqueleto en cuatro puntos distintos; dos en la pierna y dos en el muslo, acercándose lo más posible a las articulaciones. Además, se utiliza una faja comercial para apoyo ortopédico lumbar que asegura la parte superior del cuerpo del usuario al robot, como se muestra en la Figura 4.13. El zapato del usuario es también sujetado a la planta del exoesqueleto, utilizando correas de velcro.



Figura 4.13: CHIEF asegurado a sujeto de prueba por medio de correas de velcro y faja ortopédica de soporte lumbar. La faja ortopédica se asegura al exoesqueleto por medio de dos barras metálicas que recorren la espalda completa.

De forma complementaria a la parte estructural, se agregan cubiertas (Figura 4.14a) para proteger los componentes electrónicos y el cableado, con el fin de evitar que el usuario o un tercero, resulte dañado por partes en movimiento que forman parte de la misma estructura. Las cubiertas fueron manufacturadas con la misma técnica experimental que la pieza de ergonomía y estructural de la cadera, comenzando con impresión 3D en ABSi y reforzando la estructura plástica con fibra de carbono. Las dimensiones y forma son definidas por la electrónica que debe ser cubierta, además de por la posición y geometría de los actuadores de la cadera y rodilla. De forma similar a la cadera, la pieza debe ser partida dependiendo de las dimensiones de la impresora utilizada (Figura 4.14b).

El peso total del exoesqueleto es de 27 kg, donde aproximadamente 20 kg son atribuidos a la estructura y actuadores, mientras que aproximadamente 7 kg son de las dos baterías recargables de



Figura 4.14: a) Cubierta lateral de pierna izquierda b) Pieza ergonómica y estructural de la cadera.

Litio (12V y 40Ah cada una).

4.8 Neuroprótesis para control de la flexo-extensión del tobillo

La aplicación artificial de electricidad al cuerpo puede ser utilizada con muchos fines. En el caso de la Electroestimulación Funcional (o FES por sus siglas en inglés Functional Electrical Stimulation), se aplican niveles bajos de excitación eléctrica. en el caso de las neuroprótesis de pie caído, se estimula artificialmente un nervio debido al deterioro en la comunicación entre el sistema nervioso central y el nervio determinado. De esta forma, se restaura o ayuda a una función motora que normalmente está bajo el control del sistema nervioso central, pero está suprimida o reducida debido a enfermedades, traumas o complicaciones de desarrollo [20].

Las NP interaccionan con el cuerpo mediante señales eléctricas. Son utilizadas para compensar patologías, como el pie equino, ya que el propio sistema nervioso humano es manejado por señales eléctricas. Cuando se habla de NP robótica, se incluye al FES en conjunto con sensores y con una unidad de control para la actuación.

- 1. Bloque del electroestimulación o FES, en el que se manejan las altas tensiones y cargas. Es la etapa final para producir la estimulación.
- 2. **Bloque de control digital**, en el que se debe recibir las señales de los sensores y procesarlas, además de ejecutar el algoritmo de control del sistema y caracterizar la forma de onda de la salida para la actuación.
- 3. **Bloque de interfaz con sensores**, en el que se realiza el proceso de adquisición de la señal que produce el sensor que debe percibir las fases de la marcha, para ejecutar luego las decisiones en la actuación.
- 4. **Bloque de interfaz con el usuario**, en el que se establece la forma en que el usuario configura el uso de la NP, con botones, switches, LCD y una aplicación software de apoyo.
- 5. **Bloque de alimentación**, en el que se diseña las etapas de las baterías para la autonomía de la NP. Se busca siempre maximizar la vida de las baterías y minimizar la cantidad de recargas de las mismas.

Además, se debe tener en cuenta el encapsulado del mismo para optimizar su portabilidad y sobre todo, la seguridad de su uso.



Figura 4.15: Típica arquitectura de NPs. Imagen basada en Broderick et al, [21]

4.8.1 Actuación

La salida de un sistema de electroestimulación superficial puede ser de voltaje constante, corriente constante o alguna forma híbrida de estos. La ventaja de la configuración de voltaje constante es que la densidad de corriente determina el potencial para el daño de tejido. Como la impedancia de la piel aumenta, la corriente disminuye. Sin embargo, los estimuladores de voltaje constante varían en la respuesta motora. Los estimuladores de corriente constante presentan mejor consistencia en la contracción y repetición con menos variación en la resistencia [22]. Además, con base en la neurofisiología de los músculos, los pulsos de corriente se ven más naturales, ya que el camino de la señal neural se basa en la transmisión de cargas eléctricas. También, en los sistemas de electroestimulación transcutaneos o no invasivos, la interfaz de impedancia puede cambiar fácilmente y causar distintos niveles de contracción, que directamente dependen de las cargas aplicadas a las fibras musculares. Esto se evita si se aplican pulsos de corriente. En términos de diseño electrónico, una fuente de corriente capaz de manejar la impedancia piel-electrodo, es más compleja de obtener, más aun considerando un diseño portable en casos de robótica para rehabilitación vestible [23].

La fuerza de la actividad muscular resultante puede ser controlada variando la amplitud, ancho o frecuencia del pulso. La amplitud de las señales de corriente puede variar entre 10 mA y aproximadamente 150 mA dependiendo del grupo de músculos estimulados, la interfaz electrodopiel y el umbral de dolor del usuario. El rango de frecuencia va de 5 a 50 Hz [23]. La fatiga en los músculos también está relacionada con la frecuencia, incrementando con esta (a partir de 50 Hz, se produce fatiga considerable [24]). Con respecto al ciclo útil, el ancho de pulso rectangular está normalmente entre 100 us y 3 ms [25].

El tren de pulsos en la salida puede ser monofásico, bifásico asimétrico o bifásico simétrico. En la Figura 4.16 se muestran algunos trenes de pulsos estudiados, en donde (a, b) son monofásicos y (c, d, e, f) son bifásicos. Los pulsos monofásicos tienen la gran desventaja de causar deterioros en el electrodo y daño de tejido. Como son capaces de alterar distribuciones iónicas y polarizar, pueden causar roturas y quemaduras en la piel. Los pulsos bifásicos asimétricos son bidireccionales y permiten a los iones fluir en ambas direcciones, minimizando la redistribución de ion y el subsecuente riesgo de irritación en la piel. Los pulsos bifásicos simétricos permiten que ambos pulsos depolaricen la membrana neural. El efecto de muchas reacciones químicas se ve reducido con estos pulsos [26]. Sin embargo, la corriente anódica reversa de un estímulo bifásico puede suprimir una potencial acción en desarrollo en respuesta a la fase catódica. Un retraso entre pulsos, es decir, un intervalo entre los mismos, previene esto efectivamente [24]. También se ha reportado que el voltaje pico requerido para alcanzar los umbrales de los sensores y nervios motores es más bajo con los pulsos bifásicos que con los monofásicos [27].

En el caso del pie equino, se estimula el nervio peroneo para generar la flexo-extensión del tobillo. Por lo general solo se requiere producir contracciones musculares en el músculo tibial anterior, por lo tanto se requiere un solo canal de estimulación. En casos de disfunciones más complejas en las extremidades inferiores, 4 o 6 canales de estimulación proveen el control necesario [28].

Hay una relación de compromiso entre agregar más funcionalidad o canales de estimulación al dispositivo y mantener la simpleza. Mientras se requieran más canales, más complicado será el dispositivo para configurarlo y portarlo, para uso en el hogar. Por supuesto, la estimulación multicanal puede ser usada en un establecimiento clínico en un periodo inicial de rehabilitación para reaprendizaje motor, para luego proseguir con un dispositivo más pequeño y portable para el hogar [21].



Figura 4.16: Típicos trenes de pulsos para la actuación en electroestimuladores. Imagen con permiso de Brunetti et al, [23]

4.8.2 Caso ejemplo del TEREFES. Actuación y principales características

En el marco del proyecto HYPER llevado adelante por el Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC) de España, y el proyecto TERERE desarrollado en conjunto por el Grupo de Bioingeniería CSIC de España y la Universidad Católica "Nuestra Señora de la Asunción" de Paraguay, se propuso en 2011 el diseño del electroestimulador funcional TEREFES, [23]. Su diseño buscaba proveer muchos canales de electroestimulación manejados por fuentes de corriente estables y controladas. Busca portabilidad y flexibilidad. Es un electroestimulador de propósito múltiple, ya que está diseñado de modo a implementar distintos tipos de algoritmos y patrones de pulsos para innovar en el campo de la robótica.

El TEREFES utiliza cuatro baterías AA para alimentar el dispositivo. Incluye una interfaz de comunicación USB, que permite la configuración de una aplicación de software externa [23]. La amplitud de los pulsos de corriente va de 0 a 120 mA en 256 pasos, con un voltaje máximo de 250 V. La frecuencia puede ser configurada con valores de 0 a 100 Hz. Provee hasta 32 canales, en dos grupos independientes de 16 canales cada uno, y manejados por dos distintas fuentes de corriente. El ancho de pulso puede variar de 10 a 5000 μ s. También incluye algunas entradas/salidas digitales de propósito general para sincronizar con otros dispositivos y adquisición de señales de sensores [23].

La fuente de corriente del TEREFES está basada en un amplificador en lazo cerrado, de voltaje a corriente, o transconductancia, mediante la implementación del amplificador operacional de alto voltaje, el APEX PA78. El microcontrolador provee una señal de bajo voltaje que luego es transformada a una señal de corriente que cruza a lo largo de la carga donde se aplica la estimulación. Con el apropiado intercambio de las cargas con switches, se pueden obtener señales monofásicas y bifásicas totalmente controladas.

El dispositivo presentaba unas dimensiones de 190 x 138 x 45,5 mm y poseía un peso aproximado de 300 g. Las pruebas en distintas condiciones para la autonomía mostraron un resultado de aproximadamente 4 horas [23].



Figura 4.17: Diagrama en bloques del TEREFES. Imagen con permiso de Brunetti et al, [23]



- H. P. von Schroeder y col. «Gait parameters following stroke: a practical assessment». eng. En: *Journal of Rehabilitation Research and Development* 32.1 (feb. de 1995), págs. 25-31. ISSN: 0748-7711.
- [2] S. Hirokawa y col. «Energy consumption in paraplegic ambulation using the reciprocating gait orthosis and electric stimulation of the thigh muscles». eng. En: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 71.9 (ago. de 1990), págs. 687-694. ISSN: 0003-9993.
- [3] Frank C. Anderson y Marcus G. Pandy. «Dynamic Optimization of Human Walking». En: Journal of Biomechanical Engineering 123.5 (mayo de 2001), págs. 381-390. ISSN: 0148-0731. DOI: 10.1115/1.1392310. URL: http://dx.doi.org/10.1115/1.1392310 (visitado 04-06-2016).
- [4] Shahid Hussain, Sheng Q. Xie y Prashant K. Jamwal. «Adaptive impedance control of a robotic orthosis for gait rehabilitation». eng. En: *IEEE transactions on cybernetics* 43.3 (jun. de 2013), págs. 1025-1034. ISSN: 2168-2275. DOI: 10.1109/TSMCB.2012.2222374.
- [5] Modar Hassan y col. «Exoskeleton robot control based on cane and body joint synergies». En: Intelligent Robots and Systems (IROS), 2012 IEEE/RSJ International Conference on. 2012, págs. 1609-1614. URL: http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp? arnumber=6386248 (visitado 14-01-2014).
- [6] David A. Winter. *Biomechanics and motor control of human movement*. 4th ed. Hoboken, N.J: Wiley, 2009. ISBN: 978-0-470-39818-0.
- [7] Alberto Esquenazi y col. «The ReWalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury». eng. En: American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists 91.11 (nov. de 2012), págs. 911-921. ISSN: 1537-7385. DOI: 10.1097/PHM.0b013e318269d9a3.
- Umit Onen y col. «Design and Actuator Selection of a Lower Extremity Exoskeleton». En: IEEE/ASME Transactions on Mechatronics (2013), págs. 1-10. ISSN: 1083-4435, 1941-014X. DOI: 10.1109/TMECH.2013.2250295. URL: http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/ epic03/wrapper.htm?arnumber=6488851 (visitado 14-01-2014).

- [9] Herman van der Kooij, Bram Koopman y Edwin H F van Asseldonk. «Body weight support by virtual model control of an impedance controlled exoskeleton (LOPES) for gait training.» En: Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference 2008 (2008), págs. 1969-1972. ISSN: 1557-170X. DOI: 10.1109/IEMBS.2008. 4649574.
- [10] KL Willoughby, KJ Dodd y N Shields. «A systematic review of the effectiveness of treadmill training for children with cerebral palsy». En: *Disability and rehabilitation* (2009).
- [11] N Smania y col. «Applicability of a new robotic walking aid in a patient with cerebral palsy. Case report.» En: *European journal of physical and rehabilitation medicine* 48.1 (mar. de 2012), págs. 147-53. ISSN: 1973-9095. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/ 22543558.
- [12] Hugues Barbeau y Martha Visintin. «Optimal outcomes obtained with body-weight support combined with treadmill training in stroke subjects.» En: Archives of physical medicine and rehabilitation 84.10 (oct. de 2003), págs. 1458-65. ISSN: 0003-9993. URL: http: //www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14586912.
- [13] E Rocon y col. «Design and validation of a rehabilitation robotic exoskeleton for tremor assessment and suppression». En: *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 15.3 (sep. de 2007), págs. 367-378. DOI: 10.1109/TNSRE.2007.903917. URL: http://www. ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?db=pubmed%7B%5C&%7Dcmd=Retrieve%7B% 5C&%7Ddopt=AbstractPlus%7B%5C&%7Dlist%7B%5C_%7Duids=17894269.
- [14] G Colombo y col. «Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis.» En: Journal of rehabilitation research and development 37.6 (2000), págs. 693-700. ISSN: 0748-7711. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11321005.
- [15] Jiro Doke, J Maxwell Donelan y Arthur D Kuo. «Mechanics and energetics of swinging the human leg.» En: *The Journal of experimental biology* 208.Pt 3 (2005), págs. 439-445. ISSN: 0022-0949. DOI: 10.1242/jeb.01408.
- [16] Maarten Afschrift y col. «The effect of muscle weakness on the capability gap during gross motor function: a simulation study supporting design criteria for exoskeletons of the lower limb.» En: *Biomedical engineering online* 13.1 (2014), pág. 111. ISSN: 1475-925X. DOI: 10. 1186/1475-925X-13-111. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25092209.
- [17] B. Vanderborght y col. «Variable Impedance Actuators: A Review». En: *Robot. Auton. Syst.* 61.12 (dic. de 2013), págs. 1601-1614. ISSN: 0921-8890. DOI: 10.1016/j.robot.2013.06.009. URL: http://dx.doi.org/10.1016/j.robot.2013.06.009.
- [18] Peter S Lum, Charles G Burgar y Peggy C Shor. «Evidence for improved muscle activation patterns after retraining of reaching movements with the MIME robotic system in subjects with post-stroke hemiparesis». En: *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* 12.2 (2004), págs. 186-194.
- [19] Peter Langhorne, Fiona Coupar y Alex Pollock. «Motor recovery after stroke: a systematic review». En: *Lancet neurology* 8.8 (ago. de 2009), págs. 741-54. ISSN: 1474-4422. DOI: 10.1016/S1474-4422(09)70150-4.
- [20] William K Durfee. «Gait Restoration by Functional Electrical Stimulation». En: *Climbing and Walking Robots*. Springer, 2006, págs. 19-26.
- [21] Barry J Broderick, Paul P Breen y Gearóid ÓLaighin. «Electronic stimulators for surface neural prosthesis». En: *Journal of automatic control* 18.2 (2008), págs. 25-33.

- [22] Lynne R Sheffler y John Chae. «Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation». En: *Muscle & nerve* 35.5 (2007), págs. 562-590.
- [23] F Brunetti y col. «Enhancing functional electrical stimulation for emerging rehabilitation robotics in the framework of hyper project». En: *Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 2011 *IEEE International Conference on*. IEEE. 2011, págs. 1-6.
- [24] J Patrick Reilly y Hermann Antoni. *Electrical stimulation and electropathology*. Cambridge University Press, 1992.
- [25] TA Thrasher, HM Flett y MR Popovic. «Gait training regimen for incomplete spinal cord injury using functional electrical stimulation». En: *Spinal Cord* 44.6 (2006), págs. 357-361.
- [26] Lucinda L Baker y col. *Neuromuscular electrical stimulation: a practical guide*. Los Amigos Research & Educational Institute, 1993.
- [27] Gideon Kantor, Gad Alon y Henry S Ho. «The effects of selected stimulus waveforms on pulse and phase characteristics at sensory and motor thresholds». En: *Physical Therapy* 74.10 (1994), págs. 951-962.
- [28] Daniel Graupe y Kate H Kohn. «Functional neuromuscular stimulator for short-distance ambulation by certain thoracic-level spinal-cord-injured paraplegics». En: *Surgical Neurology* 50.3 (1998), págs. 202-207.

5. Sistema de control y medida

Thomaz Botelho¹, Francisco Resquín², Juan C. Moreno², Sergio Casco³, Fernando Martínez⁴, Rafael Mendoza⁵, Eduardo Rocon⁶

¹Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil.

²Grupo de Neuro-Rehabilitación, Consejo Superior de Investigaciones Científicas, España.

³*Universidad Católica, Paraguay.*

⁴Ingeniería y Diseño INDI, México.

⁵Tecnológico de Monterrey, México.

⁶Group of Neural & Cognitive Engineering, CSIC, España.

En este capítulo se analizan los aspectos relativos al sistema de control y medida de cada uno de los exoesqueletos. En este capítulo se describe para cada exoesqueleto, entre otros detalles, el sistema sensorial empleado, la arquitectura electrónica de control y potencia, los modos de control disponibles, el procesamiento que se realiza de la información sensorial y como se lleva a cabo la evaluación del sistema de control.

5.1 ALLOR

En relación a la interfaz física entre el exoesqueleto y el usuario, el exoesqueleto cuenta con algunos sensores para determinar parámetros como posición, velocidad ángular, fuerza y torque de interacción.

El sensor de posición para medir el ángulo de la rodilla es implementado através de un potenciómetro de precisión industrial(1557S103MX, Vishay Spectrol) de 10 k Ω , el cual es ubicado en el eje de la articulación por medio de una correa dentada. Dicho potenciómetro se escogió por su larga vida rotacional (10 millones de revoluciones), y por su buena linealidad en todo su rango de medida ($\pm 2\%$).

El exoesqueleto también tiene un sensor de fuerza para medir el torque de interacción, entre el robot y la pierna del usuario en el plano sagital, y en los dos sentidos del movimiento de la articulación (movimientos de flexo-extensión). El sensor de fuerza es formado por 4 *strain gauges* conectadas en una configuración de Puente de Wheastone con el objetivo de mejorar la precisión y

reducir interferencias que puedan surgir con la variación de la temperatura. Esta configuración de los sensores, permite medidas de torque de -50 a +50 Nm.

Los dos sensores anteriores están conectados al *hardware* del exoesqueleto, controlado por un microcontrolador DSP (Digital Signal Processor) de 64 MHz (DsPIC30F4011, Microchip), encargado de hacer el filtrado, amplificación conversión ánalogo-digital con una resolución de 10 bits, y transmisión de los datos de los sensores a un computador de control por medio de un bus de comunicación CAN a 1 Mbs.

Ambos sensores y el hardware de adquisición de datos se pueden observar en la Figura 5.1.



Figura 5.1: Detalle de los sensores y hardware de adquisición de datos.

El motor de la Figura 5.1, posee internamente 3 sensores de efecto hall, responsables por la medición de la velocidad ángular y el torque, los cuales son utilizados posteriormente para enviar información al *driver* de control del motor. El *driver* utilizado es el AZBH12A8 (Advanced Motion Controls), y permite controlar el motor através de una señal de ± 10 V. El *driver* utiliza los datos de los sensores Hall del motor, para hacer la realimentación en un controlador interno de velocidad, que cuando está activo, él mismo puede variar la velocidad del motor basado en una señal de entrada también de ± 10 V. Este modo de operación es interesante debido a que permite el bloqueo del motor en caso de que la velocidad sea cero (0 V).

Para el control se usa un computador industrial embebido PC/104 más dos módulos apilados, el primero de ellos con un puerto CAN (CAN-AC PC/104, softing), responsable de la adquisición de los datos provenientes de los sensores de posición y fuerza del exoesqueleto, y el segundo, un módulo de Entradas y Salidas analógicas y digitales (Diamond-MM-32DX-AT, Diamond Systems), encargado e enviar la señal de control al *driver* del motor. El sistema de control es implementado por medio de Simulink Real Time instalado en la PC/104, y garantiza el procesamiento en tiempo real del sistema de lectura de los sensores y el controlador del motor con una frecuencia de muestreo de 1 ms.

5.1.1 Estrategias de Control

En lo que se refiere al control de exoesqueleto, se puede destacar las estrategias en donde el usuario es pasivo y el robot sigue una determinada trayectoria, y en donde el usuario es activo, y el robot auxilia el movimiento o realizar fortalecimiento muscular.

Es importante añadir, que en la estrategia implementada donde el usuario es pasivo, es necesario verificar la fuerza de interacción entre el usuario y el robot para evitar daños en el usuario en caso de una fuerza contraria que supere su capacidad muscular.

También es importante filtrar la componente gravitacional del sistema, a través de un compensa-

dor gravitacional, y de esta forma obtener una fuerza resultante equivalente a la fuerza intencional del usuario, descartando el componente del peso de la pierna que actua sobe el exoesqueleto.

En la Figura 5.2, se observa el controlador donde el usuario es pasivo, y el camino trazado por el robot és definido por el planeador de camino, $\dot{q}_d(q)$ representa la velocidad en función de posición, $\dot{q}(t)$ es la velocidad del motor, τ el torque medido y q el ángulo medido. También se puede observar el controlador interno de velocidad dentro del driver del motor. El control de ganancia en función de la fuerza es una función que en ausencia de la fuerza, retorna una ganancia unitaria y en caso de una fuerza contraria no deseada, retorna una ganancia nula parando el movimiento.



Figura 5.2: Controlador para el usuario pasivo.

La Figura 5.3 presenta un controlador donde el usuario es activo. En este caso, el usuario tiende a determinar la posición de reposo (velocidad nula) en ausencia de la fuerza.

El controlador de impedancia, en este caso es una función de primer orden cuando se opera con una velocidad, y los parámetros de Inércia y Amortiguamiento deben ser ajustados de acuerdo a la tarea de rehabilitación para permitir que el movimiento de la pierna sea realizado con más o menos fuerza. En el caso de la marcha, se deben implementar diferentes valores para los parámetros de impedancia, los cuales van de acuerdo a la fase de la marcha.



Figura 5.3: Controlador para el usuario activo.

5.2 CPWalker

Los últimos avances en el campo de la rehabilitación de PC han estado centrados en la inclusión de la imagen cerebral, proponiendo la redefinición de los cuidados clínicos para los usuarios más afectados con terapias neurológicas [1].

En este capítulo se muestran los novedosos principios de rehabilitación de CPWalker a través de las estrategias de control propuestas, los diferentes sensores utilizados y la arquitectura de comunicación entre los distintos módulos.

5.2.1 Interfaz Multimodal humano-robot

La interacción entre el niño con PC y la plataforma de rehabilitación tiene lugar a través de una Interfaz Multimodal Humano-Robot (MHRI) consistente en: i) una unidad electroencefalográfica (EEG) con el fin de recoger la mayor parte de la actividad motora; ii) electromiografía de superficie (sEMG) para medir capacidad residual de movimiento y activación muscular; iii) sensores inerciales (IMUs) destinados a medir ángulos y posicionamiento de tronco y cabeza para controlar la postura del paciente; iv) sensor láser (LRF) para la detección del patrón locomotor del usuario y poder realizar un control de desplazamiento acorde; v) galgas extensométricas y sensores de fuerza que permiten realizar un control ajustado de intensidad y fuerza para cada individuo. El objetivo fundamental de esta interfaz multimodal es permitir la integración del PNS y el CNS dentro de un tratamiento físico y cognitivo.

EEG

Una de las posibles terapias de rehabilitaicón de la plataforma CPWalker se basa en permitir el control de la misma a través de señales EEG. Esta aproximación permite tener en cuenta la intención del paciente al iniciar la terapia robótica, de forma que el robot empiece a moverse si el paciente así lo decide. El proceso consta de dos etapas: i) una primera etapa temprana en la que el niño inmovilizado en cama o en silla de ruedas, destinada a remodelar la actividad cortical relacionada con la marcha; y ii) una segunda etapa en la que el paciente controla de manera activa la terapia de rehabilitación sobre la plataforma robótica. La primera etapa prepara el cerebro del paciente para adquirir los patrones de marcha que se ejercitarán en la segunda etapa de rehabilitación física robótica.

Para llevar a cabo la primera etapa se emplean unas gafas de realidad virtual Oculus Rift

(Oculus, Estados Unidos), que muestran al paciente un entorno virtual en primera persona mientras simultáneamente se recoge la señal EEG mediante un casco. Una vez que los usuarios han entrenado con realidad virtual y dominan el control, ellos están preparados para implementar esta estrategia en la plataforma CPWalker.

El entorno virtual mostrado a través de las gafas es un mundo imaginario diseñado con un motor gráfico de juegos (UDK) que se proyecta de modo estereoscópico en las gafas para conseguir una experiencia más realista. Cada sesión de esta etapa consiste en un recorrido por ese mundo en primera persona a través de un camino definido. A lo largo del recorrido virtual pueden aparecer diferentes obstáculos (puertas, piedras, árboles) ante los cuales se detiene la marcha. Cuando el paciente se encuentra con un obstáculo, tiene que relajarse durante 3s y posteriormente pensar durante otros 3s en mover sus extremidades inferiores. Si estas instrucciones se realizan de forma correcta, el obstáculo desaparece y la marcha continua.

EMG

El sistema de EMG Trigno[™] Wireless System (Delsys, Estados Unidos) ha sido incluido en la plataforma robótica con la intención de programar estrategias de control que utilicen como parámetro de entrada la señal de activación muscular. Dado que las habilidades motoras están relacionadas con la aparición de las llamadas sinergias musculares, se intenta que en las estrategias adoptadas se refleje el SNC para coordinar cualquiera de las unidades motoras o grupos musculares. Esta información proporcionará una estimación precisa de las estrategias musculares desarrolladas por el niño. Por otro lado, EMG proporciona el desarrollo de una evaluación cuantitativa sobre el proceso de rehabilitación, comprobando la mejoría de activación muscular disociada a lo largo del tratamiento.

Resumidamente, el EMG ha sido propuesto para tres situaciones:

- Control del inicio de la marcha. Señal de inicio de la marcha a través de una activación muscular (método suplementario a la tecnología EEG). Idealmente la marcha se iniciaría tras la activación de un músculo extensor de la cadera.
- Control dinámico de la velocidad. Posibilidad de controlar la velocidad de desplazamiento a través de las medidas detectadas por el sistema EMG. Se diseña una función lineal para traducir amplitud de la contracción en velocidad de desplazamiento.
- Detección de espasticidad. Disminución automática de la descarga de peso en las piernas del paciente en el momento en que se detecte una co-contracción por parte del usuario. Para ello, los terapeutas establecerán el tiempo máximo que músculos agonistas y antagonistas pueden mostrar una contracción simultánea.

IMUs

Se ha incluido la utilización de sensores inerciales (TechMCS, Technaid, España) dentro de la MHRI con el objetivo de monitorizar la orientación del tronco y la cabeza del paciente durante la terapia con CPWalker y conseguir mejorar el control postural del niño.

Los ejercicios realizados con IMUs consisten en dar un feedback acústico al usuario cuando el tronco o la cabeza pierden su posición apropiada durante la marcha con CPWalker. Una señal sonora se ejecuta a través de la MHRI cuando la postura del paciente sale de los márgenes de un rango permitido. Esto es controlado en giros realizados sobre los tres planos (frontal, sagital y transversal), pero se incide en movimientos sobre el plano sagital (inclinación de la cabeza o el tronco hacia delante o hacia atrás). La inclusión de esta señal acústica ha sido propuesta por los terapeutas colaboradores del Hospital Niño Jesús debido a la importancia de la postura de tronco y cabeza durante la rehabilitación de la marcha en pacientes con PC [2]. Una posición vertical del tronco favorece la extensión de cadera del niño y los resultados obtenidos durante el tratamiento son mejores. La colocación de los sensores en tronco y cabeza van sujetos convenientemente para evitar su rotación involuntaria.

LRF

El sistema para detectar la localización de las piernas del sujeto está compuesto de un sensor láser LRF URG-04LX (Hokuyo, Japón) que es capaz de escanear hasta un ángulo de 240°. Su principio fundamental de funcionamiento se lleva a cabo mediante el envío de un pulso láser en un haz estrecho hacia el objeto, midiendo el tiempo que tarda el pulso en ser reflejado por el objetivo y devuelto al remitente. Una muestra completa del escáner realizado por el LRF es recibida por el controlador principal de la arquitectura de control de CPWalker, y desde ahí un algoritmo calcula la posición de las piernas del niño en tiempo real. El sensor LRF está instalado en la parte delantera del robot CPWalker a una altura de 15cm del suelo, con el fin de registrar convenientemente el movimiento realizado por ambas extremidades inferiores.

Dentro de la MHRI, el sensor LRF es el encargado de controlar el movimiento de CPWalker teniendo en cuenta la intención del usuario al mover sus piernas. El modelo propuesto para CPWalker [3] está basado en la interacción humano-andador presentada en [4].

Sensores de fuerza

La MHRI se servirá también de la lectura de sensores de fuerza basados en galgas extensométricas y que se colocan en las barras metálicas del exoesqueleto. El principal objetivo que se persigue con la utilización de estos sensores es medir la fuerza de interacción entre el exoesqueleto de CPWalker y el cuerpo del paciente con PC. De este modo, será posible la implementación de distintas estrategias de control como el control de impedancia [5].

5.2.2 Estrategias de control de bajo nivel

En esta sección se describen las estrategias de control de bajo nivel desarrolladas para implementar funciones básicas en CPWalker. Estas funciones básicas en combinación con la información proporcionada por la MHRI y los distintos sensores de la plataforma, servirán de base a las novedosas terapias futuras.

Estrategia de control de posición

El control de posición es una estrategia ampliamente utilizada en exoesqueletos de rehabilitación y está basada en el principio de guiar las articulaciones inferiores del paciente siguiendo referencias de patrones de marcha normalizados [6, 7, 8]. Una cuestión importante para la rehabilitación es encontrar el mejor modo de asistir al paciente ejerciendo la menor fuerza de interacción posible. De este modo, se conseguirá una mayor naturalidad al caminar. Por ello, CPWalker utiliza un algoritmo que adapta el patrón de marcha de referencia dependiendo de la altura del usuario y la velocidad de desplazamiento [9]. Al mismo tiempo también es posible seleccionar un porcentaje de Rango de Movimiento (ROM) que variará la amplitud de la señal de referencia. Un ejemplo de esto se muestra en la Figura 5.4.

La referencia es comparada con la medida real de ángulo en cada una de las articulaciones, y el error es procesado por controladores Proporcional-Integral-Derivativo (PID) seleccionados individualmente para cada una de las articulaciones.

Estrategia de control de impedancia

Aunque el control de posición ha sido probado con resultados positivos en varios estudios [10, 11], las terapias robóticas deben ser optimizadas con el fin de incrementar la participación del paciente. La impedancia de un sistema (Z(s)) define la relación entre la fuerza del sistema (F(s)) producida en contra de un movimiento impuesto y el movimiento en sí ($\theta(s)$) (Ecuación 5.1) [5].

$$Z(s) = \frac{F(s)}{\theta(s)} = M \cdot s^2 + B \cdot s + k$$
(5.1)



Figura 5.4: Cambios de la trayectoria de referencia en movimientos de flexión-extensión de cadera, rodilla y tobillo según la selección de diferentes parámetros como el porcentaje de ROM y velocidad de marcha.

donde M es la masa del sistema, B el amortiguamiento y k la rigidez.

Siguiendo este concepto, CPWalker presenta un algoritmo (Figura 5.5) que busca prevenir esfuerzos indeseados sobre las extremidades inferiores del paciente, y más importante aún, aplicar la filosofía de "asistencia según necesidad" para aprovechar la capacidad residual del usuario. Éste método considera la interacción humano-robot para permitir una desviación variable respecto a la trayectoria normalizada que se ha definido.

5.2.3 Arquitectura de control

Para el diseño electrónico de CPWalker y con el fin de establecer la comunicación entre todos los componentes de la plataforma, se ha definido una arquitectura de control del sistema (Figura 5.6), en la que se pueden distinguir cuatro partes fundamentales:

- Plataforma robótica: constituida por el exoesqueleto y el andador inteligente con su estructura, sensores y actuadores.
- Unidad de control: la cual recibe información de los sensores de la plataforma robótica y ejecuta los algoritmos de control que generan las señales que se enviarán a los actuadores. La unidad de control está formada por dos PC-104, uno responsable del exoesqueleto y el otro del control del andador. Todo el algoritmo está implementado en el entorno MatLab RT para un procesamiento en tiempo real. La comunicación entre el entorno de MatLab y CPWalker está basada en tarjetas de adquisición de datos y drivers particulares por articulación, los



Figura 5.5: Algoritmo de control de impedancia de CPWalker.

cuales han sido desarrollados para el control de los motores de la plataforma y siguen una transferencia de datos a través de CAN (Controller Area Network) [8].

- Ordenador remoto para MHRI: este equipo es responsable de adquirir información de los sensores de la MHRI, procesarla y enviar la señal procesada a la unidad de control para su implementación. Al mismo tiempo, la información recibida por el ordenador remoto es guardada para futuros análisis.
- Unidad clínica: esta unidad consiste en una tablet que ejecuta una aplicación desarrollada para establecer la interfaz entre el sistema CPWalker y el personal clínico que esté ejecutando la terapia. La interfaz monitoriza las señales y concreta los parámetros de las distintas terapias en tiempo real. Los objetivos de la misma son: i) monitorizar y validar los algoritmos de rehabilitación; ii) análisis de datos (estadísticas, rendimientos...); iii) guardar la información de la base de datos de los distintos pacientes; iv) comparar diferentes terapias robóticas.



Figura 5.6: Esquema general de la arquitectura de control de CPWalker. Todos los sensores del exoesqueleto se comunican con el PC104-I a través de CAN1. PC104-I y PC104-II están comunicados a través de UDP y también a través de CAN3. El PC104-II es el encargado del control del sistema de tracción, control de peso y la elevación. La unidad de control formada por los dos PC104 recibe la información de la MHRI y de la unidad clínica a través de wifi.

5.3 BioMot

El exoesqueleto BioMot tiene como principio el control de la asistencia necesaria para cubrir una determinada brecha de capacidad del usuario, siendo esta brecha estimada o caracterizada en función de la contribución muscular al momento articular neto. Las herramientas robóticas de rehabilitación de la marcha existentes utilizan patrones de referencia extraídos de población sana, con el objetivo de adaptarlas a las características de los usuarios. En BioMot, partiendo de modelos cinemáticos de referencia adaptados al usuario, se aplica el concepto de adaptabilidad tácita como un método para adaptar la interacción física entre los dos agentes y así promover su adaptación en la ejecución de la tarea y la interacción con el entorno.

5.3.1 Sistema sensorial empleado

El exoesqueleto BioMot incorpora una serie de sensores, que sumados a los equipos de medida externos que se contemplan en el marco del proyecto, permiten el control adaptativo y de asistencia en la rehabilitación deseados.

Los sensores de que dispone el exoesqueleto son:

- Encoders magnéticos para la estimación del brazo de palanca que realiza el actuador (para los MACCEPA de cadera, rodilla y tobillo).
- Encoders ópticos para la estimación de ángulo articular biológico (para los MACCEPA de cadera, rodilla y tobillo).
- Los motores sin escobillas utilizados para los MACCEPA de cadera, rodilla y tobillo disponen de sensores de efecto HALL.
- Encoders ópticos para contar las vueltas del motor (para los «Parallel Spring»).
- Interruptores de final de carrera (para los «Parallel Spring»).
- Resistencias dependientes de la fuerza, utilizados como interruptores plantares, para segmentación de la marcha y acciones de control.

Por su parte, se tienen otros equipos de medida dentro del marco del proyecto, que completan el sistema:

- Sistema de electroencefalografía de 32 canales para detección de intención y estimación de la atención.
- Sistema de electromiografía para el modelo biomecánico computacional específico del sujeto, que capta la actividad de los principales músculos que contribuyen al movimiento de los 6 GdL.
- Sensores inerciales en los actuadores de tobillo como sistemas de detección de eventos y análisis cinemático.

5.3.2 Arquitectura electrónica de control y potencia

El sistema de control jerárquico (ver figura 5.7) está comprendido por la implementación hardware y software. En la arquitectura del exoesqueleto BioMot se adopta el middleware ROS (Robot Operating System) para proporcionar servicios a los múltiples sistemas hardware y software que comprenden el sistema completo. La arquitectura hardware se implementa sobre un sistema BeagleBone Black (BBB) con Ubuntu (CPU en la figura 5.7) que se comunica vía CAN con las unidades de proceso SPU («Single Processor Units») de cada articulación. Mediante ROS la BBB establece interfaces según se necesite con los sistemas que comrpenden el marco de BioMot: i) hardware de control del exoesqueleto, ii) sistema de electroencefalografía, iii) sistema de procesamiento de sensores inerciales, iv) sistema computacional de análisis biomecánico, y v) sistema de electromiografía.

n la figura 5.7 se observan también las distintas SPU de cada articulación, distinguiéndose para cada pierna: uno para cadera, dos para rodilla (actuador de rodilla y muelle en paralelo –«Parallel Spring»–), y otro para tobillo. Estos dispositivos se componen de una electrónica de comunicaciones



Figura 5.7: Esquema general de la arquitectura hardware distribuida.

y gestión de sensores diseñada a tal efecto, y una electrónica de potencia comercial para motores sin escobillas, fabricada por MAXON (ESCON 50/5). La electrónica de comunicaciones y sensores dispone de un puerto CAN para comunicarse con la CPU, y se encarga del control de bajo nivel para cada actuador. En el caso de los motores de cadera, tobillo, y principal de cadera, el SPU se encarga de leer los encoders óptico y magnético (ángulo articular biológico y brazo de palanca del actuador), y proporcionar la señal PWM que necesita el driver de potencia en función de los controladores de bajo nivel implementados. En el caso del SPU del «Parallel Spring», se leen la señal de un encoder óptico que gestiona el número de vueltas completas del eje de este motor, y un interruptor de final de carrera, que en combinación con el controlador con topología feed-forward, controlan la posición del muelle en función de la fase de la marcha (ver sección 5.3.3).

5.3.3 Modos de control disponibles

En el proyecto BioMot se han desarrollado distintos modos de control tanto locales como generales (articulaciones específicas, o para el exoesqueleto completo). Se exponen los distintos modos a continuación.

Asistencia al despegue en la fase de apoyo - Tobillo

La deficiencia en el despegue en la fase de apoyo (PO a partir de ahora, del inglés «push off»), normalmente desemboca en mecanismos compensatorios anormales y velocidades de marcha inferiores a las de un sujeto sano. En el exoesqueleto de BioMot se ha implementado una estrategia de control que, informada por el momento articular que el sujeto realiza calculado a partir del modelo NMS (ver sección 6.2.1), asiste en caso de detectar debilidad.

Este controlador aporta par durante la fase de apoyo, a partir de la detección de los eventos de contacto inicial del talón, y despegue del pie, siguiendo el diagrama de flujo en la figura 5.8.

Donde, si se detecta por medio de los interruptores plantares el evento de contacto del talón (HS, del inglés «heel strike») se comienza a aplicar una rampa superpuesta controlador en uso en la marcha. Se para este controlador cuando se detecta el despegue (TO, del inglés «toe off»). El resultado es que el sujeto es capaz de adoptar una caminata más natural, llegando a una plantarflexión mayor cuando se le asiste (ver figure 5.9).



Figura 5.8: Control en la fase de apoyo.

Asistencia en la fase inicial del balanceo - Rodilla

El exoesqueleto BioMot incorpora en la articulación de rodilla un segundo motor que permite cargar un muelle con energía en la fase de apoyo, para asistir al motor principal en la aceptación a la carga, reduciendo así su consumo energético. Esto ha permitido reducir los requisitos de potencia, y por tanto el peso del actuador [12]. Se presenta en la figura 5.10 el diagrama de flujo de la máquina de estados que lo codifica.

La máquina de estados presentada procede de la siguiente manera, haciendo referencia a la trayectoria y velocidad de rodilla de la figura 5.11 [13]: con el muelle descomprimido, si se detecta el contacto de talón (HS), se detecta el paso por cero por segunda vez (alrededor del 40% del paso), se descomprime el muelle. En este estado, si se detecta el paso por 30 grados (que se produce alrededor del 90% del paso), el muelle se comprime para soportar la fase de aceptación a la carga. La figura 5.12 muestra cómo para el caso de MACCEPA en conjunción con muelle en paralelo, el consumo del MACEPA es inferior.

Algoritmo de adaptabilidad tácita - Exoesqueleto completo

El proyecto BioMot tenía como uno de sus principales objetivos mejorar la interacción hombremáquina, por medio de procedimientos bioinspirados. El algoritmo de adaptabilidad táctica (TA del inglés «Tacit adaptability») consigue un comportamiento a como se produce los procesos de adaptación de manera natural, aplicado al actuador de BioMot, previamente demostrado sobre actuadores rígidos [14].

En la figura 5.13 se muestra el diagrama de bloques que representa el algoritmo implementado. El algoritmo TA adapta automaticamente una trayectoria de referencia a las capacidades motoras del sujeto. De esta manera, si el sujeto no es capaz de realizar la trayectoria, la salida del control se adapta proporcionalmente al par de interacción entre sujeto y exoesqueleto. Esta adaptación es importante, ya que automáticamente reduce la fuerza que se aplica al usario.

La figura 5.14 muestra la respuesta del control ante distintos valores de la constante TA (a mayor TA, más rápida es la respuesta de la adaptación). Al controlador se le alimentó como referencia una onda senoidal centrada en 30 grados, dejando fija la posición del ángulo biológico, y se observa cómo para los casos en los que se aplica TA, la posición neutra de la senoidal se va modulando,



Figura 5.9: Comparación del ángulo articular biológico para los casos de marcha no asistida (izquierda) y asistida (derecha).

para reducir la fuerza que realiza el motor.



Figura 5.10: Máquina de estados que codifica el comportamiento de la rodilla.



Figura 5.11: Trayectoria angular (izquierda) y velocidad angular (derecha) para la rodilla según [13].



Figura 5.12: Comparación del consumo para la marcha humana, el actuador MACCEPA, y el actuador MACCEPA con el muelle en paralelo.



Figura 5.13: Esquema del controlador integrando TA y un control PID de seguimiento de trayectoria. α representa el brazo de palanca que realiza el actuador.



Figura 5.14: Comparación del brazo de palanca α (en grados de deformación) para valores de 0, 10 y 20 grados. α se representa por la línea fina; y la línea gruesa muestra la tendencia, esto es, la posición neutra de la trayectoria.

5.4 Exoesqueleto robótico híbrido de miembro inferior KINESIS

5.4.1 Sistema sensorial

Kinesis cuenta con los sensores necesarios para monitorizar los eventos de la marcha y los diferentes estados del controlador. Como se muestra en la imagen 5.15, se han dispuesto sensores de contacto pie-suelo bajo la plantilla metálica que da soporte al pie, sensores de giro en ambas rodillas, y un sensor basado en galgas extensométricas para medir la interacción entre la pierna y el exoesqueleto. Además, Kinesis cuenta con dos interruptores manuales para implementar las órdenes del usuario. En las siguientes secciones se proporcionan más detalles sobre la implementación de cada sensor.



Figura 5.15: Conjunto sensorial de Kinesis.

Sensores de contacto pie-suelo

Se implementaron resistencias variables con la presión (*Force-Sensing Resistors, FSR*) en la parte inferior de la plantilla metálica que soporta el pie. Se alimentan mediante la fuente de tensión disponible en el controlador de Kinesis a 5V junto con una resistencia tipo pull-down en serie proporcionando una caída de tensión inversamente proporcional a la presión ejercida sobre su superficie. El controlador de Kinesis realiza un filtrado y umbralización de los valores de tensión a efectos de discriminar entre contacto y no contacto.

Debido a su construcción en sustrato polimérico sobre el cual se disponen crimpado los conectores, estos sensores tienen una baja resistencia mecánica, siendo un aspecto crítico debido a su situación en la interfase de contacto pie-suelo. Se dispuso de varias capas de material plástico sobre los sensores, así como una conexión rápida para el reemplazo rápido de los sensores.

Sensor de giro articular

Kinesis cuenta con una articulación bioinspirada basada en un mecanismo articulado de cuatro barras. Este mecanismo describe la tralsación del eje de giro de la articulación de la rodilla, incrementando la compatibilidad cinemática entre las articulaciones del usuario y de Kinesis. Dicha traslación sin embargo complica la incorporación de un sensor directamente sobre el eje de giro, debido a su desplazamiento. La solución implementada en Kinesis consistió en utilizar un potenciómetro rotacional unido mediante una transmisión de poleas al eje de salida del motor. Si bien esta solución implicó realizar una calibración cuidadosa entre el giro de salida de la transmisión y el giro de la parte distal de la pierna, permite por una parte, deslocalizar el sensor del eje de giro de la articulación virtual de la rodilla, y por otra parte aumentar su resolución mediante la utilización de las poleas en una tasa de 3 : 1.

Sensor de interacción física

Para analizar la interacción entre la pierna y Kinesis se implementó un sensor de deformación en la parte distal de la estructura basado en galgas extensométricas en configuración de puente de Wheatstone. Con el fin de maximizar la resolución del puente se analizó el estado tensional de la estructura distal bajo condiciones estándar de operación, lo que permitió optimizar la sección transversal de la estructura de manera que se consiguiera la máxima deformación dentro de los límites elásticos del material. Una de las condiciones de contorno para diseñar la sección transversal de la estructura consistió en obtener dos secciones simétricas, de manera que se permitiera la ubicación de las cuatro galgas extensométricas que conforman un puente de Wheatstone completo (Figura 5.16).



Figura 5.16: Sección transversal que alberga el puente de Wheatstone.

El diseño fue validado mediante una simulación estática bajo las condiciones máximas de operación. La figura 5.17 muestra los resultados de la simulación, en la que se aprecia que el estado tensional en la zona diseñada no supera la deformación última o plástica, estimada en 0,02%.

Interruptores manuales

La interfaz de usuario de Kinesis consiste en dos botones que permiten que el usuario pueda controlar la generación de cada paso mediante el pulsado alternativo, ubicando un botón en cada mano para cada pierna de Kinesis respectivamente. El hecho de que cada paciente utiliza ayudas técnicas para la marcha diferentes (bastones con diferentes empuñaduras, andadores, etc), se optó por utilizar sensores similares a los utilizados para monitorizar el contacto pie-suelo, aunque de dimensiones menores. Estos sensores son muy adecuados para esta función debido a su flexibilidad y reducido espesor, que permiten que puedan ser colocados fácilmente en las empuñaduras de los bastones o andador.



Figura 5.17: Resultado de la simulación estructural.

5.4.2 Arquitectura de control

La arquitectura de control de Kinesis se implementó alrededor de una plataforma basada en el estándar PC-104, un estándar de computadora de ámbito industrial de tipo modular, en la que alrededor de una placa electrónica que contiene el microcontrolador, memoria, dispositivos de acceso y gestión de periféricos, y los buses de comunicaciones, se pueden apilar varios módulos para realizar varias funciones, interconectados a través de los buses ISA y PCI. Los módulos utilizados para esta aplicación fueron los siguientes: placa base, fuente de alimentación y una tarjeta A/D Diammond DMM32X-AT (Diammond Systems Corp.) Esta tarjeta A/D contiene 32 canales analógicos de entrada de 16 bits de resolución, 4 canales de salida de 12 bits de resolución, y una frecuencia de muestreo estándar de 250 *kHz*.

Los dos motores utilizados en Kinesis se controlaron a través de la utilización de dos drivers de potencia (American Motion Controls) que permiten realizar un control en lazo cerrado de la velocidad de giro del rotor del motor a partir de una consigna analógica, la cual proviene de las salidas analógicas de la tarjeta A/D. Se utilizó una fuente de potencia de corriente continua a 24*V* para alimentar a los diferentes componentes electrónicos: controladores de motor, PC, sensores.

Se utilizó un estimulador controlable en tiempo real (Rehastim, Hasomed GmbH) para la implementación de la estimulación eléctrica funcional. La batería del estimulador permite una autonomía superior a 1 hora. La comunicación con el estimulador para el control en tiempo real se realiza a través de comunicación serie RS232. Toda la electrónica, fuente de alimentación y estimulador fue introducido en una mochila, permitiendo su transporte ambulatorio durante la utilización de Kinesis.

Diseño de la arquitectura de control

La estrategia de control de Kinesis se basa en el control de la interacción entre el usuario y la estructura del exoesqueleto. La figura 5.18 muestra la arquitectura en alto nivel del controlador, distinguiéndose los siguientes componentes principales: controlador de la articulación robótica, estimador de fatiga, controlador de la estimulación, y máquina de estados.

El comportamiento de Kinesis durante la marcha se rige por la siguiente regla general: maximizar la contribución muscular al movimiento debida a la estimulación, compensando el déficit de movimiento mediante la modulación de la rigidez aparente del actuador de rodilla. Tanto la contribución muscular como la rigidez están sujetas a modulaciones debidas a la aparición de fatiga



Figura 5.18: Arquitectura de control de alto nivel de Kinesis.

muscular. Más detalles en relación a la arquitectura de control de Kinesis y la interrelación pueden ser consultados en [15].

Control de la articulación robótica

Este controlador tiene la misión de variar la rigidez mostrada al usuario por la articulación de la rodilla, la cual debe variar desde rigidez nula, esto es, comportamiento transparente frente al movimiento generado por la musculatura, hasta una rigidez alta permita replicar la trayectoria de la pierna en ausencia de movimiento por parte de la musculatura. Esta variación se implementa a través de un campo de fuerzas de primer orden que dependiente del error entre la trayectoria real descrita por la articulación y la establecida en un patrón cinemático en la memoria del controlador (controlador de interacción en la figura 5.19). La variación de la rigidez de este campo de fuerzas permite establecer un comportamiento que varie desde rigidez nula, esto es, comportamiento transparente frente al movimiento generado por la musculatura, hasta una rigidez alta permita replicar la trayectoria de la pierna en ausencia de movimiento por parte de la musculatura.

Para permitir un control en tiempo real de la rigidez aparente de la articulación de la rodilla de Kinesis se optó por implementar un controlador de admitancia por varias razones. En primer lugar, la función de Kinesis es ofrecer asistencia variable para permitir maximizar la contribución de la musculatura estimulada al movimiento, mientras que durante la fase de apoyo debe garantizar la estabilidad de la rodilla a fin de evitar su colapso. Por otra parte la dinámica del exoesqueleto puede es asumida por el controlador de admitancia, sin necesidad de proporcionar un modelo exacto de sus características.

El controlador de admitancia propuesto está constituido por un lazo de control de fuerza en lazo cerrado implementado sobre el bucle de control en lazo cerrado de la velocidad del motor contenido en el propio conjunto motor-driver. El lazo de control de fuerza se cierra a partir de la información proporcionada por los sensores de fuerza explicados anteriormente.

Por último, y debido a la no linealidad que introduce sobre el comportamiento del controlador la variación de la rigidez del campo de fuerzas, se implementó una estrategia adaptativa basada en planificación de ganancias para el ajuste en tiempo real de las constantes proporcional e integral del controlador de fuerza de interacción (primera etapa del controlador de admitancia, figura 5.19).

Control de la estimulación

El uso de la estimulación eléctrica funcional (EEF) para la restauración de la marcha en lesión medular es conocida desde los pioneros trabajos realizados por Kantrowitz [16]. Desde entonces varias estrategias de control han sido propuestas [17, 18, 19, 20], si bien las limitaciones relacionadas con el comportamiento no lineal de la musculatura, así como la aparición temprana de



Figura 5.19: Arquitectura de control de la rodilla de Kinesis.

fatiga no han permitido lograr un control adecuado del movimiento. En el caso de Kinesis, el apoyo del exoesqueleto permite compensar estos factores de manera sinérgica. En concreto se propuso un controlador dual en el que la fase de apoyo, en la cual los músculos cuádriceps deben principalmente evitar el colapso de la articulación, son controlados a partir de control PID en lazo cerrado a partir de la interacción entre la pierna y el exoesqueleto. La fase de balanceo sin embargo permite la implementación de un controlador que permita optimizar la respuesta de la estimulación, adaptando sus patrones de control a las características del movimiento. Las características repetitivas de la fase de balanceo entre pasos permite implementar un controlador basado en un algoritmo de aprendizaje iterativo (ILC) basado en error. Se ha mostrado que este tipo de control puede conseguir buenas prestaciones a pesar de carecer del modelo del sistema y la existencia de perturbaciones [21, 22].

Estimador de fatiga

Tal y como se ha introducido anteriormente, una de las principales limitaciones para el uso de EEF es la rápida aparición de fatiga musclar, la cual altera de manera no lineal la relación entre el pulso eléctrico y la producción de fuerza. Si bien este fenómeno ha sido investigado desde décadas, la rápida aparición de fatiga muscular no es evitable mediante la aplicación de estimulación síncrona tradicional. Si bien aunque la aplicación de estimulación asíncrona recientemente ha mostrado un gran avance al respecto, la fatiga eventualmente aparece [23, 24, 25, 26, 27]. Nuevamente, la aplicación de un exoesqueleto en paralelo permite, por una parte, utilizar su sistema sensorial para estimar la pérdida de rendimiento muscular debido a la fatiga, para posteriormente compensarla mediante el aumento de la asistencia robótica.

Existen varios modelos de fatiga muscular disponibles en la literatura, no existe un criterio para la detección prematura de este fenómeno. Por tanto fue necesario el desarrollo de un modelo de predicción prematura de la fatiga basado en la monitorización en tiempo real de la interacicón entre la pierna y la estructura, el cual está contenido en el bloque *estimador de fatiga* de la figura 5.18. Este modelo estima la aparición de la fatiga cuando la disminución en la interacción entre la pierna y la estructura decae un 19%, genera una señal de contol que es utilizada por la máquina de estados para cambiar los parámetros de estimulación, así como la rigidez de la articulación del robot. Más detalles sobre el modelo de fatiga muscular pueden consultarse en [28].

Máquina de estados

En esta sección se presenta la metodología seguida para los tres sistemas anteriores para obtener el comportamiento cooperativa de Kinesis. La máquina de estados diseñada contiene dos submáquinas, una que opera en el dominio del ciclo de la marcha únicamente durante las fases de balanceo (c-FSM), coordinada con el la máquina de estados que opera en el dominio del tiempo (t-FSM). El t-FSM estima las fases de la marcha, generando los patrones cinemáticos adecuados para cada estado, a la vez que coordina la C-FSM durante la fase de balanceo. En este estado, la C-FSM se encarga de activar dos estados: *aprendizaje* y *monitorización*.
5.4 Exoesqueleto robótico híbrido de miembro inferior KINESIS

Durante el estado de *aprendizaje*, que es el estado por defecto cuando el usuario ordena el primer paso, se activa el controlador ILC durante varios pasos (únicamente durante la fase de balanceo de cada paso). Debido a la progresiva optimización del patrón de estimulación, se alcanza una estado asintótico en la salida de control, asumiendo que ha convergido cuando el cambio en la salida de control es inferior al 5%. En este momento, c-FSM desactiva el ILC, manteniendo constante el patrón de estimulación optimizado en los pasos anteriores, entrando en el estado de *monitorización*. En este estado, el estimador de fatiga monitoriza la interacción durante ciclos de marcha, disminuyendo la rigidez de la articulación del exoesqueleto aprovechando la contribución muscular, con el objetivo de que se mantenga una flexión mínima de rodilla de 60 grados, siguiendo una aproximación similar a [29]. En otras palabras, Kinesis disminuye la asistencia hasta el valor mínimo que permite un ángulo mínimo de flexión de rodilla de 60 grados.

En este estado de *monitorización*, una vez que el monitor de fatiga muscular estima un aumento de la interacción superior al 19%, se despliega la estrategia de gestión de fatiga muscular, consistente en cambiar los parámetros de estimulación según lo descrito en [28], y entrando en un nuevo periodo de *aprendizaje*, debido a que al cambiar los parámetros de estimulación, la acción de control de la estimulación debe cambiarse también, obteniendo unos patrones óptimos para las nuevas condiciones.

5.4.3 Evaluación del sistema de control

En este capítulo se presenta la evaluación de la estrategia de control de la articulación de Kinesis. Los datos acerca de la evaluación de la estrategia de control de alto nivel se puede comprobar con detalle en el capítulo 6 donde se muestran los resultados de la experiencia clínica con Kinesis.

El ajuste de las ganancias de control K_P , K_I and K_D se efectuó según el procedimiento heurístico Ziegler-Nichols [30], seguido de un ajuste manual para mejorar la estabilidad del controlador. Todos los procedimientos de ajuste se realizaron con la persona vistiendo el exoesqueleto, a fin de reproducir fielmente la dinámica del sistema a controlar, debiendo permanecer de pie y manteniendo la pierna lo más rígida e inmóvil posible en respuesta a las acciones del exoesqueleto. Este método presenta sin embargo ciertas imprecisiones debido a las imperceptibles acciones del sujeto en respuesta al movimiento del exoesqueleto.

Tras el ajuste del exoesqueleto se realizó una verificación de la capacidad del controlador de seguir las consignas de par dictadas por el controlador de interacción. La validación se realizó en 2 fases. En primer lugar se analizó la capacidad del controlador de seguir consignas dinámicas de par, tal y como sucede durante la fase de balanceo de la marcha. Posteriormente se verificó la capacidad del controlador para seguir consignas estáticas de par, tal y como sucede durante la fase de apoyo de la marcha, en la que la rodilla ha de mantenerse inmóvil en posición neutra.

Para la primera fase se generaron perfiles senoidales que el controlador de interacción de Kinesis debe seguir. Los resultados de este experimento se muestran en la figura 5.20. Se puede observar un empeoramiento de la respuesta del controlador con el incremento de la frecuencia del perfil de par. El resultado para la frecuencia de 1 H_z muestra un error RMS en par del 1.96% con un error de fase de 5 grados. Teniendo en cuenta que la fase de balanceo de la marcha almacenado en el patrón cinemático de Kinesis se asemeja a una semi-sinusoide con frecuencia d e0.25 H_z , las prestaciones del controlador se consideran suficientes para la aplicación, obteniendo una capacidad de seguimiento de la consigna de par de manera estable hasta frecuencias de 1 H_z .

El procedimiento de validación de la segunda fase consistió en una descarga controlada del peso del usuario sobre el exoesqueleto, tratando de flexionar la rodilla como consecuencia de la descarga de peso. El patrón cinemática en el controlador Kinesis era de 0 grados constante, por lo tanto la tarea del controlador era mantener la rodilla en extensión completa mientras el usuario trata de descargar el peso de su cuerpo doblando la rodilla.

La figura 5.21(a) muestra la cinemática y la cinética de la rodilla durante el experimento de



(a) 0.2 Hz. Error de seguimiento: 0.50 Nm (RMS)



(c) 0.7 Hz. Error de seguimiento: 1.56 Nm (RMS)



(b) 0.5 Hz. Error de seguimiento: 1.12 Nm (RMS)



(d) 1 Hz. Error de seguimiento: 1.96 Nm (RMS)



(e) 1.5 Hz. Error de seguimiento: 2.74 Nm (RMS)

Figura 5.20: Respuesta del controlado frente al seguimiento de consignas de fuerza. Las figuras muestran el perfil de fuerza generado (azul), el par real (rojo), y el error de seguimiento (negro).

descarga. Se puede apreciar que el error de seguimiento de la fuerza fue de 1,8 $N \cdot m$ RMS. la figura 5.21(b) muestra la relación entre el par y el ángulo de la rodilla durante el experimento, en el que se observa una relación lineal, con un coeficiente de determinación de R² =93 %. Por tanto, el comportamiento del controlador se consideró válido para la fase de apoyo de la marcha.



E 5 0 -5 -10 1 0 1 2 3 4 Knee angle [deg]

(a) Resultados del experimento de descarga. Superior: cinemática. Inferior, cinética.

(b) Torque-angle relation during stance.

Knee angle-to

inear fit

Figura 5.21: Resultados del experimento de descarga.

5.5 Brain2Motion

5.5.1 Introducción

Debido a los problemas que conlleva el reclutamiento no natural de las unidades motoras reclutadas mediante EEF, el diseño de controladores basados en EEF juegan un rol importante en los sistemas robóticos híbridos. El desarrollo de la estrategia de control de EEF para el sistema robótico híbrido fue concebida teniendo en cuenta los siguientes criterios: i) la respuesta variante en el tiempo del sistema musculoesquelético; ii) las variaciones en la respuesta muscular debido a diferente posicionamiento de los electrodos; iii) el nivel de asistencia debe estar acorde a la capacidad motora residual de los usuarios, de forma asistir únicamente en la medida que cada usuario lo requiera; iv) debido a la gran complejidad y la alta no linealidad de la respuesta muscular de los mismos al aplicar EEF.

Para abordar todos los criterios previamente citados, en este trabajo se decidió implementar el algoritmo de control de aprendizaje del error de realimentación (FEL, por sus siglas en inglés *-feedback error learning-*). Esta estrategia de control fue propuesta por Kawato [31], y se basa en el modelo interno del cerebro de aprendizaje motor. El FEL describe como el sistema nervioso central logra aprender el comportamiento de la dinámica de los miembros del cuerpo para ejecutar tareas motoras. Bajo este enfoque, se utiliza el comando de actuación de un controlador realimentado para entrenar un controlador adicional en un lazo de prealimentación, el cual aprende la dinámica inversa del sistema controlado. De esta forma, el controlador prealimentado logra anticipar los comandos motores de salida para disminuir la consigna de error.

Este enfoque puede ser implementado utilizando una red neuronal (NN), tomando la salida de un controlador convencional realimentado como la señal de corrección. Así, el proceso de aprendizaje y control son llevados a cabo de forma simultánea. Cabe resaltar que el FEL permite ajustar de forma iterativa el comportamiento del controlador para compensar su respuesta debido a disturbios externos como: la fatiga muscular o la espasticidad. La principal ventaja de esta estrategia de control es que no requiere de un modelo explícito del sistema controlado para funcionar y realizando ajustes mínimos se logra un buen funcionamiento. Esto representa una característica

importante atendiendo el tiempo limitado disponible en pruebas clínicos.

5.5.2 Diseño del controlador FES

Estimación de las articulaciones del brazo

La posición de las articulaciones del brazo (codo y hombro) pueden ser inferidas mediante la lectura de los sensores de posición del exoesqueleto $\theta = \{\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4, \theta_5\}$ (ver figura 5.22a). A continuación, se describen las suposiciones realizadas que permitieron encontrar el vector que define la posición del brazo $\phi = \{\phi_1, \phi_2, \phi_3, \phi_4, \phi_5\}$. Primero, la sujeción del brazo y antebrazo a los segmentos L1 y L2 del exoesqueleto permiten asumir una distribución paralela entre ambos. Segundo, aquellos ejes en los que se aplica EEF (ϕ_2, ϕ_5) produce un momento correspondiente a variables articulares. Por lo tanto, la estimulación en el tríceps produce un momento sobre un eje ortogonal al antebrazo y el brazo, y la estimulación en el deltoides anterior produce un momento sobre un eje fijo respecto al hombro. La misma transformación objetiva realizada y explicada en detalle en [32], [33] ha sido implementada para determinar los ejes del brazo (hombro y codo) y definir la posición final del brazo.



Figura 5.22: a) Representación de los ejes de rotación del exoesqueleto $\theta = \{\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4, \theta_5\}$ y el brazo humano $\phi = \{\phi_1, \phi_2, \phi_3, \phi_4, \phi_5\}$; b) Implementación del esquema de control de aprendizaje del error de realimentación (FEL).

Diseño e implementación del controlador FEL

Para el diseño e implementación del controlador basado en EEF se ha supuesto que el sistema controlado es de una única entrada y una única salida (SISO). Por lo tanto, el movimiento del antebrazo y brazo fueron considerados independientes uno del otro. Esta suposición nos permitió implementar dos controladores FEL independientes (uno para cada articulación). Cada uno de estos controladores mostrado en la figura 5.22b consiste en la combinación de un controlador realimentado proporcional-integral-derivativo (PID) con un lazo de prealimentación compuesto de una NN.

La entrada al lazo de realimentación es la posición deseada mientras que la entrada al controlador de prealimentación es el perfil del movimiento deseado (posición, velocidad y aceleración). Los valores positivos del algoritmo de control generan comandos de EEF que activan los músculos, mientras que los valores negativos deben ser descartados, lo podría conllevar a la saturación del término integral. Sin embargo, estos valores negativos son necesarios ya que proporciona información útil para que la NN aprenda. Por estas razones, se ha implementado un delimitador a la salida del controlador PID para evitar el mal funcionamiento del término integral. Los parámetros

del controlador PID fueron ajustados utilizando el método de Ziegler y Nichols tomando la respuesta promedio de sujetos sanos.

El lazo de prealimentación implementado en el controlador FEL tiene como misión aprender la dinámica inversa del sistema musculoesqueletico recibiendo como entrada el perfil cinemático del movimiento deseado y utilizando la salida del controlador PID como parámetro de corrección o aprendizaje. Este proceso de aprendizaje se mantiene activo durante la ejecución de cada movimiento generando que la salida del controlador PID tienda a un valor cercano a cero a medida que el aprendizaje evoluciona.

La NN implementada ha sido definida como una red de tres capas. Esta red se basa en 9 nodos de entrada, 9 nodos en la capa intermedia y un único nodo en la capa de salida. Las capas de entrada e intermedias incluyen un nodo adicional (valor -1). Los valores de los datos cinemáticos proveídos a la NN se han normalizados dentro del rango de -1 a 1 para acelerar el proceso de aprendizaje. La NN fue entrenada utilizando el algoritmo de descenso del gradiente [34]. Los pesos de la NN fueron inicializados a valores pequeños aleatorios (muy cercanos a cero), los cuales fueron actualizados durante la ejecución del movimiento en cada tiempo de muestreo.

Generación de trayectorias

Las trayectorias de referencia utilizadas por el controlador fueron generadas utilizando el método descripto por Flash y Hogan [35]. Ellos propusieron una expresión matemática mediante el cual describen la forma en que el sistema nervioso central lograr realizar un movimiento suave de alcance desde un punto a otro. Esta función recibe el nombre de trayectoria de mínima repentina (o *"jerk"* en inglés), el cual requiere únicamente la posición deseada y la duración de movimiento para describir toda la trayectoria. A continuación, se describe la función utilizada para obtener las trayectorias de cada articulación:

$$\phi(t) = \phi_i + (\phi_f - \phi_i)(10T^3 - 15T^4 + 6T^5)$$

donde ϕ_i y ϕ_f son la posición inicial y final de la articulación, y la variable $T = t/t_f$ es el tiempo normalizado para realizar el movimiento $(0 \le t \le t_f)$.

5.5.3 Experimentación

La validación el algoritmo de control se llevó a cabo con siete sujetos sanos. Todos proporcionaron su consentimiento informado por escrito para participar voluntariamente en los experimentos. Se solicitó a los voluntarios que efectúen 12 movimientos dejando su brazo pasivo (sin ejercer movimiento voluntario) mientras que la EEF activa los músculos (deltoides anterior y tríceps).

El procedimiento utilizado para efectuar los experimentos se detalla a continuación. Los parámetros del exoesqueleto ArmeoSpring fueron ajustados acorde a la dimensión del brazo de cada sujeto. El nivel de soporte con la gravedad fue regulado de forma que el antebrazo quede sobre el muslo en el plano horizontal. Posteriormente, electrodos superficiales (Pals Platinum – rectangulares de 5x5 cm.) fueron colocados sobre los músculos deltoides anterior y tríceps. Posicionados estos, se definió la máxima amplitud del pulso de estimulación aumentando gradualmente la corriente del estimulador dejando fijos el ancho de pulso (valor máximo 450 us.) hasta observar respuesta motora dentro de rangos tolerables por el usuario. El controlador EEF se encarga de modificar el ancho de pulso de estimulación durante la ejecución del movimiento en un rango de 50 a 450 us.

El máximo rango de movimiento y la posición objetivo fueron determinado aplicando la máxima corriente de estimulación de forma simultánea a ambos músculos y registrando el movimiento generado. Luego de analizar el movimiento registrado, la posición objetivo fue definido como el máximo rango articular alcanzado por cada articulación. Estos valores máximos fueron utilizados

por la función generadora de trayectoria para generar la señal de referencia del controlador. Para todos los casos un periodo de tres segundos ha sido utilizado para conducir el movimiento de alcance desde la posición inicial a la deseada.

5.5.4 Resultados

Un ejemplo representativo del funcionamiento del controlador FEL se muestra en las figuras 5.23 y 5.24. La figura 5.23 representa la trayectoria efectuadas por las articulaciones del hombro (primera fila) y codo (segunda fila) correspondientes al primer y al duodécimo movimiento. De estas figuras se observa que la precisión de seguimiento de la última repetición (movimiento 12) presenta una mejora sustancial con respecto a la primera ejecución en la precisión de seguimiento de la trayectoria. En ambos casos se logra reducir el error de seguimiento.



Figura 5.23: Seguimiento de la trayectoria efectuado por el participante 1 y correspondiente a los movimientos 1 (línea azul) y 12 (línea roja) para las articulaciones del hombro (ϕ_2) y codo (ϕ_5).

Con respecto a las señales de actuación del controlador FEL, en la figura 5.24 se muestra la salida de las señales de control para las articulaciones del hombro (primera columna) y codo (segunda columna) correspondiente al movimiento primero (primera fila) y duodécimo (segunda fila). Se observa que en ambos casos el primer movimiento (primera fila) es conducido casi en su totalidad por la acción generada por el controlador de realimentación (línea roja). Sin embargo, una vez repetido los movimientos y aprendido la dinámica del sistema, la acción de control es gobernada por la salida del controlador de prealimentación (línea azul). A este punto, el lazo de realimentación tiene principal función compensar contra disturbios externos al movimiento.



Figura 5.24: Salida de del controlador FEL correspondientes al movimiento 1 (primera fila) y 12 (segunda fila) para las articulaciones del hombro (primera columna) y codo (segunda columna).

La figura 5.25 muestra la evolución del error cuadrático medio (RMS) de las articulaciones

controladas (ϕ_2 , ϕ_5) para cada participante a lo largo de la ejecución de los 12 movimientos. En esta figura el error RMS promedio de todos los sujetos está representado por la línea negra, mientras que el área sombreado corresponde el ancho la desviación estándar con respecto al promedio. Se puede observar que para ambas articulaciones la tendencia del error es a disminuir conforme se repite la ejecución del movimiento. Esto nos da un indicio de que el esquema de control FEL es capaz de aprender la dinámica inversa del sistema y por lo tanto mejorar precisión de seguimiento.



Figura 5.25: Evolución del error cuadrático medio para cada articulación a largo de los 12 movimientos efectuados.

5.5.5 Conclusiones

En este capítulo se ha presentado el diseño y la implementación de un controlador FES aplicado a una plataforma robótica híbrida de miembro superior. Este controlador se basa en el esquema de control de aprendizaje del error de realimentación (FEL) para ajustar el nivel de asistencia requerida por los usuarios para llevar a cabo movimiento de alcance en un espacio de 3 dimensiones. Este controlador es capaz de aprender la dinámica del movimiento y reducir el error a rangos aceptables. Por último, cabe resaltar que este esquema de control representa una estrategia atractiva para uso en entornos clínicos ya que se logra una buena precisión de seguimiento sin la necesidad de un modelo matemático que describa el sistema controlado.

5.6 Exoesqueleto robótico miembros inferiores CHIEF

CHIEF, utiliza un sistema de sensores basado en el uso de acelerómetros comerciales y de medidores de corriente. En cuanto al primer tipo de sensores, la señal analógica que estos emiten es calibrada y mapeada en software para identificar las componentes ortogonales de la gravedad y, en base a dichas componentes, identificar el ángulo de inclinación de los acelerómetros con respecto a las líneas de campo gravitatorio de la tierra.

Las señales de los acelerómetros son susceptibles de manera significativa a perturbaciones, lo cual es poco deseado en un sistema dinámico que además posee contacto constante con el cuerpo humano, y que se ve sometido al impacto generado por los movimientos del exoesqueleto. Lo

anterior, es corregido mediante una fase de filtrado que se divide en dos etapas: filtrado analógico y digital. En el filtrado analógico, la primera de las etapas, se implementa un filtro paso bajos de segundo orden con una frecuencia de corte de 1.82hz lo cual genera una disminución casi total de las perturbaciones generadas por impactos. En la etapa de filtrado digital se implementa un filtro de Butterworth de segundo orden, con una frecuencia de corte de 2.48hz y una discretización de primer orden, generándose una atenuación adicional de las perturbaciones y, al mismo tiempo, se disminuyen las fluctuaciones en la señal muestreada debido a la resolución del microcontrolador e interferencias magnéticas.

En relación a los medidores de corriente utilizados, estos se encuentran embebidos en los dos tipos de drives implementados en CHIEF, ESCON 50/5 y Monster Motor Shield (MMS), y los cuales serán descritos con detalle más adelante. Debido a la configuración programada en ESCON 50/5 la señal de corriente que éste genera es acondicionada internamente, de manera que ningún proceso adicional es llevado a cabo sobre ésta. En el caso de la señal generada por MMS se implementa un filtro Butterworth digital de tercer orden con una frecuencia de corriente debido a transitorios en el motor son atenuados y no generan una oscilación excesiva al ser recibida por el algoritmo de control.

5.6.1 Arquitectura electrónica de control y potencia

La arquitectura electrónica implementada en CHIEF se compone de tres etapas, dos de pequeña señal y una de potencia. En la primera etapa se encuentra una placa de circuito Arduino Due(R), una placa basada en el microcontrolador Atmel SAM3X8E ARM Cortex-M3 CPU, el cual funge como microcontrolador central (MCUc) de la información así como de una gran cantidad de los procesos llevados a cabo en CHIEF. En esta etapa también se encuentra el mando remoto utilizado por el usuario, y descrito con anterioridad, que es empleado para controlar el exoesqueleto. En cuanto a la energización de estos dos dispositivos, el primero energizado de manera independiente a la fuente principal de poder, y el segundo usa energía proveniente del MCUs. La relación existente entre el mando y el MCUs, radica en que este último es el encargado de registrar los eventos, generados en los controles físicos, que se llevan a cabo en el mando. En adición a lo anterior, el MCUc el tiene como tarea recibir la información, previamente registrada y acondicionada, de la segunda etapa de pequeña señal.

En la segunda etapa, se encuentran los acelerómetros, previamente mencionados, así como dos Arduino Mega[®] (uno en cada pierna), basados en un microcontrolador Atmel 8-bit AVR, los cuales fungen como microcontroladores periféricos MCUp, energizados también de manera independiente a la fuente de poder. Éstos, cumplen la función de recolectar y filtrar digitalmente las señalas de los acelerómetros y de los drivers (las señales de corriente), las cuales son enviadas posteriormente al microcontrolador central. Al mismo tiempo, los microcontroladores periféricos se encargan de generar las señales de activación hacia los drivers (PWM y dirección).

En la tercera etapa, etapa de potencia, se localiza la fuente de poder descrita anteriormente, así como los drivers ESCON 50/5 y MMS que son energizados por ésta última y los cuales son capaces de manejar una corriente continua de 5A y 14A, respectivamente, y que son empleados para controlar de manera independiente a los motores MAXON y Siemens. En adición a esto, un circuito de protección se encuentra implementado entre la fuente de poder y los drivers, de manera independiente a las etapas 1 y 2, y cuyos modos de activación mecánicos consisten en dos botones, uno cercano a la fuente de poder y otro en el mando remoto. De manera que, en caso de algún fallo o eventualidad inesperada es posible truncar el flujo de energía de la fuente de poder hacia los drivers mediante cualquiera de estos dos botones.

En relación a la arquitectura de control, se tiene un esquema maestro-esclavo que se encuentra implementado en su totalidad en el MCUs. El algoritmo de control maestro posee como variable

controlada (θ_f) y como variable manipulada la corriente en el driver (I_{ref}). Por otro lado, el algoritmo esclavo posee como variable controlada ésta última generando una manipulación del voltaje (V) mediante el cambio en el duty cycle.

El algoritmo maestro y esclavo toman como base la estructura de un PID y PI, respectivamente. No obstante, las ganancias de éstos son no lineales en relación al ángulo θ , la velocidad angular $\dot{\theta}$, la gravedad y el tiempo. También, la variable de error, que suele ser la variable de entrada en algoritmos PID, es reemplazada por una función continua que se comporta de manera lineal cuando el error está fuera de un intervalo de aceptación *A*, y como una exponencial decreciente cuando se encuentra dentro de dicha zona. De esta manera, se disminuye la exigencia de precisión en los algoritmos en zonas de error consideradas como "aceptables". En cuanto al integrador, este es reemplazado por un integrador con ponderado en el tiempo, el cual permite alterar la importancia relativa que poseen los errores en el tiempo.

En la Figura 5.26, es posible apreciar un esquema a modo de diagrama de bloques, que ejemplifica la manera en como las etapas, los algoritmos, sensores y acondicionamiento se encuentran distribuidos.



Figura 5.26: Diagrama de bloques de la distribución de etapas y algoritmos.

5.6.2 Modos de Control disponibles

CHIEF, como se mencionó anteriormente, implementa un control asistivo relativamente simple, con un modo automático y otro directo. Lo anterior, es logrado a través de un interruptor en el mando remoto, mediante el cual es posible acceder a un menú principal en el que se encuentran 4 rutinas de movimiento asistido distintas: rutina de caminado, sentarse, pararse y subir escaleras. Dichas rutinas son accesadas mediante la palanca multidireccional, y son identificadas a través de luz (leds de diferentes colores). Una vez seleccionada la rutina, para habilitarla es suficiente con salir del menú principal, y la activación de la misma estará bajo el control total del usuario, en función de la posición de la palanca multidireccional.

En modo automático, cuando la palanca se encuentra en posición adelantada, la rutina se activará y se ejecutará de manera iterativa. Por otro lado, cuando la palanca es dejada en su posición inicial la rutina es pausada hasta que el usuario la vuelve a activar. Cuando la rutina es reactivada, retoma la última posición y continúa desde este punto a menos que el usuario haga un reseteo total, lo cual es logrado simplemente al acceder nuevamente al menú principal.

En adición a las rutinas anteriores, existe una subrutina interna de enderezado, a la cual es posible acceder en cualquiera de las rutinas principales. La función de ésta consiste básicamente en regresar a una posición erguida en cualquier momento y situación, dando más flexibilidad y control al usuario.

En el caso del modo directo, la estructura de estados es altamente similar a la de modo automático, siendo la principal diferencia la independencia en el movimiento de las piernas, como fue descrito anteriormente. Para poder acceder a este modo, se utiliza también el interruptor antes mencionado.

De manera resumida, en la Figura 5.27, es posible observar los diferentes modos y rutinas mencionadas con anterioridad.



Figura 5.27: Diagrama de estados del mando remoto.

5.6.3 Procesamiento de la información sensorial

Tanto el modo de control automático, como el modo de control directo basan su funcionamiento en la utilización de conjuntos ordenados de referencias, de manera que por cada rutina y por cada articulación existe un conjunto ordenado de referencias que funge como una de las entradas al algoritmo maestro. De manera programada, se lleva a cabo un cambio de un conjunto de referencias a otro, cuando existe un cambio en la rutina seleccionada, en el modo de control, o simplemente cuando se hace un reset. Por otro lado, dado un conjunto ordenado de referencias, se genera un cambio internamente, de una referencia a otra, cuando los sensores de posición establecen que se ha alcanzado dicha referencia más o menos un cierto margen de tolerancia.

5.6.4 Evaluación del sistema de control

Entre las principales motivaciones en la utilización de PID's no lineales, es posible mencionar los siguientes: disminución en el tiempo de respuesta ante eventos dinámicos, como un incremento repentino en la velocidad del motor debido a un cambio en la carga a la que es sometida una pierna; los posibles sobretiros en manipulación generados por el integrador ante un retardo en la respuesta del motor; el residuo de manipulación que el integrador genera ante errores pequeños pero aceptables; y el incremento no lineal en torque necesario para mover una articulación en función del ángulo. En este sentido, y como se aprecia en la Tabla 5.1, se disminuyen de manera significativa los problemas antes mencionados. En dicha tabla 0° representa una postura totalmente vertical de la cadera.

Comparativo	PID	PID no lineal
Sobretiro ante una referencia de 70°,	9°	3°
con estado inicial de 0°		
Sobretiro ante una referencia de 0° ,	14°	4°
con estado inicial de 70°		
Manipulación residual debido al efecto integrador	8%	4%
(en porcentaje del valor máximo)		

Tabla 5.1: Comparación entre PID y PID no lineal en la articulación de la cadera.

5.7 Neuroprótesis para control de la flexo-extensión del tobillo

El sistema de control y medida es el bloque que ejecuta los algoritmos de la NP para el control del electroestimulador y la interacción con el usuario. esta esta sección revisaremos los aspectos más importantes.

5.7.1 El microcontrolador

El bloque de control digital, consiste en un microcontrolador y en una interfaz de módulo de memoria. Este bloque debe ofrecer control preciso sobre los algoritmos de estimulación y formas de onda y debe ser capaz de adquirir la información brindada por los sensores.. El microprocesador actúa como un controlador dedicado a la estimulación, de modo a que perfiles especialmente diseñados para ella puedan ser implementados y evaluados. Por lo general, el microprocesador genera 2 tipos de señales de control de acuerdo al algoritmo elegido, uno para controlar la forma del pulso y otro para el control de la amplitud de la estimulación. El microprocesador puede almacenar los parámetros de usuario en la memoria y estos pueden ser accedidos fácilmente con computadoras o controladores [36]. El microcontrolador maneja también la interfaz de usuario que como veremos mas adelante puede ser múltiple.

Mediante el uso de microcontroladores, una variedad de funcionalidades pueden ser agregadas modificando la implementación del conjunto firmware-software del dispositovo, es decir, mediante la programación del microcontrolador y la aplicación de control sin necesidad de modificar el hardware.

5.7.2 Algoritmos de control

El bloque del control digital además debe permitir la ejecución de algoritmos sofisticados de estimulación como el de la intensidad envolvente adaptativa, investigado por Breen et al. para la corrección de la caída plantar. Dos interruptores colocado en la planta del pie, uno ubicado debajo del talón y otro debajo de la punta del pie, controlan el ciclo de la marcha del paciente. Así, el microprocesador puede predecir el ciclo actual de la marcha basado en el tiempo del ciclo anterior y ajusta dinámicamente la corriente de salida de estimulación para reflejar cambios en el tiempo de zancada del paciente [37].

Entre otros métodos también puede mencionarse al desarrollado por Dosen y Popovic para diseñar un *rule-based control* [38]. El RBC usa data de acelerómetros y FSRs para estimar estados de la actividad muscular. Las reglas son obtenidas en forma de árboles de decisión. Por esto, son legibles, interpretables y convenientes para el control en tiempo real. Para la configuración inicial, se determina un árbol de clasificación y regresión para la estimación del estado del músculo, usando datos de pruebas de entrenamiento y luego llevados a verificación sobre los datos de validación. El promedio en general y los errores máximos en tiempos en la actividad muscular estimada fue de 49 ms (cerca del 5%) y 157 ms (15%) [38].

5.7.3 Sensores

Diferentes sensores son utilizados en las NP para el control del pie caído. Algunos de ellos son:

- 1. FSR (en inglés Force Sensitive Resistor . Los interruptores en el pie con FSRs son comúnmente utilizados en las NP para pie caído. Dispositivos como las NP de Odstock y el NESS L300 hacen uso de interruptores en el zapato (usualmente ajustados a la plantilla del mismo) para detectar el impacto del talón (en inglés heel-strike) y el levantamiento del talón (en inglés heel-rise) como eventos de la marcha. Cuando se detecta un despegue del talón, se aplica la estimulación al nervio peroneo [39]. Los FSRs tienen una resistencia variable, cuando se aplica presión. La simplicidad del dispositivo (requiriendo un poco más que un circuito divisor de tensión), el pequeño factor de forma y el bajo costo de los foot-switches son calidades deseadas en un sensor. Sin embargo, estos son pocos fiables, ya que están expuestos a constantes fuerzas de apoyo debido a su ubicación (debajo del talón del paciente), lo cual influye en la degradación del material resistivo y puede producir una ruptura del empaquetado [40].
- 2. Acelerómetros. Son dispositivos electrónicos capaces de medir la magnitud y detectar la dirección de la aceleración. Muchos de estos usan una variación del sistema masa-resorte [41], en el que, cuando la aceleración es aplicada, una masa pequeña dentro del acelerómetro responde aplicando una fuerza a un resorte, causando que este se comprima o estire. Este desplazamiento del resorte puede ser medido y usado para calcular la aceleración aplicada [41]. Debido a avances en los sistemas integrados micro-electromecánicos (MEMS), se pueden diseñar acelerómetros de bajo costo, bajo consumo con rangos variados de trabajo como 2g, 10g, 50g, etc. Los acelerótros son utilizados para detecta el impacto del pie con el suelo, permitiendo caracterizar e identificar los eventos necesarios para sincronizar la electroestimulación. El WalkAide utiliza acelerómetros. A diferencia de los interruptores, los acelerómetros no necesitan estar colocado en la planta de pie, y basta con que simplemente sean solidarios al miembro en cuestión para detectar el contacto dinámico del mismo con el suelo.
- 3. Giroscopios: Los giroscopios son usados para medir la velocidad angular o la tasa de rotación de objeto al que están sujetos. El método más comúnmente utilizado para la medición se basa en el efecto Coriolis, en el que un cuerpo se encuentra en movimiento respecto a un sistema de referencia en rotación [42]. Por lo general, los giroscopios forman parte de un grupo de sensores, siendo combinados con acelerómetros [43, 44] y FSRs [45]. Pappas et al. presentaron su sensor de detección de fase de la marcha (GPDS) en 2004. Este contenía un giroscopio, tres FSRs foot switches y un microcontrolador empotrado en una plantilla de zapato. Todo el procesamiento del GPDS se realizó en el microcontrolador, el cual obtenía como salidas las fases de la marcha como estados discretos en el dispositivo FES Compex Motion. Este particular arreglo tuvo una fiabilidad muy alta y aplicación correcta del estímulo en un 99% del tiempo en sujetos sanos y discapacitados. El trabajo hecho por Pappas et al. sugiere que una combinación de sensores puede ser una mejor aproximación al algoritmo de control de estimulación [36].
- 4. Sensores de pendiente: Por último se menciona a los sensores de pendiente, que miden el ángulo entre un eje al que se es sensible y un vector de referencia como la gravedad [46]. Pueden usarse varios elementos como referencia, como un elemento líquido inercial, un péndulo o suspensiones de resorte. Estos sensores tienen muchas ventajas sobre los interruptores del pie, ya que pueden ser construidos en la unidad de estimulación y no sufren de degradación debido a usos repetitivos. Sin embargo, presentan un tiempo de respuesta reducido comparados a ellos, y son susceptibles a los ruidos de artefacto de aceleración (los producidos por constantes movimientos), lo que requiere adicionalmente un filtrado apropiado de la adquisición de la señal [36].



- [1] Mindy Lipson Aisen y col. «Cerebral palsy: Clinical care and neurological rehabilitation». En: *The Lancet Neurology* 10.9 (2011), págs. 844-852. ISSN: 14744422. DOI: 10.1016/S1474-4422(11)70176-4. URL: http://dx.doi.org/10.1016/S1474-4422(11)70176-4.
- [2] Maxime T. Robert y col. «Motor learning in children with hemiplegic cerebral palsy and the role of sensation in short-term motor training of goal-directed reaching». En: *Developmental Medicine and Child Neurology* 55.12 (2013), págs. 1121-1128. ISSN: 00121622. DOI: 10. 1111/dmcn.12219.
- [3] Cristina Bayón y col. «CP-Walker. Interacción humano-robot basada en sensor láser para rehabilitación de la marcha de niños con parálisis cerebral». En: *Iberdiscap* July (2015), págs. 1-5.
- [4] Carlos A Cifuentes y col. «Multimodal Human-Robot Interaction for Walker-Assisted Gait». En: *IEEE Systems Journal* (2014), págs. 1-11. ISSN: 1932-8184. DOI: 10.1109/JSYST. 2014.2318698. URL: http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm? arnumber=6818390.
- [5] Neville Hogan. «Impedance Control: An Approach to Manipulation: parts I, II and III». En: *Journal of dynamic systems, measurement and control* 107 (1985).
- [6] C. Bayon y col. «CPWalker: Robotic platform for gait rehabilitation in patients with Cerebral Palsy». En: 2016 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA). IEEE, mayo de 2016, págs. 3736-3741. ISBN: 978-1-4673-8026-3. DOI: 10.1109/ICRA.2016. 7487561. arXiv: arXiv:1011.1669v3. URL: http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/ epic03/wrapper.htm?arnumber=7487561.
- Shahid Hussain, Sheng Quan Xie y Guangyu Liu. «Robot assisted treadmill training : Mechanisms and training strategies». En: *Medical Engineering and Physics* 33.5 (2011), págs. 527-533. ISSN: 1350-4533. DOI: 10.1016/j.medengphy.2010.12.010.

- [8] Magdo Bortole y col. «The H2 robotic exoskeleton for gait rehabilitation after stroke: early findings from a clinical study.» En: *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 12.54 (2015), págs. 1-14. ISSN: 1743-0003. DOI: 10.1186/s12984-015-0048-y. URL: http://www.jneuroengrehab.com/content/12/1/54.
- [9] B. Koopman, E. H F van Asseldonk y H. Van der Kooij. «Speed-dependent reference joint trajectory generation for robotic gait support». En: *Journal of Biomechanics* 47.6 (2014), págs. 1447-1458. ISSN: 18732380. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.01.037.
- [10] M Pohl y col. «Repetitive Locomotor Training and physiotherapy improve walking and basic activities of daily living after stroke: a single-blind, randomized multicentre trial». En: *Clinical Rehabilitation* 21 (2007), págs. 17-27.
- [11] B Husemann y col. «Effects of locomotion training with assistance of a robot-driven gait orthosis in hemiparetic patients after stroke: A randomized controlled pilot study». En: *Stroke2* 38 (7), págs. 349-354.
- [12] Tomislav Bacek y col. «Conceptual design of a novel variable stiffness actuator for use in lower limb exoskeletons». En: 2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). IEEE. 2015, págs. 583-588.
- [13] David A Winter. *Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological.* 1991.
- [14] Shingo Shimoda y col. «Joint Stiffness Tuning of Exoskeleton Robot H2 by Tacit Learning». En: Symbiotic Interaction. Springer, 2015, págs. 138-144.
- [15] Antonio J. Del-Ama y col. «Hybrid FES-robot cooperative control of ambulatory gait rehabilitation exoskeleton.» En: Journal of Neuroengineering and Rehabilitation 11.27 (2014), pág. 27. ISSN: 1743-0003. DOI: 10.1186/1743-0003-11-27. URL: http://www. pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3995973%7B%5C&%7Dtool= pmcentrez%7B%5C&%7Drendertype=abstract%20http://www.jneuroengrehab. com/content/11/1/27/abstract.
- [16] A Kantrowitz. Electronic physiological aids: A report of the Maimonides Hospital. Brooklyn (NY): Maimonides Hospital, 1960.
- [17] A Kralj y col. «Gait restoration in paraplegic patients: a feasibility demonstration using multichannel surface electrode FES.» En: *Journal of Rehabilitation Research and Development* 20.1 (jul. de 1983), págs. 3-20. URL: http://ukpmc.ac.uk/abstract/MED/6887064.
- [18] Daniel Graupe y col. «Walking performance, medical outcomes and patient training in FES of innervated muscles for ambulation by thoracic-level complete paraplegics.» En: *Neurological Research* 30.2 (mar. de 2008), págs. 123-130. DOI: 10.1179/174313208X281136.
- [19] E B Marsolais y R Kobetic. «Functional electrical stimulation for walking in paraplegia». En: Journal of Bone and Joint Surgery 69.5 (jun. de 1987), págs. 728-733.
- [20] M B Dosen S Popovic DB. Popovic y col. «Neural Prostheses for Walking Restoration». En: Journal of Automatic Control 18(2) (2008), págs. 63-71.
- [21] DA D.a. Bristow, Marina Tharayil y a.G. AG a.G. Alleyne. «A survey of iterative learning control». En: *IEEE Control Systems Magazine* 26.3 (2006), págs. 96-114. ISSN: 0272-1708. DOI: 10.1109/MCS.2006.1636313. URL: http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs%7B%5C_%7Dall.jsp?arnumber=1636313%20http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=1636313%20http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=1636313%5Cbackslash\$nhttp://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs%7B%5C_%7Dall.jsp?arnumber=.

- Hyo-Sung Ahn, YangQuan Chen y Kevin L. Moore. «Iterative Learning Control: Brief Survey and Categorization». En: *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, Part C (Applications and Reviews)* 37.6 (nov. de 2007), págs. 1099-1121. ISSN: 1094-6977. DOI: 10.1109/TSMCC.2007.905759. URL: http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/ epic03/wrapper.htm?arnumber=4343981.
- [23] R. J. Downey y col. «A novel modulation strategy to increase stimulation duration in neuromuscular electrical stimulation». En: *Muscle & Nerve* 44.3 (2011), págs. 382-387. ISSN: 0148639X. DOI: 10.1002/mus.22058.
- [24] G.H. Murdock y C.L. Hubley-Kozey. «Effect of a high intensity quadriceps fatigue protocol on knee joint mechanics and muscle activation during gait in young adults». En: *European Journal of Applied Physiology* 112.2 (mayo de 2011), págs. 439-449. ISSN: 1439-6327. DOI: 10.1007/s00421-011-1990-4. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21573776.
- [25] Robert Nguyen y col. «Spatially Distributed Sequential Stimulation Reduces Fatigue in Paralyzed Triceps Surae Muscles: A Case Study.» En: Artificial organs (abr. de 2011). ISSN: 1525-1594. DOI: 10.1111/j.1525-1594.2010.01195.x. URL: http://www.ncbi.nlm. nih.gov/pubmed/21501192.
- [26] Nebojsa M Malesević y col. «Distributed low-frequency functional electrical stimulation delays muscle fatigue compared to conventional stimulation.» En: *Muscle and Nerve* 42.4 (oct. de 2010), págs. 556-62. ISSN: 1097-4598. DOI: 10.1002/mus.21736. URL: http: //www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20665516.
- [27] Ashraf S Gorgey y col. «Effects of electrical stimulation parameters on fatigue in skeletal muscle.» En: *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 39.9 (sep. de 2009), págs. 684-92. ISSN: 0190-6011. DOI: 10.2519/jospt.2009.3045.
- [28] Antonio J. Del-Ama y col. «A comparison of customized strategies to manage muscle fatigue in isometric artificially elicited muscle contractions for incomplete SCI subjects». En: Journal of Automatic Control 21.1 (2013), págs. 19-25. ISSN: 1450-9903. DOI: 10. 2298/JAC1301019A. URL: http://www.doiserbia.nb.rs/Article.aspx?ID=1450-99031301019D.
- [29] H M Franken y col. «Cycle-to-cycle control of swing phase of paraplegic gait induced by surface electrical stimulation.» En: *Medical & biological engineering & computing* 33.3 Spec No (mayo de 1995), págs. 440-51. ISSN: 0140-0118. URL: http://www.ncbi.nlm. nih.gov/pubmed/7666692.
- [30] J. G. Ziegler y N.B. Nichols. «Optimum settings for automatic controllers». En: *Transatcions of ASME* 64.11 (1942), págs. 759-765.
- [31] Mitsuo Kawato. «Feedback-error-learning neural network for supervised motor learning». En: Advanced neural computers 6.3 (1990), págs. 365-372.
- [32] Zhonglun Cai y col. «Design & control of a 3D stroke rehabilitation platform». En: 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. IEEE, jun. de 2011, págs. 1-6. ISBN: 978-1-4244-9862-8. DOI: 10.1109/ICORR.2011.5975412.
- [33] Christopher T. Freeman. «Upper Limb Electrical Stimulation Using Input-Output Linearization and Iterative Learning Control». En: *IEEE Transactions on Control Systems Technology* 23.4 (jul. de 2015), págs. 1546-1554. ISSN: 1063-6536. DOI: 10.1109/TCST.2014.2363412. URL: http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm? arnumber=6945367.
- [34] Stephen Marsland. *Machine learning: an algorithmic perspective*. CRC press, 2015.

- [35] T Flash y N Hogan. «The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model.» En: *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience* 5.7 (1985), págs. 1688-1703. ISSN: 0270-6474. DOI: 4020415.
- [36] Barry J Broderick, Paul P Breen y Gearóid ÓLaighin. «Electronic stimulators for surface neural prosthesis». En: *Journal of automatic control* 18.2 (2008), págs. 25-33.
- [37] PP Breen y col. «A system for the delivery of programmable, adaptive stimulation intensity envelopes for drop foot correction applications». En: *Medical engineering & physics* 28.2 (2006), págs. 177-186.
- [38] Strahinja Dosen y Dejan B Popovic. «Rule-based control of walking by using decision trees and practical sensors». En: *Neural Network Applications in Electrical Engineering*, 2008. *NEUREL 2008. 9th Symposium on*. IEEE. 2008, págs. 125-128.
- [39] Paul N Taylor y col. «Clinical use of the Odstock dropped foot stimulator: its effect on the speed and effort of walking». En: Archives of physical medicine and rehabilitation 80.12 (1999), págs. 1577-1583.
- [40] Gerard M Lyons y col. «A review of portable FES-based neural orthoses for the correction of drop foot». En: *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* 10.4 (2002), págs. 260-279.
- [41] Merryn J Mathie y col. «Accelerometry: providing an integrated, practical method for longterm, ambulatory monitoring of human movement». En: *Physiological measurement* 25.2 (2004), R1.
- [42] Robert P Leland. «Adaptive tuning for vibrational gyroscopes». En: *IEEE CONFERENCE ON DECISION AND CONTROL*. Vol. 4. IEEE; 1998. 2001, págs. 3447-3452.
- [43] Scott Simcox y col. «Performance of orientation sensors for use with a functional electrical stimulation mobility system». En: *Journal of biomechanics* 38.5 (2005), págs. 1185-1190.
- [44] KY Tong, AFT Mak y WY Ip. «Command control for functional electrical stimulation hand grasp systems using miniature accelerometers and gyroscopes». En: *Medical and Biological Engineering and Computing* 41.6 (2003), págs. 710-717.
- [45] Ion PI Pappas y col. «A reliable gyroscope-based gait-phase detection sensor embedded in a shoe insole». En: *Sensors Journal, IEEE* 4.2 (2004), págs. 268-274.
- [46] Rongching Dai y col. «Application of tilt sensors in functional electrical stimulation». En: *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* 4.2 (1996), págs. 63-72.



Denis Delisle-Rodríguez^{1,2}, Teodiano Freire Bastos¹, Álvaro Costa García³, Enrique Hortal Quesada³, Juan C. Moreno⁴, Juan Carlos Alcázar⁵, Guillermo Herrera⁶, Sergio Casco⁷, Antonio del-Ama⁸

¹Universidade Federal do Espírito Santo, UFES, Brasil.

²Universidad de Santiago, Cuba.

³Brain-Machine Interface Systems Lab, Universidad Miguel Hernández de Elche, España.

⁴Grupo de Neuro-Rehabilitación, Consejo Superior de Investigaciones Científicas, España.

⁵Ingeniería y Diseño INDI, México.

⁶*Tecnológico de Monterrey, México.*

⁷Universidad Católica, Paraguay.

⁸*Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo, España.*

Este capítulo se centra en las interfaces hombre-máquina empleadas en cada exoesqueleto, describiendo las modalidades de interacción consideradas, los algoritmos implementados y como se lleva a cabo la validación del funcionamiento de las interfaces.

6.1 ALLOR

6.1.1 Interfaz Cerebro-computador

Introducción

Las interfaces cerebro-computador (ICC) posibilitan a personas con déficit motor severo, un control directo sobre un exoesqueleto robótico, por medio de patrones derivados de la señal de EEG relacionados a la intención motora [1, 2, 3, 4]. Con el objetivo de obtener movimientos más naturales, varios trabajos han propuesto reconocer la intención del movimiento a partir de la información relacionada a la planificación del movimiento [1, 2, 3], así como utilizar métodos basados en algoritmos genéticos para reducir la dimensión de vectores característicos y mejorar la velocidad de la ICC [5]. La variabilidad de la señal de EEG y del tiempo de reacción intra-sujeto, y otros criterios pocos explorados como la duración del evento asociado a la planificación, hacen el reconocimiento de patrones orientado a la anticipación motora una tarea difícil. Dichos problemas no triviales

pueden afectar el desempeño de algoritmos genéticos debido a los patrones seleccionados en la etapa de entrenamiento. Adicionalmente, dichos métodos proveen un conjunto de características altamente correlacionado a la complejidad del clasificador y la métrica de desempeño empleada, aspectos que incrementan el tiempo de demora de la etapa de entrenamiento. Por otra parte, pocos trabajos han explorados tareas motoras que incluyen la extensión y flexión de la rodilla, y las bandas específicas del EEG que presentan los potenciales ERD/ERS más significativos. En este sentido, el objetivo de este trabajo es analizar sobre la señal de electroencefalografía las bandas de frecuencias que contribuyen con los patrones más significativos de eventos relacionados a la desincronización/ sincronización (ERD/ERS), así como evaluar una interfaz cerebro-computador (ICC) basada en métodos no supervisados de bajo costo computacional [6, 7], orientado a reconocer cuando el usuario está planificando la marcha.

Protocolo

Para estudiar la intencionalidad motora relacionada a la extensión (E) de la rodilla, se realizó un protocolo aprobado por el Comité de Ética de la UFES/Brasil. Seis sujetos saludables (masculinos, $31,8 \pm 5,98$), se seleccionaron para participar en el experimento, quienes firmaron un consentimiento informado. El equipo BrainNet BNT 36 se utilizó para adquirir las señales de EEG, en las bandas de frecuencia de 0,1 a 100 Hz. Adicionalmente, sensores como goniómetro y footswitch se acoplaron al equipo para obtener simultáneamente las señales de EEG, los ángulos de la rodilla y las fases de la marcha, respectivamente. Dichos sensores propioceptivos son utilizados para obtener las referencias de inicio y fin del movimiento. Además, el equipo se configuró con un filtro notch a la frecuencia de 60 Hz, y una frecuencia de muestreo de 400 Hz. Las señales de EEG fueron adquiridas en la corteza motora primaria y suplementaria (FC3, FC1, FC2, FC2, FC4, C5, C3, C1, Cz, C2, C4, C6, CP5, CP3, CP1, CPz, CP2, CP4, CP6 y Pz), conforme el sistema internacional 10/20. Los electrodos de referencias se colocaron en los lóbulos de las orejas (A1 y A2), con el electrodo tierra ubicado a la altura de las cejas y alineado al electrodo FPz. Sietes tareas motoras de la vida diaria se seleccionaron para estudiar la activación cortical relacionada a la extensión/flexión de la rodilla, tales como: extensión/flexión de la rodilla desde la posición sentado (E-F), levantarse/sentarse (L-S), reposo sentado (R-S), reposo de pie (R-P), y caminar dos pasos (C). Movimientos estáticos y dinámicos fueron adoptados para evaluar varias condiciones. En este sentido, dos sesiones con movimientos estáticos y otra con movimiento dinámico se implementaron para obtener todas las posibles combinaciones de tareas. Los primeros dos ensayos se desarrollaron con los siguientes movimientos estáticos: (1) E/F/R-S, y (2) L/S/R-P. El tercer ensayo se implementó con movimientos dinámicos aleatorios, combinando de forma lógica las siguientes tareas: (3) E/F/L/S/R-S/R-P/C. Cada ensayo de movimiento estático y dinámico está formado por 10 y 6 sesiones, respectivamente, aisladas por 3 min de reposo. Las sesiones de los ensayos 1 y 2, tienen un total de 10 repeticiones por tarea motora, con tiempo de duración de 7 s, mientras que las sesiones del ensayo 3 tienen un total de 22 tareas. Estímulos sonoros y visuales se presentaron al usuario para indicar la ejecución de cada tarea. Además, los sujetos fueron alertados a no usar los brazos como soporte adicional en la ejecución de las tareas, para minimizar activaciones corticales relacionadas a movimientos de miembro superior. Adicionalmente, una plataforma móvil se utilizó unido al equipo para seguir a los sujetos durante el ensayo dinámico. Las tareas de extensión de la rodilla y caminar tienen un total de 120 y 24 repeticiones, respectivamente.

Patrones ERD/ERS significativos

Los potenciales significativos ($\alpha = 0,05$) de ERD/ERS relacionados a las tareas motoras son analizados en el dominio tiempo-frecuencia, a partir de la Transformada Rápida de Fourier en un rango de frecuencia de 5 a 90 Hz, con resolución de 1 Hz [4, 8].

Interfaz cerebro-computador

La interfaz cerebro-computador (ICC) está orientada al reconocimiento de la planificación y parada de movimiento de la actividad motora. La misma, está formada por un filtrado espacial para reducir las interferencias de modo común, métodos de extracción y reducción de características, método opcional de selección de patrones, y finalmente una etapa de clasificación del patrón de intención motor. El filtrado espacial es tipo Laplace de Referencia Promedio Ponderada [9], que constituye una modificación del filtro Referencia de Promedio Común. Los métodos de extracción de características son utilizados en el dominio del tiempo y frecuencia, sobre ventanas de 250 ms, deslizadas cada 2,5 ms. Además del filtro espacial (FE), otros métodos de extracción de características son utilizados sobre la señal de EEG no referenciada, tales como el valor máximo absoluto (VMA), la longitud de onda (LO), la dimensión fractal de Sevcik y Higuchi (DF), la pendiente derivada del potencial motor cortical relacionado (PPM), y la potencia de banda (PB). Tres características asociadas a la PB son extraídas desde las bandas de frecuencia específicas (mu-ERD, beta-ERD y gamma-ERS) intra-sujetos que presentan los potenciales ERD/ERS más significativos, en el intervalo de planificación del movimiento (-1,5 to 0 s respecto la referencia de inicio de movimiento). El vector característico obtenido se analiza a través de un método no supervisado de reducción de dimensión [6] basado en la representación de la entropía y el índice de compresión máxima de información [10]. El método de selección de patrones basado en la métrica Calinski-Harabasz [11], se puede utilizar de forma opcional en la etapa de entrenamiento para disminuir la incerteza de los clusters seleccionados en la etapa de obtención del modelo [7]. Finalmente, se aplica un clasificador de máquinas de vectores soporte (MVS), ajustado para obtener el modelo durante la etapa de entrenamiento, que luego se utiliza en la clasificación de los patrones de interés. Las funciones lineal, polinomial y Gausiana son evaluadas en el clasificador, ya que trabajos previos han mostrado su buen desempeño [12].

Evaluación

En cada sujeto, los potenciales ERD/ERS más significativos ($\alpha = 0.05$) asociados a las actividades de extensión de la rodilla desde la posición sentado y a la marcha, fueron analizados en el dominio tiempo-frecuencia para un rango de frecuencia de 7 a 80 Hz. Las señales correspondientes a los ángulos de la rodilla y la fase de la marcha fueron utilizadas como referencia para obtener los instantes de inicio de movimiento. Dichas referencias, son usadas para alinear las repeticiones de una misma tarea desde -3,0 a +5,0 s. Asimismo, una interfaz cerebro-computador fue evaluada para reconocer los instantes de planificación de la marcha (-1,5 s a 0 s, respecto la referencia de inicio). Dicha interfaz, se evaluó a través de una validación cruzada (k = 3), donde dos conjuntos de entrenamiento y validación son formados a partir de sesiones seleccionadas aleatoriamente. El conjunto de entrenamiento seleccionado en cada k corrida, se utiliza en otro proceso de validación cruzada (k=2) interna al proceso de entrenamiento, para ajustar los parámetros correspondientes (C, σ, n) del clasificador MVS y obtener el modelo. Los valores medios y desviación estándar de los vectores característicos del conjunto de entrenamiento de ambos procesos de validación cruzada (externo e interno), se utilizan de referencia para normalizar los vectores característicos de los conjuntos de entrenamiento y validación. En el procesamiento de la ICC se utilizaron los electrodos dispuestos en las localizaciones FC3, FC1, C3, C4, Cz, CP1, CP2 y Pz, siguiendo trabajos previos [1, 2, 3]. Los vectores característicos se obtuvieron sobre las señales correspondientes a los electrodos Cz, CP1 y CP2, una vez aplicado un filtrado espacial tipo Laplace de Referencia Promedio Ponderada [9]. Los índices de exactitud, Kappa, razón de verdaderos positivos (RVP) y predictividad positiva (P+) se utilizaron para evaluar el desempeño de la ICC.

Resultados y Discusión

Las figuras 6.1 y 6.2 muestran los potenciales ERD/ERS más significativos ($\alpha = 0,05$) de cuatro y cinco sujetos, respectivamente, obtenidos en el electrodo Cz durante tareas motoras que



Figura 6.1: Representación de los potenciales ERD/ERS más significativos durante la extensión de la rodilla en posición sentado.



Figura 6.2: Representación de los potenciales ERD/ERS más significativos durante la marcha (dos pasos).

incluyen la extensión y flexión de la rodilla. Previo al análisis tiempo-frecuencia se aplicó un filtrado espacial tipo Laplace a partir de los electrodos vecinos más próximos [9]. Adicionalmente, las figuras muestran el mapa de la distribución de los potenciales ERD/ERS durante el periodo de planificación (-1,5 a 0 s respecto al inicio de movimiento) de las tareas motora, en las bandas específicas beta-ERD y gamma-ERS definidas a partir del análisis tiempo-frecuencia. Todos los sujetos analizados, presentaron potenciales significativos en las bandas beta-ERD (18-24 Hz) y gamma-ERS (30-80 Hz), durante la planificación de la extensión de la rodilla en la posición sentado. Adicionalmente, todos los sujetos presentaron potenciales significativos en la banda gamma-ERS durante la planificación de la marcha. Durante la ejecución y finalización (0 s a +1,5s, respecto al fin de movimiento) de ambas tareas motoras, a diferencia de las bandas mu-ERD, beta-ERD y gamma-ERS, la banda beta-ERS presenta ausencia de potenciales ERD/ERS significativos en la

mayoría de los sujetos. Esto sugiere que las bandas mu-ERD, beta-ERD y gamma-ERS se pueden considerar como fuente de características en el reconocimiento de la intención relacionada a la parada de movimiento [3, 6]. Los mapas de distribución de los potenciales ERD/ERS, muestran regiones más específicas de activación en la banda gamma-ERS, con mayor densidad alrededor del electrodo Cz. A diferencia de la extensión de la rodilla en posición sentado, la marcha presentó los valores más intensos de potenciales ERD/ERS, aspecto que puede estar relacionado a la complejidad de la tarea. Resultados similares han sido obtenidos en trabajos previos [13]. El reconocimiento de las tareas reposo en la posición de pie y planificación de caminar dos pasos, se implementó a través de una interfaz cerebro-computador basada en métodos no supervisados en la etapa de entrenamiento. La Tabla 6.1 muestra la dimensión del vector característico inicial obtenido en los electrodos Cz, CP1 y CP2, y el rango de reducción de su dimensión a partir del método no supervisado durante la validación cruzada (k = 3). Entre las características más seleccionadas por el método no supervisado se encuentran FE, FD, VMA, PPM y LO, está última para los electrodos CP1 y CP2. Además, se muestran para cada sujeto las bandas específicas que presentan potenciales ERD/ERS significativos ($\alpha = 0.05$). La mayoría de los sujetos presentan bandas específicas en rango similares de frecuencia, pero los sujetos 2 y 5 presentan mayores diferencias. Las Tablas 6.2, 6.3 y 6.4 muestran el desempeño de la interfaz cerebro-computador a partir del clasificador MVS basado en las funciones lineal, polinomial y Gausiana, respectivamente. Los mejores resultados se obtuvieron en los sujetos 1 y 4, con valores de exactitud mayores a 76% con las funciones lineal y Gausiana. Los sujetos 3, 5 y 6 presentaron en todas las variantes de clasificación una exactitud mayor a 70% para el reconocimiento de los patrones relacionado al reposo en la posición de pie. Sin embargo, el clasificador MVS basado en la función lineal presentó sobre los sujetos 3, 5 y 6, mejores valores de exactitud en el reconocimiento de los patrones relacionados a la planificación. En este sentido, se puede concluir que el clasificador MVS basado en la función lineal permite obtener mejores desempeño de los patrones relacionado al reposo y planificación. Similar conclusión ha sido presentada en trabajos previos [3]. Los patrones relacionados a la planificación de la acción caminar, seleccionados para el entrenamiento de la interfaz cerebro-computador tienen mayor incerteza, debido al tiempo de reacción intra-sujeto, y otros criterios pocos explorados como la duración del evento relacionado a la planificación. La detección errónea de los patrones relacionados al reposo tiene mayor costo, puesto que significa enviar un comando de planificación de movimiento al módulo de control del exoesqueleto. Por tanto, puede concluirse que los resultados obtenidos en todos los sujetos, excepto el sujeto 2, son aceptables.

Sujetos	VC	DF (min - máx)	CS (Común)	mu-ERD (Hz)	Bandas beta-ERD (Hz)	gamma-ERS (Hz)
1		21-23	* FE,FD ^{Cz,CP1,CP2}	8-12	14-24	55-76
2		19-20	*VMA,PPM ^{Cz,CP1,CP2}	8-12	13-23	35-88
3	24	18-24	*LO ^{CP1,CP2}	8-12	14-24	49-66
4		19-23	LO^{Cz}	8-12	13-24	53-66
5		14-20	a,b,c PB Cz,CP1,CP2	8-12	14-17	37-66
6		23-24		8-11	13-23	53-66

DVC, dimensión del vector característico original; DF, dimensión final; CS, características seleccionadas; ^a mu-ERD;^b beta-ERD; ^c gamma-ERS;* más frecuentes; FE, filtro espacial; LO, longitud de onda; VMA, valor medio absoluto; DF, dimensión fractal; PPM, pendiente derivada del potencial motor cortical relacionado; PB, potencia de banda

Tabla 6.1: Representación de las características y bandas específicas seleccionadas.

Sujetos	Exactitud	Карра	Reposo RVP	P+	Planificación RVP	P+
1	$0,76 \pm 0,08$	0,49 ± 0,16	$0,76 \pm 0,10$	$0,86 \pm 0,04$	$0,76\pm0,09$	$0,62 \pm 0,12$
2	$0{,}58\pm0{,}09$	$0,\!22\pm0,\!13$	$0,\!47\pm0,\!15$	$0{,}79\pm0{,}08$	$0,\!79\pm0,\!02$	$0{,}45\pm0{,}04$
3	$0{,}68 \pm 0{,}08$	$0,\!27\pm0,\!23$	$0{,}74\pm0{,}02$	$0{,}78\pm0{,}11$	$0,\!56\pm0,\!29$	$0{,}48\pm0{,}12$
4	$0{,}79\pm0{,}08$	$0{,}58\pm0{,}12$	$0{,}75\pm0{,}14$	$0{,}93\pm0{,}03$	$0,\!88\pm0,\!06$	$0{,}66\pm0{,}13$
5	$0{,}59\pm0{,}16$	$0{,}07\pm0{,}22$	$0{,}70\pm0{,}24$	$0{,}67\pm0{,}12$	$0,\!35\pm0,\!04$	$0{,}43\pm0{,}12$
6	$0,\!70\pm0,\!11$	$0,\!35\pm0,\!21$	$0{,}74\pm0{,}12$	$0{,}79\pm0{,}06$	$0{,}62\pm0{,}09$	$0{,}55\pm0{,}14$

RVP, razón de verdaderos positivos; P+, predictividad positiva

Tabla 6.2: Desempeño de la ICC con MVS y la función lineal.

Sujetos	Exactitud	Карра	Reposo		Planificación	
			RVP	P+	RVP	P+
1	$0{,}68 \pm 0{,}06$	$0,\!35\pm0,\!12$	$0{,}66\pm0{,}06$	$0,\!83\pm0,\!02$	$0,\!73\pm0,\!06$	$0{,}52\pm0{,}09$
2	$0{,}56\pm0{,}08$	$0,\!15\pm0,\!12$	$0{,}52\pm0{,}12$	$0{,}72\pm0{,}07$	$0{,}65\pm0{,}02$	$0{,}43\pm0{,}04$
3	$0{,}66\pm0{,}07$	$0{,}21\pm0{,}23$	$0{,}75\pm0{,}03$	$0,\!76\pm0,\!12$	$0,\!47\pm0,\!29$	$0{,}45\pm0{,}10$
4	$0{,}79\pm0{,}08$	$0{,}58\pm0{,}12$	$0{,}75\pm0{,}14$	$0{,}93\pm0{,}03$	$0,\!88\pm0,\!06$	$0,\!66\pm0,\!13$
5	$0{,}62\pm0{,}07$	$0{,}11\pm0{,}07$	$0,\!76\pm0,\!16$	$0{,}69\pm0{,}05$	$0,\!33\pm0,\!12$	$0{,}44\pm0{,}04$
6	$0{,}70\pm0{,}11$	$0,\!35\pm0,\!21$	$0{,}74\pm0{,}12$	$0{,}79\pm0{,}06$	$0{,}62\pm0{,}09$	$0{,}55\pm0{,}14$

RVP, razón de verdaderos positivos; P+, predictividad positiva; a

Tabla 6.3: Desempeño de la ICC con MVS y la función polinomial.

Sujetos	Exactitud	Карра	Reposo RVP	P+	Planificación RVP	P+
1	$0{,}78\pm0{,}10$	$0,\!54\pm0,\!18$	$0,77\pm0,13$	$0,\!88\pm0,\!04$	$0,\!79\pm0,\!07$	$0,\!65\pm0,\!14$
2	$0{,}59\pm0{,}08$	$0{,}22\pm0{,}13$	$0{,}49\pm0{,}16$	$0{,}79\pm0{,}09$	$0,\!76\pm0,\!13$	$0{,}45\pm0{,}04$
3	$0{,}68 \pm 0{,}05$	$0,\!25\pm0,\!17$	$0{,}78\pm0{,}06$	$0,\!77\pm0,\!10$	$0,\!48\pm0,\!26$	$0{,}49\pm0{,}06$
4	$0{,}78\pm0{,}05$	$0{,}56\pm0{,}08$	$0,\!75\pm0,\!11$	$0{,}91\pm0{,}04$	$0,\!86\pm0,\!07$	$0{,}64\pm0{,}10$
5	$0{,}60\pm0{,}16$	$0,\!11\pm0,\!24$	$0{,}71\pm0{,}24$	$0{,}68\pm0{,}12$	$0,\!39\pm0,\!06$	$0{,}46\pm0{,}15$
6	$0{,}70\pm0{,}12$	$0,\!34\pm0,\!22$	$0{,}76\pm0{,}15$	$0,\!77\pm0,\!06$	$0{,}57\pm0{,}07$	$0{,}57\pm0{,}17$

RVP, razón de verdaderos positivos; P+, predictividad positiva

Tabla 6.4: Desempeño de la ICC con MVS y la función Gausiana.

6.2 BioMot

6.2.1 Sistemas músculo-esqueléticos

La marcha humana es esencial para la mayoría de actividades de la vida diaria. La necesidad de asistirla y rehabilitarla promueve la investigación en dispositivos robóticos vestibles. A pesar de los continuos avances tecnológicos, quedan muchos retos que superar antes de que estos dispositivos formen parte del proceso de rehabilitación. Uno de los principales problemas a solucionar es cómo involucrar activamente al usuario y evaluar cómo le afecta el exoesqueleto. Se deben extender los análisis básicos como la medida de la velocidad de marcha, incluyendo análisis del balnce, la actividad cerebral y la evaluación de los efectos neuromecánicos.

Una estrategia efectiva de rehabilitación requiere que se evalúe el comportamiento del paciente de forma continua para seleccionar un intervención adecuada a sus catacterísticas anatómicas, fisiológicas y neurológicas. Aunque suena interesante, es difícil implementar la personalización del tratamiento basado en la condición del sujeto, sobretodo debido a la complejidad de la interacción entre robot y sistema neuromusculoesquelético del sujeto. Para poder obserbar los mecanismos que subyacen al movimiento humano, es esencial entender cómo se activan los músculos, cómo generan fuerza, y cómo se coordinan para actuar sobre varias articulaciones simultáneamente. Para adquirir las señales de manera no invasiva, se utiliza EMG (electromiografía).

Modelo Neuromusculosquelético informado por EMG

Los modelos neuromusculosqueléticos (NMS) reproducen el proceso que utilizan los músculos para transformar los comandos nerviosos en movimiento, y pueden usarse para estimar las fuerzas que se generan. Podemos estimar los comandos nerviosos que se usan en los modelos NMS a través de electromiografía de superficie [14, 15].



Figura 6.3: Esquema del modelo neuromusculosquelético NMS.

La figura 6.3 muestra los cuatro bloques que forman la representación esquemática del modelo NMS informado por EMG [16]. El bloque «Cinemática músculo-tendón» utiliza la entrada de los ángulos articulares para calcular las longitudes músculo-tendinosas y los momentos de los músculos de interés. El bloque «Dinámica de la activación muscular» transforma las señales EMG normalizadas en activaciones musculares, teniendo en cuenta la no linealidad existente entre las excitaciones muculares y las fuerzas producidas por los mismos.

El bloque «Dinámica de la contracción muscular» combina las activaciones musculares con las longitudes músculo-tendinosas para estimar las fierzas que se producen por las unidades músculo-

ID	Edad	Altura (m)	Peso (kg)
Sujeto 1	36	1.81	76
Sujeto 2	29	1.82	94

Tabla 6.5: Resumen de características de los sujetos

tendinosas (MTUs), de acuerdo a un modelo muscular de Hill, que consiste en un elemento activo que genera fuerza (fibras musculares), en serie con uno pasivo (el tendón). La fuerza de las fibras musculares depende de la elongación y la velocidad de contracción de las fibras.

Todos los parámetros musculares se estiman inicialmente de la literatura o se miden con imagen médica, y después se calibran [14]. Por último, una vez que las fuerzas producidas por los músculos están disponibles, el bloque «Cálculo de momentos» proyecta estas fuerzas en múltiples grados de libertad (GdL). En resumen, el modelo NMS informado por the EMG puede estimar las fuerzas musculares y los momentos articulares en múltiples GdL usando únicamente los ángulos articulares y las señales EMG como entradas.

Experimentos

Este modelo de control multimodal se probó con los experimentos que se presentan en esta sección. Se llevaron a cabo con dos sujetos cuyas características se resumen en la table 6.5. Cada sesión experimental consistió en las siguientes etapas:

- ejercicios de máxima contracción voluntaria (MVC), para la normalización de los datos EMG
- análisis tradicional de la marcha (estático y dinámico), para la calibración del modelo NMS
- caminata vistiendo el exosqueleto, para probar la ejecución del modelo NMS.

Para la última etapa de los experimentos, el exoesqueleto estaba asistiendo la marcha siguiendo unas trayectorias articulares predefinedas, obtenidas a partir de datos de marcha mediados provenientes de sujetos sanos.

Colocación de electrodos EMG y tests MVC

Los electrodos EMG los colocó un fisioterpaueta. Los músculos que se midieron son: vasto medial, vasto lateral, recto femoral, biceps femoral, semitendinoso, tibial anterior, gastrocnemio medial, gastrocnemio lateral y sóleo. Para algunos músculos se modificó ligeramente la posición de los electrodos respecto a las recomendaciones SENIAM, para evitar las cinchas del exoesqueleto.

Se llevaron a cabo los siguientes tests MVC:

- flexores de rodilla: de pie, el sujeto debe doblar la rodilla en contra de una cuerda unida a su tobillo.
- extensores de rodilla: sentado, el sujeto debe extender la rodilla en contra de una cuerda unida a su tobillo, que se mantiene a 90 grados.
- dorsiflexores de tobillo: sentado, se pide al sujeto que venza la presión realizada por el fisioterapeuta sobre la punta de su pie levantándolo.
- plantarflexores de tobillo: de pie, el fisioterapeuta impide, presionando en los hombros del sujeto, que éste se ponga de puntillas.

Estas posiciones se mantienen durante 10 segundos. Las señales EMG grabadas se procesas para sacar las envolventes, y se extrae el valor máximo de cada canal.

Calibración y ejecución del modelo NMS

Se utiliza un sistema de fotogrametría con marcadores activos, colocados por el fisioterapeuta para la calibración del modelo, en combinación con dos plataformas de fuerza colocadas en la trayectoria del sujeto, ambos sistemas sincronizados con el sistema EMG. Se comienza realizando una adquisición estática de pie. A continuación el sujeto realiza al menos cinco repeticiones caminando en línea recta y pisando sobre la plataforma de fuerza con la pierna instrumentada.

Con los datos extraídos se escala un modelo musculoesquelético genérico para que se ajuste a la atropometría del sujeto (medida en la adquisición estática) de manera que la anatómica (real y reconstruída) de los marcadores colocados en el sujeto coincidan con los marcadores virtuales correspondientes en el modelo.

Este modelo escalado se utiliza para ejecutar análisis de cinemática y dinámica inversas sobre ls repeticiones caminando. Los momentos articulares estimados a partir de la dinámica inversa se usan como referencia para la calibración del modelo NMS. A través del análisis muscular se extrae la información de la cinemática muscular (longitudes músculo-tendinosas y momentos) que, junto a las envolventes de las señales EMG, constituyen las entradas al modelo NMS. La figura 6.4 muestra una comparación entre los momentos articulares estimados por cinemática inversa y los calculados por el modelo NMS.



Figura 6.4: Comparación de momentos articulares estimados con el modelo NMS (rojo) y aquellos estimados por cinemática inversa (azul) para el sujeto 1 (izquierda) y el sujeto 2 (derecha).

6.3 Exoesqueleto robótico de miembro inferior KINESIS

6.3.1 Introducción

Como se mencionó en el capítulo anterior el control híbrido cooperativo en el sistema KINESIS requiere de un método de evaluación de la interacción humano-robot que además tenga en cuenta los efectos de la aparición de la fatiga muscular. Esta evlauación se requiere para generación continua de valores de realimentación para el control de acuerdo con el rendimiento de los actuadores biológicos y artificiales de cara a las demandas específicas de la tarea de entrenamiento. En las siguientes secciones se presentará el diseño de un sistema computarizado de evaluación de la interacción humano-robot para el entrenador híbrido de marcha.

6.3.2 Evaluación de interacción humano-robot

Como se presentó en el capítulo anterior, la arquitectura de control de Kinesis consta de dos lazos de control: uno realiza el control en lazo cerrado de la trayectoria de la rodilla y otro el control de la estimulación muscular. La coordinación entre los dos controladores se realiza mediante una máquina de estados que gobierna dos controladores. En este esquema, el lazo de estimulación eléctrica se cierra por medio de la monitorización del rendimiento muscular a través de medida indirecta de la interacción física usuario-exoesqueleto.

El rendimiento articular es evaluado a partir de la interacción física bajo la hipótesis de que el par articular generado por el usuario mediante la estimulación eléctrica decrecerá debido a la fatiga muscular, en tanto el músculo generará menos fuerza a lo largo del tiempo mientras se mantenga un

patrón de estimulación (intensidad, ancho de pulso y frecuencia) fijo. Esta reducción en la fuerza muscular resultará en un aumento del par de interacción. Por lo tanto, el par de interacción puede ser utilizado para estimar la fatiga muscular debido a la estimulación eléctrica muscular.

6.3.3 Metodología experimental

Para ofrecer una estimación más robusta - de fatiga muscular - que el par de interacción instantáneo, hemos desarrollado una métrica que representaría el par de interacción promedio producido durante un intervalo de tiempo. Para ofrecer una referencia adecuada de comparación, nos hemos centrado en analizar los efectos en la fase de oscilación de la marcha, eliminando la perturbación inducida en las lecturas del sensor de par durante la interacción con el suelo. Este par de interacción durante la oscilación es calculado mediante la ecuación 6.1 (par de interacción promedio durante la flexión de la pierna) y ecuación 6.2 (par de interacción promedio durante la extensión de la pierna). En una primera aproximación, hemos analizado de manera separada los pares de interacción asociados a la actividad independiente de músculos flexores y extensores.

$$\overline{T_{flex}} = \frac{\int_{flex} T_{int} \cdot dt}{t_{flex}}$$
(6.1)

$$\overline{T_{ext}} = \frac{\int_{ext} T_{int} \cdot dt}{t_{ext}}$$
(6.2)

En estas expresiones, $\overline{T_{flex}}$ y $\overline{T_{ext}}$ son calculados integrando el par de interacción medido por el sensor (T_{int}), durante los intervalos de flexión y extensión. Se realizaron experimentos de evaluación de las métricas con un sujeto sano. Los experimentos se realizaron durante 10 minutos con la pierna libre para oscilar. Se pidió al usuario que evitara el movimiento de la pierna y que se mantuviera relajado durante el experimento para evitar movimientos voluntarios. El patrón cinemático alimentado al controlador consistió en una serie de trayectorias articulares de flexo-extensión en oscilación extraídas de bases de datos normativas de marcha humana.

Mientras que el exoesqueleto robótico controla la trayectoria articular, un estimulador sincronizado (Unafet8) generaba pulsos de estimulación para el músculo *vasto lateral* durante la extensión y el músculo *biceps femoral* durante la flexión. Los pulsos de estimulación fueron de 300 ms de anchura de pulso, a una frecuencia de 40 Hz, compensados monofásicamente. La intensidad de estimulación se fijó de acuerdo a la percepción de comodidad dada por el usuario mientras que se mantenía lo suficientemente elevada para producir un movimiento funcional de la articulación de rodilla. La intensidad conseguida en este experimento fue de 46 mA para los músculos flexores y 28 mA para los músculos extensores. Los pulsos de estimulación generados fueron sincronizados con el patrón cinemático. La figura 6.5 muestra el montaje experimental.

6.3.4 Resultados

En la figura 6.6 se presentan los dos diferentes intervalos de tiempo del experimento. En estas figuras se muestran la evolución de la trayectoria angular de la rodilla (curva negra) y el par de interacción en la rodilla debido al par de interacción (curva roja). En la figura 6.6(a)

La variación del par de interacción puede ser observada más claramente mediante el uso de las métricas definidas en las ecuaciones 6.1 y 6.2. Aplicando estas métricas durante la extensión se obtiene la curva azul representada en la figura 6.7. Esta curva representa el promedio de interacción durante cada ciclo de oscilación durante el experimento. Los datos presentados en esta figura contienen cierta variabilidad, por lo que se aplica una media móvil de 5 muestras para mejorar la representación de los datos (curva negra en la figura 6.7. Se puede observar en estos datos una



Figura 6.5: Montaje experimental para validación de la métrica de interacción H-R.



Figura 6.6: Knee joint kinematics and interaction force during an experiment.

tendencia creciente del par de interacción, ofreciendo una indicación robusta relacionada con la caída del rendimiento de la evocación de respuesta muscular debido a la fatiga.

La figura 6.8 presenta la aplicación de las métricas propuestas en las fases de flexión (curva roja) y de extensión (curva azul). Durante el movimiento de flexión, la magnitud de la métrica es similar al caso de la fase de extensión, ya que ambas se incrementan en magnitud. Si se toman los



Figura 6.7: Par de interacción promedio.

valores absolutos de estas métricas, pueden ser combinadas en una única métrica que represente el par de interacción resultante durante la fase de oscilación completa (figure 6.8, curva negra y ajuste lineal).



Figura 6.8: Métricas de estimación de fatiga muscular.

6.3.5 Conclusiones

En este capítulo hemos presentado y verificado la viabilidad (en sujetos sanos) del procedimiento desarrollado para evaluar la interacción humano-robot para ser aplicada al control cooperativo del sistema híbrido Kinesis en sujetos con lesión medular. El sistema sensorial permite la monitorización en línea de la interacción física para valorar el estado de la respuesta muscular y aparición de fatiga durante la fase de oscilación de la marcha. Esta aproximación será aplicada durante la marcha en un *estimador de fatiga* que estará activo durante la fase de oscilación de la marcha, e inactivo durante la fase de apoyo, esperando a recoger nuevamente datos cuando el siguiente ciclo de oscilación ocurra.

Esta estimación de la fatiga muscular permitirá la modulación de la estimulación eléctrica muscular en función de la respuesta muscular, que a su vez resultará en períodos prolongados de estimulación muscular, beneficiosos para la terapia. También es destacable la nueva información acerca de la interacción física que puede ser utilizada para implementar estrategias de control, en los cuales el controlador del exoesqueleto puede colaborar con el controlador del estimulador.

En el capítulo siguiente se presentará la validación de esta técnica con usuarios patológicos con debilidad muscular, en los cuales se espera ver con mayor claridad los efectos de la fatiga tras la electroestimulación. A su vez se explorará el uso de esta métrica de estimación de interacción física en el control híbrido de la marcha en lesionados medulares.

6.4 Brain2Motion

6.4.1 Introducción

En los últimos años, existe un creciente interés por resolver o, al menos, reducir las limitaciones causadas por problemas motores de personas con discapacidad. Este interés ha ido acompañado de un desarrollo muy importante de las tecnologías asistenciales. En el caso de discapacidad motora se presentan dos importantes líneas de investigación. Por un lado el desarrollo de dispositivos que permitan reemplazar el movimiento natural, como una prótesis o una órtesis (sustitución motora). Por otro lado, el desarrollo de sistemas de rehabilitación para ayudar en la recuperación de las capacidades motoras de un paciente con problemas de movilidad reducida. Pero para conseguir el control de los mismos por parte de este tipo de pacientes, es necesario el establecimiento de canales de comunicación alternativos a través de los llamados interfaces hombre-máquina (HMI, de sus siglas en inglés Human-Machine Interface).

Entre estos sistemas HMI se encuentran las interfaces cerebro-máquina o BMI (Brain-Machine Interface). Una BMI es un sistema que procesa señales cerebrales y las traduce en información útil que puede ser utilizada para generar comandos de control sin llevar a cabo ningún movimiento muscular [17].

Por su parte, los dispositivos BMI se pueden clasificar en dos grandes grupos según el método utilizado para la adquisición de las señales cerebrales: invasivos y no invasivos.

Las señales cerebrales obtenidas a través de técnicas invasivas son las que mejor calidad y resolución proporcionan. Sin embargo, su principal inconveniente es la alta complejidad de la intervención quirúrgica intracraneal para implantar los electrodos. Estas intervenciones conllevan un riesgo de daño tisular y de infección. Además, la estabilidad y durabilidad de los implantes a largo plazo sigue siendo un problema a resolver. Por otro lado, existen consideraciones éticas que se plantean con el uso de estos métodos.

En los trabajos presentados en este capítulo se utiliza un método no invasivo basado en el registro de la actividad bioeléctrica cerebral a través de electrodos colocados sobre el cuero cabelludo, la electroencefalografía (EEG). Ésta es una de las técnicas no invasivas más utilizadas en la actualidad para el registro de la actividad cerebral. Actualmente, estos sistemas han experimentado un rápido desarrollo surgiendo equipos BMI relativamente baratos, portátiles y con una buena resolución temporal, lo que ha permitido la aparición de numerosas aplicaciones basadas en estos sistemas BMI. Este método presenta ciertos inconvenientes en comparación con los métodos de registro invasivos como son la baja relación señal-ruido y su resolución espacial. Sin embargo, en la actualidad se han diseñado con éxito multitud de interfaces basados en EEG para el control de dispositivos externos, de comunicación, aplicaciones clínicas, de asistencia y de rehabilitación [18], [19], [20], [21].

Finalmente, cabe destacar que existen múltiples métodos de análisis para estas señales en las que destacaremos el denominado EEG espontáneo y el análisis de potenciales cerebrales.

6.4.2 EEG espontáneo

Este tipo de sistemas BMI se basa en la realización de órdenes voluntarias, lo que genera lo que se denomina EEG espontáneo. Para ello, los usuarios realizan una acción cognitiva volitiva, como pensar en un movimiento particular, generando un comando de salida de forma completamente voluntaria. La realización de tareas de imaginación motora es uno de los métodos de control de BMI espontáneo más utilizados.

Las tareas de imaginación motora (o motor imagery) son procesos mentales a través de los cuales, un usuario imagina o simula la ejecución de un movimiento determinado, pero sin realizar ningún movimiento real. Según las investigaciones llevadas a cabo por Decety y Lindgren [22], este tipo de proceso mental genera el mismo patrón neuronal que el producido durante la realización del movimiento real. De esta manera, una persona con algún tipo de discapacidad es capaz de generar el patrón cerebral necesario para detectar esta actividad motora imaginada como si fuera un movimiento real. El análisis de la actividad neuronal en las regiones cerebrales destinadas a acciones motoras puede permitir la detección de este proceso de imaginación motora. Por otra parte, otros tipos de actividad mental (por ejemplo, tareas de concentración) pueden estudiarse con el fin de obtener una mejor diferenciación entre las tareas mentales. El uso de estas señales EEG permite a los pacientes con problemas de movilidad el control de sistemas que proporcionan una mejora en su calidad de vida como el manejo de brazos robóticos [23], [24], un robot industrial [25] o un teclado virtual [26].

6.4.3 Potenciales cerebrales

En cuanto a los potenciales cerebrales más utilizados, se encuentran los potenciales evocados y los potenciales relacionados con (de)sincronización (Figura 6.9). Los potenciales evocados se basan en la extracción de un patrón característico de la señal EEG producido de forma automática en el cerebro como respuesta a ciertos estímulos externos [27] como son P300 [28], N2PC [29] o SSVEP (Steady State Visual-Evoked Potentials) [30], [31].



Figura 6.9: Ejemplo de potencial P300 generrado por un estímulo visual.

Existen además otros tipos de potenciales que se producen en el cerebro y que no pueden ser considerados como evocados como pueden ser los potenciales corticales lentos (SCPs) [32], [33], [34] o los potenciales relacionados con eventos (como los ERD o Eventos Relacionados con Desincronización [35] y los ERS o Eventos Relacionados con Sincronización). Esto últimos se ha utilizado ampliamente para estudiar la intención de realizar un movimiento [36] o el inicio de la marcha [37], [38].

6.4.4 Sistemas desarrollados

En esta sección se presentan diferentes estudios realizados sobre el análisis de la actividad cerebral tanto para la detección de tareas mentales como la detección de la intención de movimiento de miembro superior.

BMI basado en la detección de tareas mentales

Inicialmente se diseñó un sistema basado en la diferenciación de tareas mentales para explorar las posibilidades de este tipo de sistemas BMI. En [39] se presenta un sistema de clasificación de la actividad cerebral en tiempo real para la diferenciación de dos tareas mentales. Para medir la precisión del sistema se diseñó un paradigma de control similar al utilizado en [40]. Este método muestra de forma aleatoria las tareas mentales que el usuario debe realizar en cada momento. Tras un breve entrenamiento, el sistema es capaz de, a través de un modelo personalizado, clasificar la actividad cerebral del usuario y detectar cuál es el estado actual del mismo.

La metodología utilizada en este trabajo hace uso de la información de 16 electrodos ubicados según las posiciones del Sistema Internacional 10/10 mostrado en la Figura 6.10. La información cerebral es filtrada para mejorar la calidad de la señal de forma que se reduce la aparición de artefactos, se elimina la componente continua y se elimina el ruido introducido por la red eléctrica. Además, se realiza un suavizado de la señal aplicando un filtro Laplaciano. Posteriormente, se realiza una transformación de la señal del dominio del tiempo al dominio frecuencial mediante el método del Periodograma. La información utilizada para la detección del estado mental de los usuarios son las densidades espectrales de la señal para las frecuencias entre 8 y 36 Hz. Estas bandas frecuenciales proporcionan la información sobre la actividad mental a clasificar.



Figura 6.10: Ubicación de los electrodos según el Sistema Internacional 10/10.

En este trabajo se obtuvieron resultados muy prometedores (los resultados completos se pueden consultar en [39]). Utilizando un clasificador basado en máquinas de vectores de soporte (SVM: Support Vector Machine), tres usuarios realizaron tres sesiones distintas en las que consiguieron resultados muy satisfactorios. La media del sistema mostró un acierto medio en torno al 72% con un porcentaje de error inferior al 11%. Esto implica que aproximadamente 9 de cada 10 decisiones tomadas por el clasificador eran correctas. Además, el sistema muestra en tiempo real el funcionamiento del sistema actuando como realimentación visual y permitiendo su uso como sistema de entrenamiento.

Tras este estudio inicial, se diseñaron dos sistemas de control distintos que fueron aplicados a un robot planar (PUPArm) desarrollado para realizar tareas de asistencia y rehabilitación de miembro superior [41] (ver Figura 6.11). Los sistemas diseñados para el control de este robot se basan en la selección de acciones a través de un menú jerárquico y a través de un menú direccional respectivamente. La metodología de procesamiento y clasificación de la actividad cerebral es idéntica al trabajo anterior y, en este caso, las salidas del clasificador son utilizadas para el control de estos dos menús de selección.



Figura 6.11: Robot planar PUPArm controlado a través del análisis de señales EEG utilizando un menú jerárquico.

El primero de ellos, se basa en un menú jerárquico de dos niveles en el que el usuario dispone de dos opciones por nivel. La selección de cada una de las opciones se realiza desplazando un cursor en una interfaz gráfica en la dirección deseada, haciendo uso de dos tareas mentales. Una vez alcanzada una de las opciones, ésta se ejecuta de forma automática. En primer lugar, el usuario selecciona el tipo de movimiento a realizar (horizontal o vertical) para posteriormente indicar el sentido del movimiento (derecha/izquierda o arriba/abajo, respectivamente).

En segundo lugar, el menú direccional consiste en una ruleta en la que una flecha se mueve en el sentido de las agujas del reloj o en el sentido opuesto dependiendo de la tarea mental detectada con la actividad cerebral del usuario. Cada cinco segundos, el robot realiza un pequeño movimiento de su efector final en la dirección que esté apuntando la flecha en ese momento.

Con estos dos menús, cuatro usuarios realizaron cuatro repeticiones de un mismo ejercicio en el que debían alcanzar una serie de objetivos distribuidos sobre el área de trabajo del robot. Los cuatro objetivos establecidos eran los mismos para ambas pruebas y para cada uno de los usuarios y repeticiones. Durante las pruebas se midió el tiempo necesario para alcanzar cada uno de ellos (consultar [41] para más información).

Este trabajo concluyó que el menú jerárquico es muy útil, ya que permite obtener una alta exactitud en la posición final del efector del robot, lo que puede ser muy beneficioso en tareas de agarre. Tras varios comandos de control, el robot alcanza la posición exacta establecida como objetivo. Por otro lado, el control direccional suele ser más rápido, con el inconveniente de un difícil control de la posición final exacta del efector del robot. Además, la estrategia direccional presenta otra desventaja importante. Si durante la prueba el efector alcanza una posición cercana al objetivo, pero fuera del rango establecido como correcto (25 mm en este trabajo), es difícil cambiar la dirección del movimiento de forma rápida, provocando que el tiempo para alcanzar dicha posición se pueda ver incrementado de manera significativa. Asimismo, la posición inicial de la flecha respecto a la posición de los objetivos influye notoriamente en el tiempo necesario para finalizar la tarea. Finalmente, en este trabajo se incluyó un estudio de la carga de trabajo percibida por los usuarios a través del análisis del cuestionario NASA-TLX (NASA task load index). Este análisis demostró que el control direccional suponía una carga de trabajo superior al uso del menú jerárquico.

Tras verificar que el control en tiempo real de un sistema robótico a través de una BMI basada en la diferenciación de dos tareas mentales era posible, se decidió comprobar el comportamiento del sistema con un mayor número de estados mentales.

En primer lugar, se llevó a cabo un estudio preliminar en el que se realizó la clasificación de cinco tareas mentales distintas [42]. En este caso, el análisis de la precisión del sistema se calculó realizando una validación cruzada de los datos posterior a la realización de las pruebas, por tanto, los resultados mostrados no representan una prueba en tiempo real.

Tanto el número y ubicación de los electrodos como el procesamiento y método de clasificación de las señales cerebrales adquiridas por ellos fueron los mismos utilizados en los trabajos previos. Sin embargo, en este trabajo se compararon dos métodos de análisis espectral (el método de Welch y el Periodograma) con dos tamaños de ventana de datos distintos (uno y tres segundos). En el mejor de los casos, la media de los tres usuarios que participaron en el experimento (con dos sesiones cada uno) mostraron un porcentaje de acierto cercano al 48 %. Los resultados obtenidos en este estudio son algo más modestos que en el caso de dos tareas mentales. Sin embargo, el uso de un mayor número de estados nos permite una mayor flexibilidad en el desarrollo de aplicaciones de asistencia.

Para comprobar el funcionamiento en tiempo real de este sistema se diseñó un nuevo experimento en el que se controlaron los movimientos sobre el plano de un robot industrial FANUC 200iB [43]. Como en el caso del control del robot planar utilizado en el estudio comentado anteriormente [41], se establecieron cuatro objetivos que el usuario debía alcanzar con el efector final del robot. En este caso, se utilizaron cuatro tareas mentales, donde cada una de ellas correspondía a una dirección sobre el plano (derecha/izquierda/arriba/abajo). Dos usuarios tomaron parte en este experimento realizando cada uno cinco repeticiones de alcance de los cuatro objetivos. Los resultados muestran que es posible controlar los movimientos del robot con este sistema y los tiempos necesarios para alcanzar los objetivos son relativamente cortos.

BMI basado en la detección de la intención de movimiento

Posteriormente, y con el fin de diseñar el sistema final orientado a la rehabilitación activa de miembro superior para pacientes afectados por ACV se estudió la posibilidad de detectar la intención de los usuarios de mover su brazo como método de activación de dicho sistema [44]. Para ello resulta de gran interés el análisis del fenómeno ERD. Con este potencial se puede detectar la intención de realizar un movimiento a través del análisis de la actividad cerebral del paciente, independientemente de que éste pueda o no realizar dicho movimiento.

La detección de la intención de movimientos de alcance se estudió analizando la actividad cerebral de seis usuarios durante la realización de movimientos de su mano dominante. Este movimiento se estudió haciendo uso de un ratón de PC para conocer el inicio del movimiento. La actividad cerebral fue registrada a través de 16 electrodos (de nuevo siguiendo la distribución utilizada en los trabajos anteriores), y las señales adquiridas fueron preprocesadas de manera similar a trabajos previos. Sin embargo, el método de extracción de características es distinto, utilizando la transformada rápida de Fourier (o FFT de sus siglas en inglés). Las potencias espectrales utilizadas en este sistema fueron las pertenecientes a las frecuencias entre 8 y 30 Hz, agrupadas en tres bandas de frecuencias. Las bandas frecuenciales utilizadas fueron: mu (de 8 a 12 Hz), beta baja (13-24 Hz), y beta alta (14-30 Hz). La aparición del potencial ERD se estudió comparando la precisión del sistema utilizando siete clasificadores distintos. Los mejores resultados se obtuvieron con clasificadores basados en SVM, con una precisión de alrededor del 72 %. Este método será aplicado en un sistema de rehabilitación para la activación de la asistencia de movimiento de miembro superior (descrito en el siguiente capítulo).

6.5 Exoesqueleto robótico miembros inferiores CHIEF

La operación del CHIEF es controlada por medio de un mando remoto adaptado a las muletas de apoyo, que el usuario utiliza para mantener balance al caminar durante el uso del exoesqueleto. La Figura 6.12 muestra el mando y sus componentes.



Figura 6.12: Mando remoto a través del cual el usuario controla el exoesqueleto CHIEF.

El mando integra un botón de paro de seguridad, un switch de tres posiciones que determina el estado del sistema, una palanca multidireccional que además cuenta con función de botón, y LEDs que indican el estado en el que el sistema se encuentra y, por lo tanto, el movimiento que el sistema realizará al ser activado por la palanca multidireccional. Los LEDs, además, sirven como indicadores en caso de existir alguna falla de comunicación.

El remoto está conectado de forma alámbrica al microcontrolador central, siendo éste último el encargado de la emisión de instrucciones al resto del sistema. La Figura 6.13 describe el funcionamiento del remoto en términos de los posibles estados en los que se puede encontrar para realizar cada movimiento y la forma en la que cada movimiento específico se puede activar y desactivar.

Cada estado indica 4 posibles movimientos (sentarse-pararse, caminar, subir escaleras y bajar escaleras).

Dentro de cada movimiento, las etapas del mismo pueden ser activadas de forma automática o de forma independiente, con el objetivo de permitir un mayor control al usuario sobre el dispositivo, permitiendo un incremento en versatilidad y una disminución en la sensación de dominancia del robot sobre la persona. De acuerdo a la línea de manipulación independiente de caminado, el diagrama proyecta que, estando en ese estado específico, un movimiento de palanca multidireccional hacia adelante hará que la pierna derecha lleve a cabo el "swing" de la fase de caminado (el swing está programado por completo y se lleva a cabo mientras la palanca sea activada hacia adelante; si la palanca regresa al punto cero, el movimiento queda en pausa para ser reanudado al volver a activarla hacia adelante); un movimiento de la palanca hacia atrás hará que el swing con la misma pierna se lleve a cabo en reversa; un movimiento de la palanca hacia atriba provocará el swing con la pierna izquierda; y un movimiento de la palanca hacia abajo provocará el swing en reversa, también con la pierna izquierda.

Los movimientos de CHIEF, además de ser controlados por el esquema descrito en la seccion 5.6, cuentan con un esquema de activación de movimiento por medio de señales cinemáticas. En concreto, y de forma simplificada, se integran "switches" digitales que permiten asegurar un funcionamiento adecuado de cada parte del movimiento (el swing de cada pierna, por ejemplo) antes de permitir que se continúe con la siguiente.

La estrategia cinemática depende de los acelerómetros instalados en las piernas de CHIEF y las



Figura 6.13: Diagrama de Flujo de del funcionamiento del Remoto.

mediciones de cada uno para determinar, entonces, si el movimiento ha sido completado de forma exitosa hasta un punto predeterminado. La posición real de distintos puntos de la pierna indican al sistema si los actuadores han logrado llevarla a un punto aceptable para considerar la fase exitosa, y pasar a la siguiente. Si la pierna no ha podido ser llevada a un punto considerado exitoso, el sistema no permite que el movimiento continúe y debe recurrirse a una activación de ganancia mayor en los actuadores, o a un ajuste manual por el usuario. La Figura 6.14 describe de forma simplificada el proceso.

Se utilizan acelerómetros a lo largo de la pierna para determinar la posición real de la extremidad, presentando una alternativa a la lectura de posición rotacional en actuadores. En caminata, por ejemplo, el sistema espera confirmar que la pierna derecha ha llegado a la posición de referencia completando la fase de swing (con un error permitido de 5-10 grados) antes de activar el swing de la pierna izquierda. En caso de no alcanzar la referencia, el sistema de control hará un ajuste en la activación del actuador para buscar alcanzarla. Si no se alcanza, el usuario y el fisioterapeuta tendrán que hacer un ajuste manual para permitir que el movimiento continúe. Adicionalmente, el usuario puede regresar al CHIEF a la estancia inicial para intentar el movimiento una vez más. Diferentes factores mecánicos e inerciales pueden facilitar o complicar que el movimiento sea completado con éxito, en casos esporádicos.

A pesar de que el mando y el esquema cinemático han probado funcionalidad, se contempla incrementar la funcionalidad del primero haciendo integración con señales electromiográficas en la siguiente versión del exoesqueleto. Adicionalmente, el esquema cinemático en esta versión es completado con el uso de únicamente cuatro acelerómetros (dos por pierna); se contempla agregar por lo menos, uno más por pierna, en la zona de la cadera, para mejorar su funcionalidad.



Figura 6.14: Esquema de activación de movimiento por medio de señales cinemáticas.

6.6 Neuroprótesis para control de la flexo-extensión del tobillo

Una interfaz de usuario en la forma de botones de entrada, pantallas LCD y GUIs basadas en PC son necesarias para permitir la edición de los parámetros de estimulación como la intensidad, y proveer una respuesta del estado del sistema. La interfaz debe ser diseñada para ajustarse a un determinado usuario final donde la movilidad reducida pueda dificultar al paciente ajustar el sistema [45].

Cada vez más dispositivos neuroprotésicos se están diseñando para permitir una interfaz programable entre el estimulador y una interfaz gráfica de usuario de PC (GUI), o algún otro programa personalizado. Por ejemplo, una GUI diseñada para Windows, WalkAnalyst, permite a los clínicos configurar y ajustar los parámetros de amplitud y duración en el dispositivo WalkAide. Este sistema de programación separado está diseñado para restringir el acceso a algunos parámetros de estimulación modificables exclusivamente a usos clínicos y reducir la complejidad de uso para el usuario final. Este solo debe tener la posibilidad de acceder a una configuración mínima, como el ajuste de la intensidad de la estimulación (con los límites controlados de modo a evitar rangos peligrosos). Los algoritmos de estimulación, formas de pulsos, duraciones de pulsos y umbrales de los sensores se ajustan normalmente a través de la unidad de programación. Los parámetros y algoritmos elegidos se pueden descargar en el dispositivo o almacenarlos para usos posteriores [45].

En algunos dispositivos se dispone de la opción de descargar los programas en tarjetas de datos, que luego son insertadas en el estimulador, cambiando instantáneamente las funciones de
estimulación. El GUI permite a los usuarios de la NP almacenar los parámetros como archivos binarios en sus computadoras, donde luego pueden ser editados o reutilizados [46, 47].



- Ning Jiang y col. «A brain-computer interface for single-trial detection of gait initiation from movement related cortical potentials». En: *Clinical Neurophysilogy* 126.1 (2015), págs. 154-159.
- [2] Ren Xu y col. «Enhanced low-latency detection of motor intention from EEG for closed-loop brain-computer interface applications». En: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 61.2 (2014), págs. 288-296.
- [3] Enrique Hortal y col. «Starting and finishing gait detection using a BMI for spinal cord injury rehabilitation». En: *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2015 IEEE/RSJ International Conference on.* IEEE. 2015, págs. 6184-6189.
- [4] Yasunari Hashimoto y Junichi Ushiba. «EEG-based classification of imaginary left and right foot movements using beta rebound». En: *Clinical neurophysiology* 124.11 (2013), págs. 2153-2160.
- [5] Bernhard Graimann y col. «Toward a direct brain interface based on human subdural recordings and wavelet-packet analysis». En: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 51.6 (2004), págs. 954-962.
- [6] Denis Delisle y col. «Non-supervised feature selection: evaluation in a bci for single-trial recognition of gait preparation/stop». International Conference on Neurorehabilitation (aceptado). 2016.
- [7] Denis Delisle y col. «Non-supervised cluster partition and outliers remotion: evaluation in a BCI for gait planning recognition». XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (en revisión). 2016.
- [8] Gert Pfurtscheller y col. «Spatiotemporal patterns of beta desynchronization and gamma synchronization in corticographic data during self-paced movement». En: *Clinical neurophy*siology 114.7 (2003), págs. 1226-1236.

- [9] Gert Pfurtscheller, Christa Neuper y Johannes Berger. «Source localization using eventrelated desynchronization (ERD) within the alpha band». En: *Brain Topography* 6.4 (1994), págs. 269-275.
- [10] Pabitra Mitra, CA Murthy y Sankar K. Pal. «Unsupervised feature selection using feature similarity». En: *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence* 24.3 (2002), págs. 301-312.
- [11] Ujjwal Maulik y Sanghamitra Bandyopadhyay. «Performance evaluation of some clustering algorithms and validity indices». En: *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 24.12 (2002), págs. 1650-1654.
- [12] Fabien Lotte y col. «A review of classification algorithms for EEG-based brain–computer interfaces». En: *Journal of neural engineering* 4.2 (2007), R1.
- [13] Martin Seeber y col. «High and low gamma EEG oscillations in central sensorimotor areas are conversely modulated during the human gait cycle». En: *Neuroimage* 112 (2015), págs. 318-326.
- [14] David G Lloyd y Thor F Besier. «An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo». En: *Journal of biomechanics* 36.6 (2003), págs. 765-776.
- [15] Massimo Sartori y col. «EMG-driven forward-dynamic estimation of muscle force and joint moment about multiple degrees of freedom in the human lower extremity». En: *PloS one* 7.12 (2012), e52618.
- [16] E Ceseracciu y col. «A flexible architecture to enhance wearable robots: Integration of EMGinformed models». En: *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2015 IEEE/RSJ International Conference on.* IEEE. 2015, págs. 4368-4374.
- [17] E Hortal y col. Intelligent Assistive Robots Recent Advances in Assistive Robotics for Everyday Activities: Brain-Machine Interfaces for Assistive Robotics. Vol. 106. Springer International Publishing Switzerland, 2015, págs. 77-102.
- [18] J R Wolpaw y col. «Brain-computer interfaces for communication and control». En: Clinical Neurophysiology 113 (2002), págs. 767-791.
- [19] J R Millán y col. «Noninvasive brain-actuated control of a mobile robot by human EEG». En: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 51.6 (2004), págs. 1026-1033.
- [20] V. Mihajlovic y col. «Wearable, Wireless EEG Solutions in Daily Life Applications: What are we Missing?» En: *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* 19.1 (2014), págs. 6-21.
- [21] J R Millan y col. «Combining brain-computer interfaces and assistive technologies: state-of-the-art and challenges». En: *Frontiers in Neuroscience* 4.161 (2010).
- [22] J Decety y M Lindgren. «Sensation of effort and duration of mentally executed actions». En: *Scandinavian Journal of Psychology* 32 (1991), págs. 97-104.
- [23] E Iáñez y col. «Mental tasks based brain-robot interface». En: *Robotics and Autonomous Systems* 58.12 (2010), págs. 1238-1245.
- [24] S Inoue y col. «The development of BCI using alpha waves for controlling the robot arm». En: *IEICE Transactions on Communications* 91.7 (2008), págs. 2125-2132.
- [25] A Úbeda, E Iáñez y J M Azorín. «Shared control architecture based on RFID to control a robot arm using a spontaneous brain-machine interface». En: *Robotics and Autonomous Systems* 61.8 (2013), págs. 768-774.

- [26] B Obermaier, G R Müller y G Pfurtscheller. «Virtual keyboard controlled by spontaneous EEG activity». En: *IEEE Transactions on Neural System and Rehabilitation Engineering* 11 (2003), págs. 422-426.
- [27] L A Farwell y E Donchin. «Talking of the top of your head: Toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials». En: *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 70 (1998), págs. 510-523.
- [28] I Iturrate y col. «A noninvasive brain-actuated wheelchair based on a P300 neurophysiological protocol and automated navigation». En: *IEEE Transactions on Robotics* 25.3 (2009), págs. 614-627.
- [29] M Eimer. «The N2pc component as an indicator of attentional selectivity». En: *Electroen-cephalography and clinical Neurophysiology* 99 (1996), págs. 225-234.
- [30] D Regan. «Steady-state evoked potentials». En: Journal of the Optical Society of America 67.11 (1977), págs. 1475-1489.
- [31] J Ding, G Sperling y R Srinivasan. «Attentional modulation of SSVEP power depends on the network tagged by the icker frequency». En: *Cerebral Cortex* 16.7 (2006), págs. 1016-1029.
- [32] T Hinterberger y col. «Brain-computer communication and slow cortical potentials». En: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 51.6 (2004), págs. 1011-1018.
- [33] T J Bradberry, R J Gentili y J L Contreras-Vidal. «Reconstructing three dimensional hand movements from non-invasive electroencephalographic signals». En: *The Journal of Neuroscience* 30.9 (2010), págs. 3432-3437.
- [34] A Presacco, L W Forrester y J L Contreras-Vidal. «Decoding lower-limb intra and inter-limb coordination during treadmill walking from scalp EEG signals». En: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 20.2 (2012), págs. 212-219.
- [35] G Pfurtscheller y F H Lopes Da Silva. «Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles». En: *Clinical Neurophysiology* 110.11 (1999), págs. 1842-1857.
- [36] R H Andersen y H Cui. «Intention, action planning, and decision making in parietalfrontal circuits». En: *Neuron* 63.5 (2009), págs. 568-583.
- [37] D Planelles y col. «First steps in the development of an EEG-based system to detect intention of gait initiation». En: 8th Annual IEEE International Systems Conference (2014), págs. 167-171.
- [38] E Hortal y col. Advances in Neurotechnology, Electronics and Informatics: Detection of Gait Initiation Through a ERD-Based Brain-Computer Interface. Springer International Publishing Switzerland, 2015, págs. 141-150.
- [39] E. Hortal y col. «Online classification of two mental tasks using a SVM-based BCI system». En: 6th Annual International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering (2013), págs. 1307-1310.
- [40] C. Guger y col. «Rapid prototyping of an EEG-based Brain-Computer Interface (BCI)». En: *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* 9.1 (2001), págs. 49-58.
- [41] E. Hortal y col. «Control of a 2 DoF Robot Using a Brain-Machine Interface». En: Computer Methods and Programs in Biomedicine, New methods of human-robot interaction in medical practice 116.2 (2014), págs. 169-176.
- [42] E Hortal y col. «Brain-Machine Interface System to Differentiate between Five Mental Tasks». En: 8th Annual IEEE International Systems Conference (2014), págs. 172-175.

- [43] E Hortal y col. «SVM-based Brain-Machine Interface for controlling a robot arm through four mental tasks». En: *Neurocomputing* 151.1 (2015), págs. 116-121.
- [44] D. Planelles y col. «Evaluating Classifiers to Detect Arm Movement Intention from EEG Signals». En: *Sensors* 14 (2014), págs. 18172-18186.
- [45] Barry J Broderick, Paul P Breen y Gearóid ÓLaighin. «Electronic stimulators for surface neural prosthesis». En: *Journal of automatic control* 18.2 (2008), págs. 25-33.
- [46] Thierry Keller y col. «Transcutaneous functional electrical stimulator Compex Motion». En: *Artificial organs* 26.3 (2002), págs. 219-223.
- [47] Milos R Popovic y Thierry Keller. «Modular transcutaneous functional electrical stimulation system». En: *Medical engineering & physics* 27.1 (2005), págs. 81-92.



Enrique Hortal Quesada¹, Juan C. Moreno², Eduardo Rocon³

¹Brain-Machine Interface Systems Lab, Universidad Miguel Hernández de Elche, España.
²Grupo de Neuro-Rehabilitación, Consejo Superior de Investigaciones Científicas, España.
³Group of Neural & Cognitive Engineering, CSIC, España.

Este capítulo se centra en las experiencias clínicas llevadas a cabo con pacientes, describiendo para cada exoesqueleto los estudios pilotos desarrollados, sus objetivos, los protocolos empleados y los resultados obtenidos.

7.1 Exoesqueleto robótico híbrido de miembro inferior KINESIS

7.1.1 Introducción

Kinesis es un dispositivo robótico híbrido desarrollado para el entrenamiento híbrida ambulatorio para pacientes con lesiones medulares incompletas. Se diseñó un estudio piloto con el objetivo de evaluar el comportamiento de la terapia híbrida cooperativa implementada en Kinesis en la población objetivo. Los estudios previos realizados en voluntarios sanos demostraron la viabilidad de proporcionar una terapia ambulatoria híbrida de la marcha, mostrando que el controlador de Kinesis efectivamente equilibraba la acción robótica y la estimulación eléctrica funcional durante la marcha [1]. Sobre la base de estos resultados, se propuso el presente estudio piloto con el objetivo de validar la terapia híbrida-cooperativa de la marcha en pacientes con lesión medular incompleta. El diseño de esta evaluación clínica piloto comprende la evaluación sobre la función de marcha del paciente tras someterse a cinco sesiones de terapia híbrida de la marcha con Kinesis.

7.1.2 Protocolo experimental

Se reclutaron tres pacientes con lesión medular incompleta. Los criterios de inclusión para participar en el estudio eran: entre los niveles de la L1 y L2 de la columna vertebral con pronóstico de recuperación de la capacidad de marcha, conservación parcial de la capacidad de flexión de la cadera, capacidad de generar contracción muscular de los cuádriceps, parálisis de la articulación

		Se	man	a I			Semana II	
$\mathbf{E}_{\mathbf{I}}$	s	F	Т	Т	Т	Eπ		Em

Figura 7.1: Protocolo de evaluación piloto de Kinesis.

del tobillo y espasticidad moderada. Las características fundamentales de este tipo de pacientes es que pueden caminar distancias cortas, por tanto dependiendo de la silla de ruedas para el desplazamiento.

El protocolo experimental comprendió dos semanas. Durante la primera semana se realizó el tratamiento con Kinesis, tal y como se explica a continuación, mientras que en la segunda semana no se realiza ninguna intervención con Kinesis. En ambas semanas el paciente continuó con sus tratamientos de rehabilitación convencionales. Se realizó una evaluación de su función de marcha antes, mediante la batería de test y pruebas de evaluación que se explican más abajo.

Durante la primera semana (semana de intervención), se realizaron los entrenamientos de la marcha con Kinesis, durante al menos 6 minutos al día. En esta semana, la primera sesión consistió en un examen de la respuesta al FES (S en la figura 7.1), con los objetivos de cuantificar la respuesta muscular a la estimulación y conseguir una familiarización adecuada del paciente a la estimulación. Durante de esta sesión, los músculos flexores y extensores de la rodilla estimularon durante al al menos 6 minutos. En la siguiente sesión (F en la figura 7.1), consistió en una sesión de entrenamiento inicial con Kinesis, con el objetivo de familiarizarse con la utilización del exoesqueleto durante la marcha. A su vez, Kinesis se ajustó a la antropometría particular del paciente durante esta sesión. Durante esta sesión se acumularon 15 minutos de utilización del exoesqueleto realizando los diferentes ejercicios relacionados con el control de Kinesis durante la marcha. El resto de sesiones de intervención consistieron en la realización de terapia de marcha híbrida con Kinesis durante al menos 6 minutos cada sesión (T en la figura 7.1).

La evaluación de la función de marcha se muestran en la figura 7.1 como denotado como E_I , $E_I I$ y $E_I II$, las cuales se llevaron a cabo en días separados. El protocolo de evaluación para cada prueba fue igual para todas las sesiones de evaluación, compuesto por:

- Balance muscular de las extremidades inferiores (MMT) [2]
- Evaluación de la espasticidad según las escalas de Ashworth y Penn [3]
- Test de marcha de los 6 minutos (60mWT), donde se registró el tiempo necesario para cubrir los 10 primeros metros (10mWT)

7.1.3 Resultados

Los resultados de las evaluaciones de la función de marcha se presentan en términos de cambios incrementales. La Tabla 7.1 muestra los cambios relativos en el tiempo necesario para llegar a los 10 metros, y la distancia recorrida en 6 minutos. Los datos revelaron mejoras significativas después de la semana I-II con menos tiempo necesario para completar los 10 metros y se cubren más distancia en 6 minutos. Una semana después de la intervención, los pacientes mejoraron aún más en función de la marcha (II-III), pero en general esta mejora era menor que después de la intervención I-II. La mejora de la intervención I-II se mantuvo y aumentó en la evaluación final (I-III).

Los resultados del balance muscular manual (MMT) revelaron una mejora significativa en músculos que controlan las articulaciones de cadera y rodilla. En particular, los resultados muestran que se encontraron altos incrementos en la puntuación de cadera MMT para la semana de intervención I-II, sostenidas hasta la intervención semana I-III (Figura 7.2(a), Tabla 2). Respecto de la rodilla, se observó una mayor mejora en los músculos extensores de la rodilla en las semanas

	I-II	II-III	I-III
10mWT [sec.]	-13.6±28.2	-16.2 ± 33.5	-29.8 ± 61.7
6mWT [m]	44.2 ± 59.3	$17.8 {\pm} 21.4$	$62.0{\pm}79.6$

Tabla 7.1: Resultado pre-post de los test 6mWT y 10mW	WТ
---	----

II-III, mientras que los músculos flexores muestraron una disminución relativa en MMT (figura 7.2(b)). Por último, aumentó el balance muscular de los músculos flexores del tobillo (Figura 8c), mantenido en las semanas I-II y II-III, mientras que los músculos extensores del tobillo revelaron una disminución después de la semana intervención I-II, si buen se incrementaron después de la semana sin intervención II-III (figura 7.2(c)).



(c) MMT de las articulaciones de los tobillos.

Figura 7.2: Resultados del balance muscular en el plano sagital. La escala tiene un rango comprendido entre 0 y 5. LOs datos representan media \pm SD.

El análisis de medidas de la espasticidad después del entrenamiento de la marcha híbrida reveló marcadas diferencias en las escalas Ashworth y Penn para todos los sujetos, obteniéndose incrementos relativos en las escala Asworth de -0.2 ± 0.4 y la escala Penn -0.4 ± 0.5 .

7.1.4 Discusion

La evaluación de la respuesta de los participantes reveló la terapia híbrida de la marcha fue tolerada por los pacientes. No se recogieron efectos adversos ni observaciones relacionadas con dolor o fatiga. Todos los participantes fueron capaces de completar 6 minutos de la marcha con el sistema después de un día de práctica. La mejora en la capacidad de marcha de los pacientes, medida según su resistencia (6MWT, tabla 7.1), velocidad (10mWT, tabla 7.1) y la mejora en los

balances musculares del miembro inferior (figura 7.2) y los índices de espasticidad, demuestran que en general la función de marcha mejoró después de la intervención con el entrenador híbrido Kinesis. Dichas mejoras coincidieron con la semana de tratamiento I-II.

Existen ciertos aparentemente contradictorios con el tipo de terapia proporcionada a los pacientes. El aumento de la capacidad muscular en la cadera puede explicarse debido al esfuerzo requerido para mover el peso extra del exoesqueleto, dado que Kinesis no proporciona actuación en esta articulación, es el paciente el que debe movilizar el peso extra de la pierna a nivel de la cadera. Concretamente se observó un mayor impacto sobre la fuerza muscular de los músculos flexores que en los músculos extensores. La hipótesis principal es que el esfuerzo para extender la cadera es inferior como resultado de la extensión pasiva de la cadera producida como consecuencia de la flexión de la pierna contralateral combinada con la inclinación del tronco hacia delante. Respecto de la articulación de la rodilla, se observó una disminución del balance muscular de los músculos extensores durante la semana sin tratamiento (II-III), lo que puede explicarse debido a que durante la semana de tratamiento Kinesis estimulaba esta musculatura, imponiendo una mayor demanda que la necesaria durante las terapias habituales de los sujetos, resultando en un decremento de la capacidad muscular durante la segunda semana (II-III). Por último, el aumento del balance muscular de los músculos flexores del tobillo y la disminución del balance muscular de los músculos extensores durante la semana de tratamiento (I-II), pudiera estar relacionado con el actuador elástico del tobillo de Kinesis, que al proporcionar soporte durante la fase de oscilación, reduce la demanda muscular de los músculos flexores. Este fenómeno ha sido descrito previamente en experimentos con sujetos sanos que recorren con un exoesqueleto neumático de tipo KAFO [4]. Sin embargo, otras variables no relacionadas con el estudio pueden tener influencia en los resultados.

Lógicamente existen varias limitaciones en este estudio piloto que impiden generalizar los resultados obtenidos. En primer lugar, el tamaño de la muestra es muy limitado. En segundo lugar, debería discriminarse cómo la sinergia producida al proporcionar ambos tratamientos combinados (robótico y FES) es responsable de las posibles mejoras en la capacidad de marcha de los pacientes. Por último, debería analizarse el efecto de la dosis potencialmente óptima de tratamiento híbrido de la marcha que permita maximizar sus efectos, así como evaluar esta terapia en diferentes patologías, tanto niveles y características de lesión medular, como otras patologías del movimiento (accidente cerebro-vascular, parálisis cerebral, etc.)

7.2 Brain2Motion

7.2.1 Sistema de rehabilitación robótico

Haciendo uso de las técnicas de diferenciación de tareas mentales y de detección de la intención de movimiento descritos en el capítulo anterior, se diseñó un sistema híbrido de rehabilitación de miembro superior [5] (ver Figura 7.3).

Criterios de inclusión

Previo a las pruebas de validación con pacientes, el sistema fue testeado por tres voluntarios sanos (H1-H3). Ninguno de estos sujetos presentaba ningún tipo de trastorno neurológico y psiquiátrico. Todos ellos eran hombres, con edades comprendidas entre los 25 y los 29 años (27.3 \pm 2.1). Sólo uno de estos usuarios era zurdo (H3).

El grupo de pacientes se compone de 5 voluntarios, un hombre (P5) y cuatro mujeres, con edades comprendidas entre 29 y 59 años (45.2 ± 11.3). Dos de ellos eran zurdos (P1 y P3). La demografía completa de los pacientes se indica en la Tabla 7.2.1.

La disfunción motora de las extremidades superiores se evaluó en base a la escala presentada en [6]. Esta escala se basa en tres pruebas, que se enumeran a continuación:

- 1. Fuerza de agarre: sujetar un cubo de 2.5 cm entre pulgar e índice.
- 2. Flexión del codo: movimiento de contracción voluntaria desde 90°.



Figura 7.3: Sistema de rehabilitación robótico.

- 3. Abducción del hombro: desde el pecho.
- La calificación se basa en tres pruebas. La prueba 1 se obtiene de la siguiente manera:
- 0 = No se realiza movimiento
- 11 = Principios de prensión
- 19 = Se consigue agarrar el cubo pero se es incapaz de mantenerlo contra la gravedad
- 22 = Se consigue agarrar el cubo y mantenerlo contra la gravedad pero no contra una tracción débil
- 26 = Se consigue mantener el cubo incluso contra un tirón, pero más débil que la parte no afectada
- 33 = Agarre normal

Para las pruebas 2 y 3 se utiliza la siguiente escala:

- 0 = No se realiza movimiento
- 9 = Contracción apreciable en el músculo, pero no existe movimiento
- 14 = Se aprecia movimiento pero no se consigue completar el rango/no soporta el peso en contra de la gravedad
- 19 = Movimiento completo contra la gravedad pero no contra la resistencia
- 25 = Movimiento contra la resistencia, pero más débil que la parte no afectada
- 33 = Potencia normal

Los resultados de estas pruebas se muestran en la columna "Índice de motricidad" de la Tabla 7.2.1. Los pacientes que participaron en las pruebas fueron reclutados en el Hospital General Universitario de Alicante (España). Los procedimientos experimentales fueron aprobados tanto por el Comité Ética de la Universidad Miguel Hernández de Elche (España) como por su homólogo en el Hospital General Universitario de Alicante. Todos los usuarios (pacientes y sujetos sanos) firmaron su consentimiento para participar en los experimentos.

Descripción del estudio

Para la realización del estudio, se diseñó la arquitectura del sistema en el que un exoesqueleto robótico sirve como apoyo en los movimientos de rehabilitación del miembro superior, facilitando el movimiento a los pacientes así como la compensación de la gravedad. Por otro lado, un sistema FES sirve para ayudar a completar el movimiento si el paciente no es capaz de realizarlo por si solo. Este sistema FES es controlado por una BMI basada en dos métodos distintos.

En primer lugar, se utilizó la diferenciación de tareas mentales para controlar el sistema FES.

Paciente	Fecha de nacimiento	Diagnosis	Tiempo desde lesión	Índice de motricidad
P1	19/08/84	ACV isquémico	3 años	Agarre: 11
		(disección de la carolida)		Hombro: 14 PUNTUACIÓN: 44
P2	24/09/63	ACV isquémico (disección de la carótida)	3 años	Agarre: 0 Codo: 14
		``````````````````````````````````````		Hombro: 14 PUNTUACIÓN: 28
P3	29/04/55	ACV isquémico (trombosis)	1 año	Agarre: 11 Codo: 19
				Hombro: 14 PUNTUACIÓN: 44
P4	07/06/66	ACV isquémico (esferocitosis hereditaria)	8 años	Agarre: 0 Codo: 14
				Hombro: 14 PUNTUACIÓN: 28
P5	01/10/73	Lesión cerebral traumática (accidentes de tráfico)	11 años	Agarre: 11 Codo: 14
		、 · · · · · · · · · · · · · · · · · · ·		Hombro: 14 PUNTUACIÓN: 39

En este caso se realiza una diferenciación entre dos estados mentales distintos descritos como imaginación motora (tarea mental de movimiento de agarre) y un estado de relajación. Cuando se detecta la tarea motora, el sistema FES apoya el movimiento del codo flexionando o extendiendo el brazo, estimulando para ello los músculos correspondientes (bíceps y tríceps). La metodología de adquisición, procesamiento y clasificación es muy similar a la utilizada en los trabajos presentado en el capítulo anterior basados en tareas mentales.

En el segundo método el fenómeno que sirve como activación del sistema FES se basó en la detección de la intención de realizar un movimiento de extensión/flexión del brazo. El método trata de detectar el fenómeno ERD previo a la realización del movimiento del brazo de forma que el sistema FES apoye dicha actividad. Esta detección se realizó siguiendo el mismo método utilizado en [7].

#### Validación del sistema

En este trabajo el sistema fue validado previamente por parte de tres usuarios sanos. Posteriormente cinco pacientes con diferentes grados de discapacidad (ver Tabla 7.2.1) verificaron la validez del sistema. En ambos casos (imaginación motora y detección de intención de movimiento), el sistema mostró un comportamiento aceptable que muestra un prometedor futuro para su aplicación en terapias de rehabilitación. Las Figuras 7.4 y 7.5 muestran una media de los resultados obtenidos por cada usuario, tanto sanos como pacientes para cada una de las pruebas realizadas (para más detalles, ver [5]).

Con el control basado en la diferenciación de tareas mentales, los usuarios sanos obtuvieron un acierto medio de entorno al 83 %, mientras que para pacientes este acierto disminuyó hasta un 65 %, aproximadamente. El sistema mostró un porcentaje de error de 19% para usuarios sanos y 15% en pacientes. En el caso del sistema BMI basado en la detección de la intención de movimiento, se



Figura 7.4: Resultados de clasificación basada en tareas mentales en tiempo real para sujetos sanos (H) y pacientes (P). (Fuente: [5])

obtuvieron porcentajes medios de acierto más similares entre usuarios sanos y pacientes, obteniendo un 77% y un 72%, respectivamente. La media de error varió entre el 29% para usuarios sanos y el 21% para pacientes.

#### 7.2.2 Conclusiones y trabajos futuros

En este trabajo, se desarrolló y validó un sistema basado en un exoesqueleto híbrido para la rehabilitación del miembro superior en paciente que padecen cierta afección neurológica. El sistema híbrido se basa en un exoesqueleto pasivo que permite contrarrestar la fuerza de la gravedad y un sistema FES que apoya los movimientos de flexión/extensión del codo. Se han comprobado dos métodos distintos en el sistema BCI para conseguir la activa participación del paciente: uno basado en imaginación motora, y el segundo utilizando la detección de la intención del movimiento.

Aún teniendo en cuenta que la precisión del sistema para algunos usuarios parece no ser demasiado alta, la mayoría de ellos son capaces de comandar el sistema utilizando ambos métodos y completar las pruebas. De este modo, se ha demostrado que este sistema puede ser aplicado en programas de rehabilitación, consiguiendo una importante ventaja frente a los sistemas tradicionales, la participación activa del paciente en su proceso rehabilitador. Teniendo en cuenta los resultados obtenidos, para la utilización de este sistema en un aplicación final para la rehabilitación, el método de detección de movimiento intención parece ser más apropiado para este tipo de pacientes.

Finalmente, como trabajos futuros se plantea de vital importancia la realización de ensayos clínicos en terapias a largo plazo con el fin de verificar si existe una mejora real en la rehabilitación de los pacientes cuando se utiliza este sistema. En relación con el comportamiento del sistema, la estrategia de control del sistema FES podría ser mejorado, adaptando sus parámetros a las capacidades motoras residuales de los pacientes. Por otro lado, el uso de otros sistemas como un exoesqueleto activo se podría utilizar para ayudar al paciente en la ejecución de los movimientos, evitando la posible molestia que la FES puede causar a algunos usuarios debido a la activación no fisiológica de los músculos. En contra partida, se perderían los beneficios que estos sistemas proporcionan, tanto a nivel muscular [8] como los proporcionado a través de la excitación cortical [9].



Figura 7.5: Resultados de clasificación basada en la detección de intención de movimiento en tiempo real para sujetos sanos (H) y pacientes (P). (Fuente: [5])

## 7.3 CPWalker

El uso de dispositivos robóticos como tratamiento alternativo para mejorar la función de la marcha en pacientes con PC ha incrementado en las últimas décadas. Sin embargo, los entrenadores robóticos actuales están principalmente centrados en controlar trayectorias de movimiento completas en las articulaciones del paciente, mientras que no tienen en cuenta otras cuestiones importantes como el control postural del usuario o la adaptación de la terapia dependiendo de las capacidades del niño.

En este capítulo se presenta la aplicación de la plataforma robótica CPWalker en la rehabilitación de tres pacientes pediátricos con diplejía espástica. Las novedosas terapias que ofrece esta plataforma integrada, posibilitó que después de 10 sesiones con CPWalker, los tres pacientes mejoraran la velocidad media ( $51,94 \pm 41,97\%$ ), la cadencia ( $29,19 \pm 33,36\%$ ) y la longitud de paso ( $26,49 \pm 19,58\%$ ), así como los parámetros cinemáticos de la marcha en función del objetivo del tratamiento realizado con cada uno de ellos.

#### 7.3.1 Pacientes

Tres pacientes pediátricos con diplejía espástica (uno de ellos de sexo femenino) fueron seleccionados para participar en este estudio. Dos de los tres casos presentaban diplejía espástica derivada de PC y en el otro la diplejía provenía de una Paraparesia Espástica Familiar (PEF) tal y como se muestra en la Tabla 7.3.1.

El criterio de inclusión de pacientes fue: a) edades comprendidas entre 11 y 18 años; b) peso máximo del paciente 75kg; c) niños que hayan pasado un proceso de Cirugía Ortopédica Multinivel de Único Evento (SEMLS) y se encuentren en período de recuperación; d) niveles de la Gross Motor Function Classification System (GMFCS) entre I y III; e) pacientes capaces de indicar dolor o malestar; f) capaces de entender los ejercicios propuestos. Para el criterio de exclusión se tuvieron en cuenta las siguientes consideraciones: a) existencia de heridas sin cicatrizar en miembros inferiores del paciente; b) conductas agresivas por parte del usuario; c) grave deterioro cognitivo.

	Tabla 7.3	Descripció	n de pac	ientes.	
Paciente	Discapacidad	GMFCS	Edad	Peso [kg]	Mes post- quirúrgico
Paciente 1	PC-Diplejía espástica	III	14	32	42
Paciente 2	PC-Diplejía espástica	II	12	40	11
Paciente 3	PC-Diplejía espástica	-	13	43	4

El ensayo clínico fue llevado a cabo en el Hospital Infantil Universitario Niño Jesús de Madrid. El comité de ética perteneciente a este hospital proporcionó la aprobación para la realización del estudio, garantizando su conformidad con la Declaración de Helsinki. Todos los pacientes y familiares fueron informados con anterioridad y los padres/tutores dieron su consentimiento.

#### 7.3.2 Terapia

La capacidad de mantener niveles altos de motivación en niños con PC durante su rehabilitación, y la posibilidad de aprovechar movimientos residuales del paciente, son considerados factores realmente importantes a la hora de mejorar los efectos de la terapia robótica. Dos puntos claves de CPWalker son: una interfaz para corregir la postura del usuario durante la marcha y un control de impedancia selectivo que permite adaptar los ejercicios a las necesidades del paciente.

En primer lugar, la interacción cognitiva entre el niño y la plataforma CPWalker tendrá lugar a través de una interfaz basada en sensores inerciales (IMUs), Figura 7.6. La razón fundamental de esta interfaz es dar feedback a los pacientes cuando éstos pierdan el control de la orientación recomendada en cabeza o tronco, al mismo tiempo que estén realizando entrenamiento de la marcha. Dos sensores IMU, colocados en el tronco y la cabeza del paciente respectivamente, son los encargados de medir la orientación de estas partes del cuerpo en cada momento. La información proporcionada por los sensores aporta un gran valor tanto a clínicos como pacientes durante la ejecución de la terapia: permite corregir la marcha agachada del usuario y, como consecuencia, la cadera está más extendida siguiendo esta estrategia [10, 11, 12]. El procedimiento basado en esta interfaz consiste en dar feedback acústico a través de un sonido molesto a los sujetos, en el momento en que el tronco o la cabeza no permanecen en posición adecuada. La Figura 1 muestra la medición en tiempo real de la cabeza y tronco del Paciente 3 en un instante de la terapia en que se pierde la postura en el plano sagital tanto de cabeza como de tronco (recuadros rojos).

El segundo enfoque ideado para promover la participación del paciente está basado en controlar la interacción física entre el robot y el niño mediante una estrategia de control de impedancia selectiva, la cual es implementada en subtareas de la marcha seleccionadas previamente [13]. Es importante asegurar que el niño por sí mismo colabore en los ejercicios de rehabilitación y no ofrezca resistencia al movimiento impuesto. Como consecuencia, se ha incluido la filosofía de .ªsistencia según necesidad"dentro del control del dispositivo.

La combinación de las estrategias propuestas en este apartado, junto con el desplazamiento por el entorno de rehabilitación, promueve la integración moto-sensorial y tiene efecto en la reorganización cerebral del usuario [14].

El entrenamiento con CPWalker fue llevado a cabo durante cinco semanas, dos días por semana (10sesiones totales), con ejercicios de 60 minutos cada día, incluyendo 10 minutos de preparación del robot. Los ejercicios consistieron en caminar con la plataforma robótica siguiendo recorridos en línea recta dentro de las instalaciones del hospital. El control de impedancia se aplicó a la



Figura 7.6: Interfaz de control postural con registro de datos del Paciente 3 en un momento de la terapia.

articulación de cadera con el objetivo de intensificar la colaboración del paciente en el movimiento de flexión-extensión de esta articulación. Dado que los tres niños que participaron utilizaban órtesis de tobillo-pie (AFO, Ankle Foot Orthosis en terminología anglosajona), la articulación de tobillo en CPWalker se fijó a 90°. Al no tener los tobillos actuados, la propulsión que los pacientes podían realizar sobre el suelo no era lo suficientemente alta, así que se impuso el control de posición en las articulaciones de rodilla de CPWalker para poder alcanzar una adecuada flexión en esta articulación.

Por otro lado, con el fin de acomodar al usuario y siguiendo recomendaciones por parte del personal clínico, todos los pacientes comenzaron la primera sesión con su peso completamente suspendido (PBWS, Partial Body Weight Support en terminología anglosajona, del 100%), y esta descarga fue bajando progresivamente a lo largo de las cinco semanas de estudio (Figura 7.7). El objetivo de esto fue conseguir que el sujeto se acostumbrase de forma gradual a soportar el peso sobre sus piernas. Del mismo modo, el porcentaje de patrón de marcha normalizado aplicado a cada articulación y la velocidad de ejecución fueron variando durante la terapia, con la finalidad de incrementar la dificultad del ejercicio.

Las terapias se adaptaron de forma individual a cada uno de los tres niños, buscando siempre la intención de intensificar la parte más afectada en cada caso. Concretamente, el tratamiento definido para el Paciente 1 y el Paciente 3 buscó la mejora del control postural del tronco, mientras que con el Paciente 2 el propósito principal fue mejora el movimiento de extensión de cadera.



Figura 7.7: Evolución de los parámetros de la terapia en el Paciente 1. Arriba: porcentaje de patrón de marcha normalizado aplicado durante cada día de terapia; Abajo: porcentaje de descarga de peso del paciente a lo largo de los diez días de entrenamiento.

### 7.3.3 Resultados

Para el análisis de resultados se realizaron tres estudios de la marcha sin el robot a través de un sistema de ocho cámaras infrarrojas (BTS-Bioengineering): uno de ellos antes de comenzar la terapia robótica, el segundo pasada la mitad de las sesiones, y el último justo después de terminar el tratamiento con CPWalker.

Después de cinco semanas de entrenamiento robótico con CPWalker y comparando los estudios pre y post, se concluye que los tres pacientes mejoraron la velocidad media, la cadencia de paso y la longitud de zancada con cada pierna, ver Tabla 7.3.3.

Por otro lado, teniendo en cuenta los parámetros cinemáticos de la marcha, los tres sujetos mejoraron las variables seleccionadas para cada una de su terapia adaptada, tal y como muestra la Figura 7.8 y Tabla 7.3.3. Las trayectorias descritas tanto por la pierna derecha como por la izquierda en el estudio post-intervención están más cerca de los valores normales (zona gris) que las trayectorias del estudio pre-intervención (Figura 7.8). Para los Paciente 1 y 3, tal y como se comentó anteriormente, la terapia estuvo centrada en mejorar el control de tronco durante la marcha. Así, la gráfica mostrada para ambos en la Figura 7.8, corresponde a la rotación del tronco. En cambio, para el Paciente 2, la misma figura muestra el cambio provocado en movimientos de flexión-extensión y abducción-adducción de cadera.

Como las terapias fueron adaptadas de forma individual a cada uno de los pacientes, los resultados deben ser entendidos como casos de estudio separados.

### 7.3.4 Conclusiones

A pesar de que los resultados obtenidos son prometedores, esta investigación cuenta con algunas limitaciones como son: el reducido tamaño de la población (tres pacientes), el corto tiempo de intervención (sólo 10 sesiones) y el seguimiento sólo a corto plazo. Se necesitan más estudios para determinar si las mejoras conseguidas tienen una duración a largo plazo y éstas afectan positivamente a los pacientes con PC y discapacidades similares.

Tabla 7.4: Comparación de resultados obtenidos en los estudios pre y post intervención para cada paciente. Parámetros espacio-temporales y cinemáticos de la marcha. Correspondencia con Figura 7.8.

		3D análisis - Pre		3D análisis - Post		N	
	Parámetro	Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda	Normalidad	
Paciente 1	Velocidad media (m/s)	0.40±0		0.49±0		1.20±.20	
	Cadencia (pasos/min)	73.80	0±6.00	75.80±7.97		129.60±8.40	
	Longitud de paso (m)	0.30±.01	0.24±.04	0.33±.02	0.27±.01	0.58±.06	
Rotación	% Rango (máx- mín)	286.29%	248.71%	204.84%	233.87%	100%	
de tronco	Pico máximo	14.83°	0°	4°	10°	4.80°	
	Pico mínimo	-2.92°	-15.42°	-8.70°	-4.50°	-2.40°	
	Velocidad media (m/s)	0.60±.10		0.80±0		1.20±.20	
Paciente 2	Cadencia (pasos/min)	102.20±12.65		120.8±9.38		129.60±8.40	
	Longitud de paso (m)	0.31±.03	0.24±.05	0.40±.01	0.38±.02	0.58±.06	
Flex-Ext	% Rango (máx- mín)	70.63%	85.82%	95.19%	96.20%	100%	
de cadera	Pico máximo	46.40°	48.40°	41.90°	39.50°	37.10°	
	Pico mínimo	18.50°	14.50°	4.30°	1.50°	-2.40°	
	Velocidad media (m/s)	0.20±0		0.40±0		1.20±.20	
Paciente 3	Cadencia (pasos/min)	45±	=3.70	75±.60		129.60±8.40	
	Longitud de paso (m)	0.23±.05	0.30±.05	0.32±.02	0.33±.04	0.58±.06	
Rotación de tronco	% Rango (máx- mín)	343.55%	350.48%	224.52%	234.35%	100%	
	Pico máximo	20°	2.60°	8.25°	6.28°	4.80°	
	Pico mínimo	-1.30°	-19.13°	-5.67°	-8.25°	-2.40°	



Figura 7.8: Comparación de resultados de los análisis de marcha pre y post intervención robótica para los Pacientes 1, 2 y 3. Las líneas verdes están referidas al lado derecho y las moradas al lado izquierdo. Líneas continuas corresponden con resultados del estudio post intervención y líneas discontinuas al estudio pre intervención.



- [1] Antonio J. Del-Ama y col. «Hybrid FES-robot cooperative control of ambulatory gait rehabilitation exoskeleton». En: Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 11 (2014), pág. 27. ISSN: 1743-0003. DOI: 10.1186/1743-0003-11-27. URL: http://dx.doi.org/10.1186/1743-0003-11-27 %%5Cbackslash\$nhttp://jneuroengrehab.biomedcentral.com/track/pdf/10.1186/1743-0003-11-27?site=jneuroengrehab.biomedcentral.com.
- [2] Research Council (Great Britain). Nerve injuries Comitee. Aids to the investigation of peripheral nerve injuries. Ed. por Medical Research Council of the UK. London. HM Stationery Office, 1943. URL: http://scholar.google.com/scholar?hl=en%7B% 5C&%7DbtnG=Search%7B%5C&%7Dq=intitle:Aids+to+the+investigation+of+ peripheral+nerve+injuries%7B%5C#%7D1.
- [3] B Ashworth. «Preliminary trial of carisoprodol in multiple sclerosis.» En: *The practitioner* 192 (1964), págs. 540-542. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14143329.
- [4] Pei-Chun Kao, Cara L Lewis y Daniel P Ferris. «Short-term locomotor adaptation to a robotic ankle exoskeleton does not alter soleus Hoffmann reflex amplitude.» En: Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 7 (ene. de 2010), pág. 33. ISSN: 1743-0003. DOI: 10.1186/1743-0003-7-33. URL: http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2917445%7B%5C&%7Dtool=pmcentrez%7B%5C&%7Drendertype=abstract.
- [5] E. Hortal y col. «Using a brain-machine interface to control a hybrid upper limb exoskeleton during rehabilitation of patients with neurological conditions». En: *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 12.92 (2015), págs. 1-16.
- [6] C Collin y D Wade. «Assessing motor impaired after stroke: a pilot reliability study». En: *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* 53.7 (1999), págs. 576-579.
- [7] D. Planelles y col. «Evaluating Classifiers to Detect Arm Movement Intention from EEG Signals». En: Sensors 14 (2014), págs. 18172-18186.

- [8] A M Hughes y col. «Feasibility of iterative learning control mediated by functional electrical stimulation for reaching after stroke». En: *Neurorehabilitation and Neural Repair* 23.6 (2009), págs. 559-568.
- [9] M Ridding y col. «Changes in muscle responses to stimulation of the motor cortex induced by peripheral nerve stimulation in human subjects». En: *Experimental Brain Research* 131.1 (2000), págs. 135-143.
- [10] Maxime T. Robert y col. «Motor learning in children with hemiplegic cerebral palsy and the role of sensation in short-term motor training of goal-directed reaching». En: *Developmental Medicine and Child Neurology* 55.12 (2013), págs. 1121-1128. ISSN: 00121622. DOI: 10. 1111/dmcn.12219.
- [11] EM Abd El-Kafy y HM El-Basatini. «Effect of postural balance training on gait parameters in children with cerebral palsy.» En: *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 93.11 (2014), págs. 938-947.
- [12] Rosalee Dewar, Sarah Love y Leanne Marie Johnston. «Exercise interventions improve postural control in children with cerebral palsy: a systematic review.» En: *Developmental medicine and child neurology* (dic. de 2014). ISSN: 1469-8749. DOI: 10.1111/dmcn.12660.
- [13] Neville Hogan. «Impedance Control: An Approach to Manipulation: parts I, II and III». En: *Journal of dynamic systems, measurement and control* 107 (1985).
- [14] C. Bayon y col. «CPWalker: Robotic platform for gait rehabilitation in patients with Cerebral Palsy». En: 2016 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA). IEEE, mayo de 2016, págs. 3736-3741. ISBN: 978-1-4673-8026-3. DOI: 10.1109/ICRA.2016. 7487561. arXiv: arXiv:1011.1669v3. URL: http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=7487561.



# José María Azorín Poveda¹, José Luis Pons², Anselmo Frizera³, Thomaz Botelho³, Ángel Gil⁴, Javier Roa⁵

¹Brain-Machine Interface Systems Lab, Universidad Miguel Hernández de Elche, España.
²Consejo Superior de Investigaciones Científicas, España.
³Universidade Federal do Espírito Santo, Brazil.
⁴Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo, España.
⁵TECHNAID S.L., España.

En este libro se han presentado los exoesqueletos robóticos para rehabilitación y asistencia de pacientes con daño neurológico existentes o en desarrollo en Iberoamérica, realizando a lo largo del libro una descripción detallada de los mismos. Durante el libro, para cada exoesqueleto considerado, se han tratado, entre otros aspectos, su estructura mecánica, su sistema de actuación y de control, las interfaces hombre-máquina empleadas, y en algunos de ellos, las experiencias clínicas llevadas a cabo con pacientes.

A partir de este documento se puede llegar a la conclusión que, en el desarrollo de exoesqueletos robóticos para rehabilitación y asistencia de pacientes con daño neurológico, si bien existen en Iberoamérica grupos realizando meritorios esfuerzos (destacando grupos de Brasil, Colombia, México y Paraguay), con resultados homologables a grupos del primer nivel mundial, el esfuerzo global y conjunto es escaso en esta comunidad iberoamericana.

Otra conclusión que se deriva de este libro es que las experiencias clínicas en las que se hace uso de los exoesqueletos con pacientes con daño neurológico son muy escasas. Es especialmente importante concentrar los esfuerzos en este ámbito, con la finalidad de verificar las mejoras que le ofrece al paciente el uso de estos dispositivos frente a terapias tradicionales.



Exoesqueletos Robóticos para Rehabilitación y Asistencia de Pacientes con Daño Neurológico

Experiencias y Posibilidades en Iberoamérica

José María Azorín Poveda José Luis Pons Rovira Anselmo Frizera Neto Thomaz Rodrigues Botelho Ángel Manuel Gil Agudo Javier Orlando Roa Romero



http://reasiste.edu.umh.es/