UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID
Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales

Modelado músculo-esquelético del miembro superior
y desarrollo del sistema de control de un dispositivo de
rehabilitación de hombro

Tesis Doctoral

Autor

Marie André Destarac Eguizabal

Ingeniera Electrónica

2018

Departamento de Automática, Ingeniería Electrónica e Informática Industrial
Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales

Modelado músculo-esquelético del miembro superior y desarrollo del sistema de control de un dispositivo de rehabilitación de hombro

Autor

Marie André Destarac Eguizabal

Ingeniera Electrónica

Directores

Cecilia E. García Cena

Doctora en Sistemas de Control

Roque Saltarén Pazmiño

Doctor Ingeniero Industrial

2018

Tribunal

Tribunal nombrado por el Magfco. y Excmo. Sr. Rector de la Universidad Politécnica de Madrid, en enero de 2018:

Presidente: D. Rafael Aracil Santonja

Secretario: D. Lisandro José Puglisi

Vocal: Dña. Estrella Rausell Tamayo

Vocal: Dña. Dolores Blanco Rojas

Vocal: D. Nicolás García Aracil

Realizado el acto de defensa y lectura de la Tesis el día 23 de marzo de 2018 en la Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales,

D. Rafael Aracil S.

Presidente

D. Lisandro J. Puglisi

Secretario

Dña. Estrella Rausell T.

Vocal

Dña. Dolores Blanco R.

Vocal

D. Nicolás García A.

Vocal

A Mónica, con el ∞ intacto.

A Daniela, con más ilusión que la primera vez.

A la tía Maru, con esperanza.

Agradecimientos

Una de las lecciones más importantes de mi vida la aprendí de niña, cuando me enseñaron a dar las gracias siempre que alguien me brindaba algo, por gusto propio o porque yo lo pedía. Esa acción de agradecer es una costumbre muy importante para mí y después de esta aventura que empezó como un lejano sueño y que hoy es una realidad, no puedo dejar de sentir gratitud por las personas que lo han hecho posible de una manera u otra.

Quiero iniciar dándole las gracias a mi directora, Cecilia García Cena, por haber creído en mí y guiarme una y otra vez durante el desarrollo de esta tesis. Además, es justo reconocer y agradecer nuevamente la enorme oportunidad que me ha dado de trabajar en su empresa, en donde tanto he crecido y aprendido. Es un gran honor contar con la experiencia y visión de una mujer tan luchadora y capaz como ella.

También deseo agradecer a mi co-director Roque Salterén, a quien tuve oportunidad de conocer hace unos años en un curso sobre prótesis y ortesis realizado en Colombia bajo su tutela. Ese fue mi primer acercamiento a la Universidad Politécnica de Madrid y desde entonces intercambiamos información relacionada a proyectos del área de robótica de rehabilitación. Sus palabras y apoyo me animaron a realizar el Máster y el Doctorado, y sus enseñanzas me han acompañado en todo este tiempo.

Al Ministerio de Economía y Competitividad de España por la ayuda concedida para realizar el doctorado. A todos aquellos colegas que han colaborado en el proyecto ORTE y que he tenido la inmensa suerte de conocer en estos años, en especial a Ricardo, Jorge, Lisandro y Luis. A mis compañeros de trabajo en Aura, que siempre tienen palabras de aliento y por su apoyo, que se ha sentido muy fuerte en todo momento.

A mis amigos que siempre están y que a pesar de la distancia se hacen sentir: Michael, Cynthia, Alejandra, la Terroncito, Jorge y Juana. A los que España me ha dado la oportunidad de conocer y que me han otorgado el enorme regalo de su amistad. Y por supuesto, a mi familia madrileña que tanto cariño y apoyo me han dado a lo largo de estos años: Pablo, Conchi, Laura y Bea.

A mi familia que nunca, nunca dejan de creer en mí: mi papá, mi mamá, Majo, Renato, la tía Maru, mi tío Luis Alberto y Daniela. A Mónica por mostrarme el camino y por tantísimas cosas más... No me olvido tampoco de los que ya no están físicamente, pero a quienes siempre llevo muy presentes, en especial a la abuelita Yoya y la tía Camila.

Gracias infinitas.

“No me digas que el cielo es el límite cuando hay huellas en la luna”.

Paul Brandt

Madrid, enero de 2018.

El desarrollo de esta Tesis Doctoral fue apoyada por el *Ministerio de Economía y Competitividad* de España a través de la ayuda “Doctorados Industriales”, DI-14-06967.

Resumen

El uso de dispositivos robóticos en el ámbito médico ha crecido considerablemente en los últimos 20 años y su uso se ha ido extendiendo en diferentes áreas, que van desde las cirugías hasta la rehabilitación de miembros superiores e inferiores. Esto se debe a muchos factores, pero especialmente al esfuerzo en conjunto de diferentes ramas de la ingeniería que buscan dar soluciones a los distintos problemas y a las herramientas con las que se cuentan actualmente para llevarlas a cabo.

Usando una de esas herramientas, un potente software que permite el modelado óseo y muscular del cuerpo humano, se desarrolló un modelo músculo-esquelético completo del miembro superior que permite simular distintos movimientos y provee valiosos datos que pueden ser usados tanto por un equipo médico como por uno de ingenieros. Desde el punto de vista clínico, el modelo permite la obtención de información relacionada a los músculos durante la realización de un movimiento y el análisis del efecto que una terapia de rehabilitación puede producir en el paciente. En el contexto de la ingeniería, es una importante herramienta para estudiar la biomecánica del miembro superior, poder desarrollar exoesqueletos de rehabilitación y diseñar sistemas de control para estos dispositivos.

Partiendo del diseño y desarrollo del primero prototipo de ORTE, un exoesqueleto de rehabilitación de miembro superior de 3 grados de libertad activos, se llevó a cabo el análisis cinemático del dispositivo y se analizó su manipulabilidad, centrándose en la capacidad que tiene para poder desempeñar los movimientos típicos de rehabilitación. A continuación, se obtuvo el modelo dinámico inverso de ORTE y se llevó a cabo su validación.

Finalmente, se propone una arquitectura para el sistema de control de ORTE que integra el modelo músculo-esquelético del miembro superior y con la cual es posible evaluar diferentes esquemas de controladores de tipo multivariable desacoplado. En esta tesis, se evalúan dos controladores, el PD y el PD con compensación, ambos basados en el modelo dinámico inverso del dispositivo. Se llevan a cabo simulaciones para analizar su respuesta y compararlos.

La metodología y los resultados obtenidos en esta tesis pueden servir de base para trabajos futuros relacionados con el modelado músculo-esquelético de miembro superior, así como con el desarrollo tecnológico de ORTE y otros dispositivos robóticos de rehabilitación de miembro superior.

Abstract

The use of robotic devices in the medical field has grown considerably in the last 20 years and its use has been extended in different areas, from surgeries to the rehabilitation of upper and lower limbs. This is due to many factors, but especially to the common effort of different branches of engineering that seek to provide solutions to the problems and to the tools that are currently available.

Using one of these tools, a powerful software that allows bone and muscle modeling of the human body, a complete musculoskeletal model of the upper limb was developed to simulate different movements and to provide valuable data that can be used both by a medical team and by a staff of engineers. From the clinical point of view, the model helps to obtain information related to the muscles during the realization of a movement and the analysis of the effect that a rehabilitation therapy can produce on the patient. In the context of engineering, it is an important tool to study the biomechanics of the upper limb, to can develop rehabilitation exoskeletons and to design control systems for these devices.

Based on the design and development of the first prototype of ORTE, an exoskeleton of upper limb rehabilitation with 3 active degrees of freedom, the kinematic analysis of the device was carried out and its manipulability was analyzed, focusing on its capacity to perform the typical movements of a rehabilitation therapy. Then, the inverse dynamic model of ORTE was obtained and its validation was achieved.

Finally, is proposed an architecture for the control system of ORTE that integrates the musculoskeletal model of the upper limb. With that control system architecture, is possible to evaluate different schemes of uncoupled multivariable type controllers. In this thesis, two controllers are evaluated: the PD and the PD plus Feedforward, both based on the inverse dynamic model of the device. Simulations were conducted to analyze their response and compare them.

The methodology and results obtained in this thesis can serve as a basis for future work related to upper limb musculoskeletal modeling, as well as the technological development of ORTE and other robotic upper limb rehabilitation devices.

Índice general

Lista de Figuras	X
Lista de Tablas	XI
Glosario	XII
1. MOTIVACIÓN Y OBJETIVOS	1
1.1. Introducción	1
1.2. Justificación	2
1.3. Objetivos de la tesis	3
1.4. Contribuciones de la tesis	3
1.5. Estructura del documento	5
2. ESTADO DEL ARTE	7
2.1. Modelado músculo-esquelético	7
2.1.1. Software for Interactive Musculoskeletal Modeling (SIMM)	7
2.1.2. OpenSim	8
2.1.3. AnyBody Modeling System	8
2.1.4. Musculoskeletal Modeling Software (MSMS)	10
2.1.5. LifeMOD	11
2.2. Dispositivos de rehabilitación de miembro superior	11
2.2.1. Clasificación	12
2.2.2. Exoesqueletos de miembro superior	13
2.3. Sistemas de control de exoesqueletos de rehabilitación	25
3. DESCRIPCIÓN BIOMECÁNICA DEL MIEMBRO SUPERIOR	30
3.1. Sistema óseo del hombro	30
3.2. Sistema óseo del codo	34
3.3. Sistema muscular	35
3.3.1. Características del tejido muscular	35
3.3.2. Propiedades del tejido muscular	38
3.3.3. Músculos del miembro superior	40
3.3.4. Manguito de los rotadores	46
3.4. Lesiones del miembro superior	46
3.4.1. Anatomía afectada y repercusiones en el movimiento	48
3.4.2. Lesión del plexo braquial superior	48

4. MODELO MÚSCULO-ESQUELÉTICO DEL MIEMBRO SUPERIOR	52
4.1. Modelo matemático de Hill-Zajac	53
4.1.1. Caracterización de las fuerzas	54
4.2. Desarrollo del modelo	57
4.2.1. Sistema óseo	57
4.2.2. Sistema muscular	59
4.2.3. Movimientos del codo	61
4.2.4. Movimientos de la articulación glenohumeral	63
4.2.5. Movimientos de la articulación esternoclavicular	65
4.3. Simulaciones del modelo	66
4.3.1. Flexión-extensión del codo	67
4.3.2. Abducción del hombro: primera fase	70
4.3.3. Rotación interna-externa del hombro	72
4.3.4. Elevación de la escápula y abducción del hombro (segunda fase)	73
4.3.5. Particularización de la lesión del plexo braquial y pruebas con pacientes	75
5. MODELADO Y ANÁLISIS DEL MECANISMO DE REHABILITACIÓN	83
5.1. Descripción del mecanismo	83
5.2. Modelado y validación cinemática	85
5.2.1. Cinemática Directa por Denavit-Hartenberg	86
5.2.2. Cinemática Inversa	87
5.2.3. Modelo Cinemático Diferencial	89
5.2.4. Análisis de Manipulabilidad	91
5.3. Modelado y validación dinámica	92
5.3.1. Modelo dinámico	93
5.3.2. Validación del modelo	96
6. SISTEMA DE CONTROL DEL EXOESQUELETO DE REHABILITACIÓN	103
6.1. Requisitos del sistema de control	103
6.2. Arquitectura de control propuesta	105
6.2.1. Controlador PD	106
6.2.2. Controlador PD con compensación	110
6.3. Discusión sobre el diseño de la arquitectura de control	111
6.4. Simulaciones y resultados	113
7. CONCLUSIONES	118
A. Consentimientos informados	121
B. Escala de Mallet	126
C. Ecuaciones dinámicas de ORTE por NE	128
D. Validación del modelo dinámico	132
Bibliografía	134

Lista de Figuras

2.1. Modelo de miembro superior realizado en SIMM.	8
2.2. Modelo de miembros inferiores realizado en OpenSim.	9
2.3. Modelo de miembro inferior realizado en AnyBody.	9
2.4. Modelo de una pata de gato realizado en MSMS.	10
2.5. Modelo de rodilla desarrollado con el software LifeMOD.	11
2.6. Dispositivos de rehabilitación de tipo a) efector final y b) exoesqueleto.	13
2.7. Exoesqueleto MULOS.	14
2.8. Dispositivo ARMin	15
2.9. a) Paciente infantil usando el WREX y b) adulto usando el Pneu-WREX.	16
2.10. Versiones del exoesqueleto RUPERT. a) RUPERT I. b) RUPERT II. c) RUPERT III. d) RUPERT IV.	17
2.11. Exoesqueletos creados en la Escuela Superior de Santa Ana de Pisa. a) L-Exos. b) NEUROExos.	19
2.12. Exoesqueleto EXO-UL7. a) Dispositivo unilateral. b) Dispositivo bilateral.	20
2.13. Exoesqueleto SUEFUL-7, desarrollado por la Universidad de Saga, Japón.	20
2.14. Exoesqueleto CAREX. A la izquierda se muestra su diseño y a la derecha, el dispositivo. A: Cadena del hombro. B: Cadena del brazo. C: Cadena del antebrazo. D: Barra de extensión. E: Sensor de orientación. F: Sensor rotacional. G: Células de carga.	22
2.15. Dispositivo de rehabilitación de brazo de la HUST, China.	23
2.16. Exoesqueleto MARSE.	23
2.17. Exoesqueleto ALEx de Kinetek. a) Versión unilateral. b) Versión bilateral.	24
2.18. Estrategias globales de sistemas de control para exoesqueletos.	26
3.1. Complejo articular del hombro	31
3.2. Relación de la cintura escapular con el tórax.	32
3.3. Inserciones musculares de la clavícula: a) Cara Superior b) Cara inferior.	33
3.4. Articulación esternoclavicular.	34
3.5. Articulación acromioclavicular	35
3.6. Partes que conforman el codo humano.	36
3.7. Estructura organizativa del músculo	36
3.8. a) Diferentes longitudes en el músculo. b) Esquema del ASTF para dos tipos de músculo.	37
3.9. Respuesta del músculo a estímulos a diferentes frecuencias: 4, 10, 20 y 30 Hz.	39
3.10. Vista anterior de los músculos del hombro.	41
3.11. Músculo braquial (imagen reproducida con permiso).	42
3.12. Músculo braquiorradial (imagen reproducida con permiso).	42
3.13. Músculo coracobraquial (imagen reproducida con permiso).	43
3.14. Vista posterior de los músculos del hombro	44

3.15. Músculo pronador cuadrado (Imagen reproducida con permiso)	45
3.16. Músculo pronador redondo (imagen reproducida con permiso).	45
3.17. Músculo subescapular (imagen reproducida con permiso)	46
3.18. Músculo supinador (imagen reproducida con permiso)	46
3.19. Vista posterior de los tendones del manguito rotador adheridos al húmero. . . .	47
3.20. Plexo braquial. a) Vista general de la ramificación y b) Vista detallada del origen del nervio.	49
3.21. Vista músculo-esquelética anterior del brazo humano.	50
3.22. Vista músculo-esquelética posterior del brazo humano.	51
4.1. Modelo de activación muscular	53
4.2. Modelo de la fuerza muscular de Hill.	53
4.3. Modelo de la fuerza muscular mejorado por Zajac	54
4.4. Relación fuerza-velocidad de contracción	56
4.5. Modelo esquelético.	58
4.6. Grados de libertad del modelo músculo-esquelético.	59
4.7. Estructura del modelo muscular usado en MSMS.	60
4.8. Esquema de generación de fuerza muscular, implementado en MSMS [27]. . .	61
4.9. Primera etapa del modelo músculo-esquelético.	62
4.10. Abducción: a) de 0° a 60°, b) de 61 a 120° y c) de 121° a 180° [77].	63
4.11. Segunda etapa del modelo: a) Vista anterior y b) Vista posterior.	64
4.12. Rotación externa e interna del brazo: a) Posición anatómica, b) Rotación externa y c) Rotación interna [77].	65
4.13. Tercera etapa del modelo: a) Vista anterior y b) Vista posterior.	66
4.14. Movimientos asociados a los 2 GDL de la unión esternoclavicular.	66
4.15. Modelo final. a) Cara anterior. b) Cara posterior.	67
4.16. Esquema para la simulación de movimientos entre MSMS-Simulink.	69
4.17. Secuencia de la simulación de la flexión-extensión del codo.	70
4.18. Rango de movimiento obtenido durante la simulación de la flexión-extensión del codo.	71
4.19. Fuerza muscular producida por los músculos agonistas para la flexión del codo.	72
4.20. Secuencia de la simulación de la primera fase de la abducción.	73
4.21. Segunda etapa del modelo con objetos envolventes: a) Vista anterior y b) Vista posterior.	74
4.22. Rango de movimiento obtenido durante la simulación de la fase I de la abducción del hombro.	75
4.23. Fuerza muscular producida por los músculos agonistas para la primera fase de la abducción del hombro.	75
4.24. Secuencia de la rotación del hombro. A la izquierda, rotación interna; en el centro, posición anatómica; y a la derecha, rotación externa.	76
4.25. Rango de movimiento obtenido durante la rotación interna/externa del hombro.	76
4.26. Relación ángulo-longitud obtenida para la rotación del hombro.	77
4.27. Secuencia de la elevación de la escápula. Vista posterior del modelo.	78
4.28. Rango de movimiento obtenido para la elevación de la escápula.	79
4.29. Secuencia de la abducción del hombro. Vista anterior de: a) Posición neutral (0°), b) Fase I con 30° de abducción y 10° de elevación de la escápula, y c) Fase II con 85° de abducción y 31.5° de elevación de la escápula.	80
4.30. Respuesta de los músculos bíceps y braquial al 20% y braquiorradial al 80%. .	81

4.31. Animación del movimiento. El modelo músculo-esquelético reproduce uno de los movimientos realizados por el paciente.	82
5.1. Esquema de ORTE+paciente.	84
5.2. Exoesqueleto ORTE de 3 GDL activos.	85
5.3. Prototipo de ORTE en su posición inicial para obtener la cinemática directa por Denavit-Hartenberg.	86
5.4. Vista frontal de ORTE para obtener q_1	87
5.5. Proyección del efector final sobre el plano frontal.	88
5.6. Eslabones 2 y 3 del exoesqueleto, contenidos en el mismo plano y en configuración de codo abajo.	88
5.7. Manipulabilidad de ORTE en el espacio de trabajo analizado.	92
5.8. Diferentes vistas de la manipulabilidad de ORTE.	93
5.9. Vistas de diferentes cortes del espacio de trabajo de ORTE.	94
5.10. Planificador de trayectoria para la simulación dinámica.	97
5.11. Esquema para validar el modelo dinámico de ORTE.	98
5.12. Simulación de movimientos puros y comparación de resultados.	101
5.13. Trayectoria que representa el movimiento de comer.	102
5.14. Pares obtenidos en la simulación del movimiento de comer.	102
6.1. Esquema del Sistema de Control de ORTE.	104
6.2. Diagrama de bloques de la arquitectura de control propuesta para ORTE.	105
6.3. Diagrama de bloques del sistema de control PD implementado en ORTE.	106
6.4. Diagrama de bloques del sistema de control PD con compensación.	110
6.5. Error de posición cuando $\mathbf{q_d} = \dot{\mathbf{q_d}} = \ddot{\mathbf{q_d}} = 0$	113
6.6. Respuesta del sistema cuando $q_1 = q_2 = 0$ y $q_3 = 90^\circ$	114
6.7. Simulación progresiva de la recuperación del paciente. Movimiento de abducción.	115
6.8. Simulación de la abducción con controlador PD con compensación.	116
6.9. Resultados de la simulación del control por modelo dinámico inverso para el seguimiento de la trayectoria de abducción. En rojo, trayectoria del paciente en distintos estadios de la rehabilitación.	117
A.1. Página 1 del Consentimiento Informado-Voluntario 1.	122
A.2. Página 2 del Consentimiento Informado-Voluntario 1.	123
A.3. Página 1 del Consentimiento Informado-Voluntario 2.	124
A.4. Página 2 del Consentimiento Informado-Voluntario 2.	125
B.1. Escala de Mallet.	127
C.1. Esquema de ORTE usado para encontrar los centros de masa de cada eslabón.	130
D.1. Error absoluto obtenido para el movimiento de comer.	132
D.2. Error absoluto obtenido en la simulación de los movimiento puros.	133

Lista de Tablas

2.1. Exoesqueletos de miembro superior.	18
3.1. Estimación de la población mundial con lesión en el miembro superior.	48
4.1. Rango de movimiento de las articulaciones del modelo.	58
4.2. Parámetros de la arquitectura muscular de todos los segmentos incluidos en el modelo.	68
4.3. Segmentos musculares activados para la simulación de los movimientos del hombro y del codo.	69
5.1. Rango de movimiento del exoesqueleto ORTE en grados.	85
5.2. Parámetros de Denavit-Hartenberg para ORTE.	86
5.3. Posibles configuraciones de ORTE.	90
5.4. Parámetros usados para la simulación dinámica de ORTE.	99

Glosario

Abducción: movimiento por el que una parte del cuerpo se aleja de la línea media de éste.

Aducción: movimiento por el que una parte del cuerpo se aproxima a la línea media de éste.

Agonistas: músculos que llevan a cabo el movimiento debido a que se contraen y proporcionan la fuerza para hacerlo.

Antagonistas: músculos que se estiran y alargan durante un movimiento. Se oponen a la acción de los agonistas.

Circunducción: movimiento circular que combina flexión, extensión, abducción y aducción, de modo que el movimiento de una porción del cuerpo describe una figura de un cono.

Espasticidad: músculos que están tensos y rígidos. Generalmente es causada por daño cerebral o a raíz de lesiones en los nervios que van desde el cerebro hasta la médula espinal.

Fascia: tejido que envuelve y aísla a uno o más músculos.

Hemiparesia: disminución de la fuerza motora o parálisis parcial que afecta al brazo y pierna del mismo lado del cuerpo.

Manguito de los rotadores: grupo de 4 músculos encargados de rotar y abducir la unión glenohumeral, que son el supraespinoso, infraespinoso, subscapular y redondo mayor.

Plexo braquial: red de nervios que se localiza en la base del cuello, que conecta la médula espinal con todos los nervios periféricos del brazo. A través de plexo braquial se transmite toda la información motora y sensitiva del miembro superior.

Pronación: rotación del antebrazo que permite situar la mano con el dorso hacia arriba.

Supinación: rotación del antebrazo que permite situar la mano con el dorso hacia abajo.

Capítulo 1

MOTIVACIÓN Y OBJETIVOS

1.1. Introducción

En las últimas décadas se ha visto un desarrollo muy importante de la robótica, lo que ha llevado a que los robots estén siendo usados en diversas aplicaciones que van desde la industria hasta la medicina. Entre sus diferentes ramas, una de las más populares ha sido la robótica de rehabilitación, cuyo objetivo es ayudar a las personas afectadas por una lesión a recuperar la capacidad de movimiento gracias al uso de dispositivos robóticos que pueden proveer una terapia consistente y eficiente [28]. La cantidad de dispositivos relacionados a este tema ha crecido considerablemente y pueden hallarse distintos ejemplos desarrollados alrededor del mundo tanto para miembro superior [97] como inferior [181], gracias al potencial que tienen para mejorar la terapia.

Debido a que los sistemas robóticos constituyen una herramienta de trabajo muy valiosa para los fisioterapeutas y médicos traumatólogos, se pueden encontrar varios ejemplos de su uso en la rehabilitación de diferentes lesiones. La gran ventaja que ofrecen los sistemas robotizados es su capacidad de ayudar a realizar terapias simples, repetitivas e intensivas, incluso sin la presencia física del terapeuta. Algunos de los esfuerzos actuales se encaminan a crear dispositivos portátiles que puedan usarse en casa y en las actividades diarias. Otros se enfocan en la rehabilitación clínica u hospitalaria, principalmente para aquellos pacientes recién operados o con lesiones crónicas. Una de las características más útiles para los especialistas es la capacidad que se tiene con estos dispositivos de obtener datos de la terapia, lo que permite evaluar la evolución del paciente y tomar decisiones basándose en ello.

Además del diseño mecánico y la selección de los componentes y materiales del dispositivo, otro de los grandes retos relacionados al desarrollo de exoesqueletos de rehabilitación lo constituye el sistema de control. Éste debe considerar aspectos relacionados a la seguridad del paciente y del especialista, pero su principal función es conducir el buen funcionamiento del sistema durante la rehabilitación, lo que incluye la toma de decisiones basado en su comportamiento actual. De ahí que las propuestas actuales para los sistemas de control de exoesqueletos sea variada [1] y se puedan encontrar algunos ejemplos en los que se incluyen señales provenientes del paciente y realizar así un control más completo.

Para poder llevar a cabo un diseño más adecuado de los dispositivos de rehabilitación, puede hacerse uso de los paquetes computacionales creados para el modelado músculo-esquelético [23]. De esa forma, es posible elaborar el modelo de pacientes con diferentes lesiones y analizar diversos parámetros relevantes para construir un dispositivo acorde con las necesidades de

estos y su programa de rehabilitación. También permiten crear un modelo de un humano sano con el que sea posible llevar a cabo comparaciones. Gracias al gran uso que se les ha dado a este tipo de software, en los últimos años han surgido versiones más completas, algunas de ellas de código abierto y/o gratuitas. Eso ha permitido que la comunidad científica pueda contribuir a mejorarlas, lo que ha dado como resultado que estos paquetes computacionales posean varias herramientas para poder realizar modelos más detallados de diferentes partes del cuerpo humano.

Tanto en el desarrollo de modelos músculo-esqueléticos, como en los exoesqueletos de rehabilitación, se encuentra una mayor cantidad de ejemplos para el miembro inferior en comparación al miembro superior. Esto se debe principalmente a que el hombro es la articulación más móvil del cuerpo humano, por lo que su modelado y el diseño de dispositivos robóticos para rehabilitarlo tienen un alto grado de complejidad. Sin embargo, se hacen esfuerzos en esta área debido principalmente a que la prevalencia de lesiones en el hombro ha ido aumentando en los últimos años, siendo el ictus una de las principales causas de movilidad limitada en el miembro superior [90].

Basado en estas consideraciones, fue desarrollado el presente trabajo, que forma parte de un proyecto que nació en la Universidad Politécnica de Madrid y el Hospital Infanta Sofía de Madrid. La empresa española Aura Innovative Robotics, spin-off de la Universidad Politécnica de Madrid, desarrolló un prototipo del exoesqueleto de rehabilitación y trabaja actualmente en la versión industrial del dispositivo. Fue allí en donde se elaboró esta tesis, gracias a la obtención de la ayuda “Doctorados Industriales”.

1.2. Justificación

Actualmente la rehabilitación se realiza uno a uno por lo que los recursos humanos y materiales no son suficientes para cubrir la demanda actual. El aumento de lesiones músculo-esqueléticas, así como de los casos de ictus, ha sido motivo de preocupación para varios organismos internacionales, como la Organización Mundial de la Salud (OMS), que en 2013 hizo un llamado para alertar a los gobiernos acerca de esta grave problemática [118].

Diferentes causas como el sedentarismo, el envejecimiento de la población y las bajas tasas de natalidad, sobretudo en países desarrollados, hacen prever un futuro preocupante para la capacidad asistencial de los sistemas sanitarios en materia de rehabilitación. El uso clínico de estos dispositivos puede ayudar a reducir las listas de espera en los servicios de rehabilitación al poder atender a varios pacientes a la vez, según el número de exoesqueletos disponibles. Las predicciones del mercado de estos dispositivos son bastante positivos y se estima que para el año 2025, alcanzará los 3,300 millones de dólares, según un informe presentado recientemente por Global Market Insights.

Dentro de las compañías españolas dedicadas al desarrollo de dispositivos de rehabilitación, se encuentra Aura Innovative Robotics, que tiene dentro de su portafolio de productos un exoesqueleto de rehabilitación de miembro superior llamado ORTE. El objetivo de este dispositivo es ser utilizado como instrumento evaluador de una lesión y durante el proceso de rehabilitación, y para poder llevar a cabo dichos objetivos, se requiere de un alto componente de I+D. Basado en ello, surge la necesidad de contar con un doctorando industrial que apoye en las tareas relacionadas al desarrollo tecnológico de ORTE.

Al inicio de la investigación en la que se enmarca esta tesis, el desarrollo tecnológico de ORTE estaba en un nivel TRL 2 y se aspiraba que con los aportes conseguidos pudiera alcanzar el nivel TRL 6. Para ello, se requería contar con un prototipo del dispositivo con el que se pudiera aplicar la metodología propuesta y en el caso de la versión de ORTE de 3 grados de libertad activos, éste cumplía con los requisitos necesarios para poder llevar a cabo parte de la investigación bajo la que se enmarca esta tesis y que está relacionada a la cinemática, dinámica y sistema de control del dispositivo. Los resultados obtenidos en esta tesis suponen una base importante para continuar el desarrollo de ORTE hasta llegar a su versión industrial, es decir, a un nivel de desarrollo tecnológico TRL 9.

1.3. Objetivos de la tesis

Partiendo de la petición que hizo el Servicio de Rehabilitación del Hospital Infanta Sofía, de contar con un dispositivo robótico para rehabilitar el miembro superior, surgen los objetivos del proyecto. Entre las principales características que debe tener dicho dispositivo, está que fuese adaptable al paciente y a su patología, centrándose principalmente en la lesión del plexo braquial superior. De los objetivos planteados, en este trabajo se han alcanzado los siguientes:

- Estudio del estado del arte del software de modelado músculo-esquelético.
- Estudio del estado del arte de los exoesqueletos de rehabilitación de miembro superior con deficiencias motoras que se han desarrollado en los 25 años, así como los sistemas de control de estos dispositivos.
- Estudio del sistema óseo y muscular afectado por las lesiones del miembro superior, enfocándose en la relacionada al nervio plexo braquial superior, así como de las características y propiedades del tejido muscular.
- Modelado músculo-esquelético del miembro superior en software especializado para la simulación de movimientos de rehabilitación de lesiones en el hombro.
- Análisis cinemático del exoesqueleto ORTE.
- Modelado y validación dinámica del exoesqueleto ORTE.
- Diseño e implementación de dos estrategias de control basadas en el modelo dinámico de ORTE y en el modelo músculo-esquelético.
- Análisis y demostración de la estabilidad del sistema de control a lazo cerrado.

1.4. Contribuciones de la tesis

En esta tesis se han abordado diferentes temas relacionados al campo de la anatomía, biomecánica y la robótica, cuyas principales contribuciones son las siguientes:

- Desarrollo de un modelo músculo-esquelético completo en 3D del miembro superior, que tiene 7 grados de libertad (GDL) y que incluye 21 músculos representados por 36 segmentos musculares, usando el software gratuito Musculoskeletal Modeling Software (MSMS).

- Particularización del modelo músculo-esquelético para el estudio de las repercusiones cinemáticas y dinámicas de la lesión del plexo braquial superior, pudiendo extenderse la metodología a otras lesiones.
- Análisis de la manipulabilidad del exoesqueleto ORTE a partir del modelo cinemático obtenido.
- Obtención del modelo dinámico del exoesqueleto ORTE usando dos métodos distintos. Validación del modelo obtenido por el método de Lagrange-Euler.
- Implementación del modelo dinámico de ORTE dentro del sistema de control.
- Integración del modelo músculo-esquelético de un sujeto sano y de un paciente con lesión de plexo braquial superior en el sistema de control del exoesqueleto ORTE.
- Análisis y demostración de la estabilidad de los esquemas de control propuestos.

Al momento de escribir este documento, las contribuciones de esta tesis han dado como resultado las siguientes publicaciones:

Publicaciones indexadas JCR

- M. A. Destarac, C. E. García Cena, J. García, R. Espinoza, R. J. Saltarén, *ORTE: Robot for Upper Limb Rehabilitation. Biomechanical Analysis of Human Movements*, aceptado para su publicación en IEEE Latin America Transactions, 2018.
- M. A. Destarac, C. E. García Cena, R. J. Saltarén Pazmiño, M. J. Reyes Urbina, J. López López, R. Espinoza Gómez, *Modeling and Simulation of Upper Brachial Plexus Injury*, IEEE Systems Journal, Vol.10, No.3, pp. 912-921, 2016. DOI: 10.1109/JSYST.2014.2387426.

Capítulos de Libro

- M. A. Destarac, C. E. García Cena, A. Mérida Martínez, L. J. Monge Chamorro, R. J. Saltarén Pazmiño, *Analysis of the influence of external actuators on the glenohumeral joint movements*, Advances in Automation and Robotics Research in Latin America. I. Chang, J. Baca, H. A. Moreno, I. G. Carrera and M. Cardona (Eds.) Springer International Publishing, 2017, pp.71-82. ISBN 978-3-319-54377-2.
- J. García Montaña, C. E. García Cena, L. J. Monge Chamorro, M. A. Destarac, R. J. Saltarén Pazmiño, *Mechanical Design of a Robotic Exoskeleton for Upper Limb Rehabilitation*, Advances in Automation and Robotics Research in Latin America. I. Chang, J. Baca, H. A. Moreno, I. G. Carrera and M. Cardona (Eds.) Springer International Publishing, 2017, pp.297-308. ISBN 978-3-319-54377-2.
- M. A. Destarac, C. E. García Cena, R. J. Saltarén Pazmiño, *Simulation of the Length Change in Muscles during the Arm Rotation for the Upper Brachial Plexus Injury*, Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation II. J. Ibáñez, J. Gonzalez-Vargas, J.M. Azorín, M. Akai and J. L. Pons (Eds.) Springer International Publishing, 2016, Vol. 15, pp. 1263-1268. ISBN: 978-3-319-46668-2.

- L. J. Monge, C. E. García Cena, M. A. Destarac, R. J. Saltarén Pazmiño, *Simulation of Rehabilitation Therapies for Brachial Plexus Injury under the Influence of External Actuators*, Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation II. J. Ibáñez, J. Gonzalez-Vargas, J.M. Azorín, M. Akai and J. L. Pons (Eds.) Springer International Publishing, 2016, Vol. 15, pp. 1043-1047. ISBN: 978-3-319-46668-2.
- C. E. García Cena, R. J. Saltarén Pazmiño, M. A. Destarac, E. Loranca Vega, R. Espinoza Gómez, R. Aracil Santonja, *Skeletal Modeling, Analysis and Simulation of Upper Limb of Human Shoulder under Brachial Plexus Injury*, Advances in Intelligent Systems and Computing ROBOT 2013, Advances in Robotics. M.A. Armada et.al (Eds.). New York Springer-Verlag, 2013, Vol.1, pp.195-207. ISBN: 978-3-319-03412-6.

Congresos Internacionales

- M. N. Cardona, M. A. Destarac, C. E. García Cena, *Exoskeleton Robots for Rehabilitation: State of the Art and Future Trends*, International Conference CONCAPAN XXXVII, IEEE, Nicaragua, 2017. ISBN: 978-1-5386-3509-4.
- R. Espinoza, M. A. Destarac, M. N. Cardona, J. García, M. C. Sierra, R. Acebron, L.J. Puglisi, C. E. García Cena, *ORTE Exoskeleton: Actuation System Dimensioning and Selection*, International Conference CONCAPAN XXXVII, IEEE, Nicaragua, 2017. ISBN: 978-1-5386-3509-4.

Congresos Nacionales

- R. Espinoza, M. A. Destarac, J. García, R. Acebrón, L.J. Puglisi, C. E. García Cena, *ORTE-Sistema Robotizado para la rehabilitación del miembro superior*, Libro de actas de las Jornadas Nacionales de Robótica 2017. M. Mellado, A. Sánchez y E. Bernabeu (Eds.) Editorial CEA-IFAC, España, 2017, artículo 32. ISBN: 978-84-697-3742-2.
- M. A. Destarac, C. E. García Cena, R. J. Saltarén Pazmiño, R. Aracil, *Kinematic and Kinetic simulation of Upper Brachial Plexus Injury in the Arm Rotation*, Open Conference on Future Trends in Robotics. R. Fernández and H. Montes (Eds.) Consejo Superior de Investigaciones Científicas, mayo 2016, pp. 11-18. ISBN: 978-84-608-8452-1.
- L. J. Monge, M. A. Destarac, C. E. García Cena, S. Hernández, *Modelling and Simulation of servomotors for a Rehabilitation Exoskeleton*, Open Conference on Future Trends in Robotics. R. Fernández and H. Montes (Eds.) Consejo Superior de Investigaciones Científicas, mayo 2016, pp. 29-36. ISBN: 978-84-608-8452-1.

Premios y reconocimientos

Premio “Innovadores menores de 35” de Centroamérica, otorgado en noviembre 2015 por el Massachusetts Institute of Technology (MIT) a través de su revista *Technology Review*, por el desarrollo del modelo músculo-esquelético de miembro superior.

1.5. Estructura del documento

El trabajo presentado en este documento está dividido en 7 capítulos. En el segundo capítulo se presenta el estado del arte abordado en esta tesis, que consta de tres áreas principales: el

software de modelado músculo-esquelético, el desarrollo de exoesqueletos de rehabilitación de miembro superior en los últimos 25 años y las estrategias de control de dichos dispositivos.

En el capítulo 3 se realiza la descripción del sistema óseo y muscular del hombro y brazo, y se presentan las principales características y propiedades del tejido muscular. Además, se abordan las lesiones más frecuentes del miembro superior, se presentan estadísticas de ellas y se describe la lesión de plexo braquial superior, presentando sus características como la clasificación y el cuadro clínico.

El modelado músculo-esquelético del miembro superior realizado en el MSMS, se presenta en el capítulo 4. Se aborda el modelo matemático de la unidad músculo-tendón, así como la caracterización de las fuerzas que se generan en los músculos. También se describen las etapas de desarrollo del modelo y se presentan los resultados obtenidos en las simulaciones de los distintos movimientos estudiados en este trabajo. La última parte del capítulo está dedicado a la particularización del modelo a la lesión del plexo braquial superior.

En el capítulo 5 se describe el exoesqueleto ORTE y se presenta el modelo cinemático directo del mecanismo, obtenido por el método de Denavit-Hartenberg. El modelo cinemático inverso también es presentado, así como el modelo cinemático diferencial de ORTE, y se lleva a cabo el análisis de manipulabilidad del dispositivo. La última sección de este capítulo aborda la obtención del modelo dinámico del exoesqueleto, usando para ello el método de Lagrange-Euler. Dicho modelo se valida gracias a la simulación de distintas trayectorias y su comparación con los resultados obtenidos con el modelo desarrollado en ADAMS®.

Los requisitos del sistema de control, así como la arquitectura de control propuesta se presentan en el capítulo 6. Se discuten los aspectos más relevantes de los controladores y se analiza la estabilidad del sistema a lazo cerrado. Finalmente, se presentan los resultados obtenidos en las simulaciones.

El último capítulo está dedicado a las conclusiones de este trabajo.

Capítulo 2

ESTADO DEL ARTE

En este capítulo se presenta el estado del arte de los tres temas principales que se abordan en este trabajo, que son: el modelado músculo-esquelético, los exoesqueletos de rehabilitación de miembro superior y los sistemas de control de estos dispositivos. Del primer tema, se analiza el software disponible para el desarrollo de modelos humanos en el ordenador y se presentan las características principales de cada paquete computacional.

Del tema de exoesqueletos de rehabilitación de miembro superior, se presentan aquellos que han sido desarrollados en los últimos 25 años, y se comparan varias de sus características relevantes, como sistema de actuación, grados de libertad y topología. Los sistemas de control analizados en la última parte del capítulo, son aquellos que presentan los dispositivos robóticos encontrados durante la búsqueda, centrándose principalmente en las estrategias más usadas.

2.1. Modelado músculo-esquelético

Actualmente es posible encontrar diferentes paquetes computacionales para construir y simular modelos músculo-esqueléticos humanos. Hay algunos que también permiten modelar diferentes animales, como monos o ratas. Entre las opciones que existen, se puede encontrar software que posee múltiples herramientas y elevado coste, mientras otros tienen capacidades moderadas, pero son gratuitos e incluso de fuente abierta. A continuación se presenta una descripción de cada uno de los que están disponibles en el mercado.

2.1.1. Software for Interactive Musculoskeletal Modeling (SIMM)

Fue desarrollado en 1990 por la Universidad de Stanford y actualmente es comercializado por la empresa Motion Analysis Corporation. Este paquete computacional es uno de los más conocidos y ha sido usado en diversas investigaciones donde se busca modelar algún segmento del sistema músculo-esquelético. También permite simular la dinámica del movimiento humano al caminar, correr, subir escaleras o andar en bicicleta. Varios modelos de las extremidades han sido desarrollados para examinar las consecuencias biomecánicas de los procedimientos quirúrgicos, como injertos nerviosos o cirugías reconstructivas de tendones [30]. SIMM también cuenta con modelos de animales, como ranas, cucarachas y tiranosaurios, que han sido de ayuda para los biólogos que trabajan con este software. En la figura 2.1 se muestra el ejemplo de un modelo desarrollado con este software.

Entre sus desventajas, puede mencionarse que no provee mucha ayuda en la simulación de la excitación de los músculos que puedan producir movimientos coordinados y tiene limitaciones

en las herramientas de análisis de los resultados de las simulaciones. No está permitido el acceso al código fuente, lo que impide que los investigadores que trabajan con él aumenten las capacidades del software [99].

Figura 2.1: Modelo de miembro superior realizado en SIMM.

2.1.2. OpenSim

Fue desarrollado a inicios de los años 90 del siglo pasado por un grupo de investigadores pertenecientes a Simbios, el centro de Computación Biomédica de la Universidad de Stanford, adscrito al National Institutes of Health (NIH) de Estados Unidos. Algunos de los desarrolladores de SIMM son también los creadores de OpenSim, que surgió con el objetivo de convertirse en una herramienta colaborativa.

A diferencia de SIMM, OpenSim es un software de código abierto, lo que permite que los investigadores alrededor del mundo realicen mejoras y que éstas pueden ser compartidas para lograr un programa más dinámico [31]. Los creadores de OpenSim cuentan con una página web (www.simtk.org) en la que es posible crear uno o varios proyectos para compartir con el resto de la comunidad que utiliza este software.

OpenSim es una aplicación compleja, que cuenta con varios modelos desarrollados y amplia documentación. Permite realizar un análisis gráfico de la biomecánica del cuerpo humano, así como enlazarlo a Matlab para llevar a cabo el control del modelo. El software está escrito en C++ y la interfaz gráfica en Java. Permite importar y exportar varios modelos con SIMM [162]. En la figura 2.2 se muestra un ejemplo desarrollado con este paquete computacional.

2.1.3. AnyBody Modeling System

Este software fue creado en 1998 por investigadores del Instituto de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Aalborg, Dinamarca. Es uno de los paquetes de modelado y simulación músculo-esquelética más complejos que existen en el mercado. Es capaz de llevar a cabo el análisis de la dinámica inversa de los modelos, sean estos humanos o animales, y de integrar el cuerpo humano en el diseño de un producto [25]. El objetivo es que puedan simularse los efectos que produciría en el cuerpo humano un choque automovilístico o analizar la ergonomía de un producto.

Figura 2.2: Modelo de miembros inferiores realizado en OpenSim.

Posee varios modelos que pueden usarse como base y su documentación es extensa, ya que además de contar con un manual general, tiene diversos tutoriales y vídeos en los que se profundizan diferentes aspectos del modelado músculo-esquelético. También permite realizar simulaciones biomecánicas que implementan fuerzas externas y otras en las que pueden estudiarse los efectos producidos en la dinámica del cuerpo luego de una intervención quirúrgica. Debido a todas las herramientas que posee, su precio es alto.

En la figura 2.3 se muestra un modelo de miembro inferior humano simulando la acción de caminar.

Figura 2.3: Modelo de miembro inferior realizado en AnyBody.

2.1.4. Musculoskeletal Modeling Software (MSMS)

Rahman Davoodi y Gerald Loeb, del Departamento de Ingeniería Biomédica de la University of Southern California, desarrollaron en 2007 el *MusculoSkeletal Modeling Software* (MSMS), que es una aplicación que permite modelar y simular sistemas músculo-esqueléticos humanos y animales (gatos, ratas, monos, etc.), enfocándose sobretudo en los miembros superiores humanos. Además, ofrece la capacidad de modelar prótesis, así como entornos virtuales en los que el paciente puede interactuar como parte de un programa rehabilitación [26, 27]. En la figura 2.4 se muestra un ejemplo realizado con este paquete computacional.

MSMS es gratuito y cuenta con una adecuada documentación. También tiene herramientas que permiten enlazarlo a Matlab/Simulink® para llevar a cabo simulaciones de sistemas de control, realizar animaciones de modelos en tiempo real o de tipo offline, y la posibilidad de importar modelos desde OpenSim, SIMM y SolidWorks.

Entre las aplicaciones que tiene este software están:

- Simulación del control de movimiento en humanos y animales.
- Simulación de prótesis controladas por electromiografía en pacientes amputados.
- Simulación de sistemas de control para pacientes con músculos paralizados.
- Entornos virtuales para rehabilitación de pacientes con movilidad limitada.
- Estudio de la biomecánica del movimiento.
- Simulación de experimentos de fisiología muscular.
- Modelado y simulación de sistemas mecatrónicos, como robots y prótesis.

Figura 2.4: Modelo de una pata de gato realizado en MSMS.

2.1.5. LifeMOD

Este software fue desarrollado y es comercializado por la empresa LifeModeler, ubicada en California, Estados Unidos. Está construido sobre MD ADAMS® y permite la obtención de distintos parámetros como fuerza, desplazamiento, velocidad, aceleraciones, pares y ángulos de movimiento. Tiene una herramienta que permite la obtención de reportes concisos, generación de gráficas y la realización de simulaciones. Se puede obtener de la dinámica directa e inversa de los modelos creados, y cuenta con una base de datos antropométricos para la creación automática de modelos.

El programa permite la integración del modelo humano en distintos entornos para corroborar la efectividad del diseño de máquinas o su ergonomía, por lo que es posible importar distintas geometrías desde los software más populares de diseño, como CAD, CATIA, SolidWorks, y otros. En la Fig. 2.5 se muestra el ejemplo de un modelo de rodilla realizado con LifeMOD y la obtención de las diferentes fuerzas que actúan sobre la articulación [58].

Figura 2.5: Modelo de rodilla desarrollado con el software LifeMOD.

2.2. Dispositivos de rehabilitación de miembro superior

Desde finales de los años 90 del siglo pasado pueden encontrarse ejemplos de dispositivos robóticos de miembro superior. Muchos de esos primeros prototipos eran de tipo efector final, tal como se muestra en la Fig. 2.6a, en los que se guía la mano del usuario sobre un plano. Es en los primeros años del siglo XXI cuando comienzan a surgir los exoesqueletos, que se muestra en la Fig. 2.6b, en los que el paciente puede realizar movimientos en 3D [134].

Existe evidencia de que la rehabilitación es efectiva cuando es intensiva, repetitiva y el paciente se involucra plenamente en el proceso [101] y la robótica puede ser una solución para ello. La rehabilitación uno a uno, que es la actualmente se lleva a cabo en los hospitales y clínicas especializadas, tiene limitaciones, como la demanda de un alto esfuerzo físico por parte del fisioterapeuta, que repercute en el desempeño de éste, e incrementa los costes. La rehabilitación asistida por robots, puede ayudar a reducir las altas listas de espera que hay actualmente, al permitir que se atienda a más de un paciente a la vez, según el número de dispositivos disponibles, y la duración así como el número de sesiones pueden incrementarse y

ser controladas de manera efectiva, al igual que la evolución del paciente gracias a la obtención de distinta información proveniente de los sensores del sistema [150]. También se puede motivar al paciente gracias al uso de tecnología, como realidad virtual o videojuegos [159].

En esta sección se presenta cronológicamente el estado del arte de los dispositivos de rehabilitación de miembro superior que se han desarrollado en los últimos 25 años. La búsqueda bibliográfica se basa en artículos publicados en las principales bases de datos científicos, como Science Direct, Scopus, IEEE Xplore y PubMed, utilizando para ello diferentes combinaciones de palabras claves (upper limb exoskeleton, upper limb rehabilitation, rehabilitation robotics, etc.). Para acotar la búsqueda, se tomaron en cuenta las siguientes condiciones: el dispositivo debe tener sistema de actuación al menos en la articulación del hombro y del codo, un mínimo de 3 grados de libertad (GDL), que se haya construido al menos un prototipo y que use actuadores tradicionales. Los proyectos más relevantes desde el punto de vista de los avances alcanzados en su desarrollo, se presentan en la Tabla 2.1.

Una observación importante es que la gran mayoría de los dispositivos que cumplieron con los criterios de búsqueda, fueron diseñados para pacientes con daño cerebral, especialmente para aquellos que han sufrido un ictus, sin embargo es posible hallar algunos específicos para lesiones a nivel nervioso y otros genéricos que pueden ser adaptados a diferentes dolencias.

2.2.1. Clasificación

Los exoesqueletos de rehabilitación son una herramienta relativamente nueva con la que pueden trabajar los fisioterapeutas y traumatólogos, ya que son capaces de ayudar al paciente a realizar terapias simples, repetitivas e intensivas. Estas terapias pueden realizarse en una clínica, centro de rehabilitación o incluso en la casa del paciente, ya que algunos de los dispositivos actuales contemplan esa posibilidad.

Los exoesqueletos de rehabilitación de miembro superior se pueden clasificar de distintas maneras, ya sea por el número y tipo de actuadores que utilice, la estructura mecánica, principio de actuación, entre otros. Desde el punto de vista de la interacción que tiene con el paciente, se pueden clasificar en tres grupos [102]:

1. **Pasivos:** restringen el movimiento del brazo del paciente a un rango determinado y no hay actuación en el dispositivo. El dispositivo suele estar integrado por uniones mecánicas que se mueven fácilmente cuando se empujan y que contienen topes que hacen imposible el movimiento más allá de los rangos impuestos por el terapeuta.
2. **Activos:** el dispositivo mueve total o parcialmente el brazo del paciente en base a una rutina programada. Suelen ser operados usando un esquema de control de posición que lleva el brazo del paciente desde una posición predefinida a otra nueva usando cierta velocidad.
3. **Interactivos:** reacciona a los movimientos y fuerza que el paciente haga, y proveen una buena estrategia de asistencia al paciente al predecir y adaptarse a las necesidades de éste. Normalmente ofrecen diferentes niveles de resistencia al movimiento que el paciente desea hacer para lograr una rehabilitación dinámica.

Además, tomando en cuenta la estructura mecánica del dispositivo, tal como se muestra en la Fig. 2.6, se pueden dividir a su vez en [97],[103]:

- **Efactor final:** se refiere a sistemas que interactúan con el paciente usando un solo punto de fijación en algún punto del brazo, antebrazo o la mano.
- **Exoesqueleto:** el sistema encapsula el brazo dentro de un mecanismo y puede permitir el control de la orientación y posición de los grados de libertad (GDL) sobre los que actúa.

Figura 2.6: Dispositivos de rehabilitación de tipo a) efector final y b) exoesqueleto.

Algunos de los requerimientos técnicos que se encuentran en los diseños de la mayoría de los exoesqueletos de rehabilitación toman en cuenta la ergonomía del sistema y la capacidad de adaptarse a varios y diferentes tipos de pacientes, ya sea por sexo, complexión, edad, etc. Otro importante requerimiento es que sean capaces de repetir una rutina que previamente ha realizado el terapeuta, pues es quien la diseña y adapta según la evolución del paciente. En muchos casos se pide también que el dispositivo sea capaz de recolectar y almacenar datos de la realización del movimiento, para que estos puedan ser estudiados por el terapeuta para determinar la evolución del paciente durante la rehabilitación [2],[102].

Un aspecto muy importante de los dispositivos de rehabilitación es la interacción que hay entre éste y el paciente. La primera interacción que se puede mencionar es la cognitiva, porque el paciente debe controlar el dispositivo mientras éste le provee realimentación (visual, resistiva, auditiva, etc.) y la segunda es de tipo biomecánica y está relacionada a la aplicación de fuerzas controladas entre ambos [155].

2.2.2. Exoesqueletos de miembro superior

En 1994 Johnson *et al.* [19] de la University of Newcastle-upon-Tyne en Inglaterra presentaron un proyecto de tres años de duración que tuvo como resultado la ortesis MULOS (Motorized Upper-Limb Orthotic System), que se muestra en la figura 2.7. Un aspecto a resaltar de este dispositivo es su mecanismo cinemático equivalente al del hombro, al integrar tres articulaciones de giro con ejes que se cruzan. En el diseño de este mecanismo se contempló que éste estuviera alineado al centro de rotación del hombro del exoesqueleto para que coincidiera con el del paciente [20]. Contempla tres modos de funcionamiento:

1. Como dispositivo asistencial que se adhiere directamente al brazo y que provee movimientos controlados para pacientes con discapacidad severa.
2. Como exoesqueleto robotizado de terapia para lesiones.

3. Como dispositivo de ejercicios para personas mayores o para aquellos que se recuperan de alguna lesión o cirugía, y que necesitan fortalecer el brazo.

El sistema de accionamientos se construyó usando cables para proveer así alta rigidez, poco peso y motores de pequeño tamaño. El dispositivo cuenta con 3 GDL en el hombro y dos en el codo. Para controlar a MULOS, se usó un controlador tipo PID para los motores y un joystick de 4 GDL que el paciente manipulaba con el brazo sano. Éste también podría ser manipulado por el terapeuta para lograr los movimientos deseados.

Figura 2.7: Exoesqueleto MULOS.

En 2003 el Instituto Federal Suizo de Tecnología desarrolló el exoesqueleto ARMin (Arm Rehabilitation robot, por sus siglas en inglés) para terapia de brazo orientada a realización de tareas cotidianas [114],[119],[120]. ARMin III es la tercera versión del prototipo [122] y tiene 6 GDL activos, que son: 3 en el hombro (flexo-extensión, rotación interna/externa y abducción/aducción), 2 en el codo (prono-supinación y flexo-extensión) y 1 en la muñeca (flexo-extensión). Posee sensores de posición y velocidad, y cuenta con una interfaz de usuario que está desarrollada sobre Windows®. Tiene cuatro diferentes modos de operación:

1. Modo de trayectoria pre-grabada, en la cual el terapeuta guía al paciente en una trayectoria que queda almacenada y luego se repite.
2. Modo de terapia del movimiento predefinida que consiste en repetir rutinas pre-programadas en el sistema bajo las indicaciones del terapeuta.
3. Modo de operación de apuntar y llegar, que consiste en que el usuario alcance un punto indicado en la interfaz.
4. Modo de guía con soporte de fuerza, en la cual el sistema a través del modelo mecánico es capaz de predecir las fuerzas que son necesarias para que el paciente puede llevar a cabo la trayectoria deseada.

Los dos primeros modos de operación son controlados por un regulador PID y los dos últimos están basados en sistemas de control por impedancia y admitancia. El dispositivo además cuenta con sistemas de seguridad redundantes con la finalidad de evitar algún daño al usuario como consecuencia de un fallo. La principal desventaja que tiene ARMin es que limita el tipo de movimiento que un usuario puede realizar, ya que debe estar anclado a una base fija o por al menos a una silla de ruedas [122]. En la figura 2.8 se muestra cómo luce el dispositivo [150].

Figura 2.8: Dispositivo ARMin .

Actualmente el ARMin III se encuentra instalado en hospitales y centros de rehabilitación en varios países y es comercializado por Hocoma bajo el nombre de Armeo®Power. El dispositivo puede ser usado por pacientes con brazo paralizado y ha tenido éxito para aquellos que han sufrido un ictus, siendo el primer exoesqueleto que consiguió ser transferido a la industria y obtener las certificaciones correspondientes para poder ser comercializado y usado en la práctica clínica [150]. El dispositivo permite la realización de ejercicios específicos que incrementen la fuerza muscular y el rango de movimiento. También ayuda al personal médico en la evaluación de estas funciones.

El desarrollo del ARMin ha continuado como dispositivo de investigación en el campo de la neurorrehabilitación, y utilizaron el ARMin IV para llevar a cabo pruebas clínicas [85]. Actualmente el grupo a cargo trabaja en la mejora del ARMin V, para el que han presentado recientemente una nueva estrategia de control basada en la compensación adaptativa en línea [75] que mejora el desempeño del dispositivo y simplifica al fisioterapeuta la configuración del robot.

El único exoesqueleto diseñado específicamente para niños que se encontró durante la investigación es la WREX (Wilmington Robotic Exoskeleton), desarrollada en 2004 por A.I. duPont Hospital for Children, Estados Unidos [138]. El dispositivo es de tipo activo, se acciona por medio de bandas elásticas y su objetivo es asistir a niños que poseen alguna lesión en el brazo o que tienen debilidad muscular. Para controlarlo, se hace uso de un control tipo PI con realimentación de velocidad que controla el par a proveer a los motores del dispositivo.

WREX consta de dos eslabones que cuentan con 4 GDL que compensan la gravedad por medio de tiras elásticas [139]-[141] que pueden ser ajustadas según el peso, talla y el grado de discapacidad del paciente. No es posible que el usuario tome objetos que pesen y dificulta que se levante el brazo por encima de la cabeza para no causar desalineaciones en las uniones [140]. En la figura 2.9a se muestra el dispositivo mientras es usado por un niño. Fue probado en pacientes que sufrieron un ictus y como consecuencia de ello presentaron hemiparesia, obteniendo resultados positivos [65].

WREX ha estado en constante evolución desde que fue creado y en la actualidad es comercializado por JAECO Orthopedic, encontrándose dispositivos para niños y adultos. Su nombre cambió a T-WREX (Therapy Wilmington Robotic Exoskeleton) y en 2010 fue

Figura 2.9: a) Paciente infantil usando el WREX y b) adulto usando el Pneu-WREX.

adquirido por Hocoma, que mejoró su diseño y ahora lo comercializa bajo el nombre de Armeo®Spring [148]. Además, partiendo del diseño original, se implementó la actuación a través de cilindros neumáticos en combinación con un mecanismo de cuatro barras y 4 GDL y se llamó a este dispositivo *Pneu-WREX* [157], el cual se presenta en la Fig. 2.9b.

En 2005 fue presentado por la Arizona State University (ASU) el diseño del exoesqueleto RUPERT (Robotic Upper Extremity Repetitive Therapy), un dispositivo desarrollado para ayudar a realizar terapia repetitiva del brazo. Dicho dispositivo hace uso de músculos neumáticos, ya que se buscaba que no fuera rígido, que presentara bajo peso y poco ruido. RUPERT tiene 5 GDL (dos en el hombro, dos en el codo y uno en la muñeca) y las longitudes del brazo y del antebrazo pueden ser ajustados al tamaño del paciente [62]. El dispositivo tiene como objetivo ayudar al paciente a realizar ciertas tareas básicas como alcanzar objetos o alimentarse. En la figura 2.10a se muestra cómo luce el dispositivo al ser utilizado por un miembro del equipo de desarrolladores.

En 2007 presentaron el sistema de control, el cual fue realizado a lazo abierto para conseguir que el paciente se esfuerce en corregir la posición final deseada. Si el sistema de control detecta que al paciente le falta mucho para alcanzar la posición deseada, entonces activa los músculos neumáticos. Las secuencias a realizar y el tiempo que tardan en activarse los músculos neumáticos se fijan para cada paciente con ayuda de un terapeuta. Los músculos son diseñados para cada paciente para poder dar la fuerza y movimientos requeridos, el resto del dispositivo es estándar para todos los pacientes. RUPERT cuenta con sensores de posición en el hombro, codo y muñeca, sensores inerciales y de presión [165].

Los datos de presión y de posición son enviados a un ordenador y con ayuda del software SimMechanics de Matlab® se determina la velocidad, aceleración e inercia de cada eslabón. Luego se calcula la dinámica inversa para hallar los pares que muevan a RUPERT y al brazo del paciente. Esto permite estimar la actividad voluntaria de cada eslabón y controlar la presión que se le envía a cada músculos neumático. Al reducir la presión, se incrementa el trabajo que el paciente tiene que realizar [165]. Finalmente, es importante mencionar que RUPERT no tiene compensación por gravedad.

Además, mejoraron el diseño del exoesqueleto (ver Fig. 2.10b) para conseguir que pudiera ser usado por el 95 % de la población, pero los nuevos componentes aumentaron el peso total. En las articulaciones del hombro y el codo se incorporaron mecanismos para incrementar el par

entregado por los músculos artificiales y a su vez, aumentar los rangos de elevación y extensión. El RUPERT III (ver Fig. 2.10c) se construyó en fibra de carbono, haciéndolo más resistente y liviano que su predecesor, aunque su diseño es prácticamente el mismo.

Figura 2.10: Versiones del exoesqueleto RUPERT. a) RUPERT I. b) RUPERT II. c) RUPERT III. d) RUPERT IV. .

En 2008 presentaron el RUPERT IV y mejoraron el sistema de control, al adaptar un PID y un ILC (Iterative Learning Controller) como otro lazo de control, dado que las tareas a realizar son repetitivas y el controlador puede medir los errores cometidos en pruebas anteriores para así actualizar los comandos que permitan optimizar el rendimiento. El sistema integró entonces dos lazos de control: uno externo y otro interno. El externo genera un comando de trayectoria a realizar y el interno trata de alcanzar la trayectoria y el objetivo final [6],[176].

En cuanto al diseño, al RUPERT IV (ver Fig. 2.10d) se le agregó la rotación externa del hombro para expandir el espacio de trabajo, contando además con la asistencia del dispositivo en la extensión de la muñeca, la supinación del antebrazo, la extensión del codo, y la elevación del hombro. Al igual que en los diseños anteriores, se tomó en cuenta un amplio rango de medidas antropométricas de los usuarios, por lo que se incluyeron ajustes de medidas en el hombro y en las longitudes del brazo, antebrazo y de la mano. Para que el peso de la estructura no aumentara demasiado, algunos componentes se elaboraron con un compuesto de grafito.

En los años posteriores, se ha avanzado en el desarrollo del software y del sistema de control, intentando que el dispositivo pueda ser usado en el hogar para realizar la terapia en casa. Los resultados indican que el exoesqueleto es seguro para pacientes que han sufrido en ictus y que no tienen daños severos en el miembro superior [67],[184].

Un importante centro de desarrollo de exoesqueletos es la Escuela Superior Santa Ana de Pisa, Italia, que lleva varios años trabajando en el tema de rehabilitación. Uno de sus proyectos más relevantes es el PERCRO L-Exos, presentado en 2005, que inicialmente tenía 5 GDL y que fue creado para asistir la rehabilitación del miembro superior usando un entorno de realidad virtual [39]. Actualmente el dispositivo tiene 8 GDL y es de tipo serial con cables, usa motores DC, cuenta con sensores de posición y velocidad, y está orientado para su uso en pacientes con ictus [40],[41]. En la Fig. 2.11a se muestra una imagen del dispositivo.

Tabla 2.1: Exoesqueletos de miembro superior.

Dispositivo	Desarrollador	Referencia	GDL	Partes del MS	Tipo de control	Aplicación	Sensores	Topología
ALEx	Kinetek-WR	[133][154]	6	Hombro, codo y muñeca	Impedancia	Neurorehabilitación	Posición, velocidad y fuerza	Serial
ARMin II/III	ETH Zurich	[114][122][150]	7	Hombro, codo y muñeca	PID, Admitancia e Impedancia	Ictus	Posición, velocidad y fuerza	Serial
ARMin IV/V	ETH Zurich	[75][85]	7	Hombro, codo y muñeca	Compensación adaptativa en línea	Neurorehabilitación	Posición, velocidad y fuerza	Serial
CADEN-7/EXO-UL	University of Washington	[130][153][161]	7	Hombro, codo y muñeca	Impedancia y Admitancia	Neurorehabilitación	Posición y EMG	Serial con cables
CAREX	Columbia University	[106][107][108][109][110]		Hombro, codo y muñeca	Admitancia y tensión de cables	Ictus	IMUs y fuerza	Paralelo con cables
L-EXOS	Scuola Superiore Sant' Anna, Pisa	[39][40][41]	8	Hombro, codo y muñeca	PID y Admitancia	Ictus	Posición y velocidad	Serial con cables
NEUROExos	Scuola Superiore Sant' Anna, Pisa	[92][93][174]	4	Hombro y codo	EMG y proporcional	Neurorehabilitación	Posición y EMG	Serial
RUPERT	University of Arizona	[6][62][165][176]	5	Hombro, codo y muñeca	PID e ILC	Ictus	Posición y velocidad	Serial
Pneu-WREX	University of Padua	[157][148]	5	Hombro, codo y mano	Adaptativo deslizante	Ictus	Posición lineal y angular, y aceleración	Serial

Figura 2.11: Exoesqueletos creados en la Escuela Superior de Santa Ana de Pisa. a) L-Exos. b) NEUROExos.

Otro dispositivo de rehabilitación de brazo desarrollado en la Escuela Superior de Santa Ana es el NEUROExos, el cual está inspirado en las características morfológicas del brazo. Por esa razón, los actuadores incorporados al dispositivo se comportan de forma antagonista, tal como lo hacen los músculos [92]. En 2012, presentaron un nuevo método de control de NEUROExos, el cual llamaron “basado en intención” y en el que usan las señales electromiográficas (EMG) de ciertos músculos para estimar los pares necesarios para llevar a cabo determinado movimiento. La ventaja que les representa el uso de las EMG radica en que no requieren de un modelo dinámico del brazo y la interacción con el medio se realiza de forma más natural. La desventaja que mencionan al usarlas como método de control es la necesidad de calibración, lo que consume tiempo y no puede ser realizado por el propio paciente.

El sistema de control lee constantemente las señales EMG para detectar la intención de movimiento del usuario en términos de la dirección y velocidad, y ayuda al paciente a realizar el movimiento con el exoesqueleto. La idea general es proveer un par proporcional a la intensidad de la activación de los músculos implicados en el movimiento, y de esa forma cada uno es artificialmente reforzado por la acción de NEUROExos [93]. El dispositivo se muestra en la figura 2.11b.

Un dispositivo de 7 grados de libertad, llamado CADEN-7 (Cable-Actuated Dexterous Exoskeleton for Neurorehabilitation) fue presentado en 2007 por la Universidad de Washington para el uso de pacientes con lesión de la médula espinal, distrofia muscular y otros desórdenes neurodegenerativos. Sus aplicaciones contemplan terapia, diagnóstico, asistencia para mejorar las capacidades motoras del brazo, así como la capacidad de servir como dispositivo maestro para teleoperación [130],[153].

El diseño de CADEN-7 se centró en que fuera fácil de colocar (ver Fig. 2.12a) y se tomó muy en cuenta que el sistema de control tendría como actor principal una interfaz humano máquina. El exoesqueleto presenta baja inercia, alta rigidez en sus eslabones y transmisión con cero contragolpe. Lo anterior se logró usando cables, que también transmiten fuerza a distancia sin presentar fricción. Durante la fase de diseño de CADEN-7 se tuvo especial cuidado en que el dispositivo proveyera funcionalidad completa de la región glenohumeral, codo y muñeca del paciente. Además, toman en cuenta la seguridad del paciente al incluir límites mecánicos en las articulaciones, interruptores de corriente y software dedicado.

Posteriormente, al exoesqueleto se le incluyó otro brazo para poder rehabilitar ambos miembros superiores, como puede observarse en la Fig. 2.12b, y el nombre del dispositivo cambió a EXO-UL7. También se llevaron a cabo pruebas clínicas con pacientes que sufrieron ictus y se tuvieron resultados positivos en cuanto a que ganaron fuerza muscular en ambos miembros y el rango de movimiento alcanzado fue mayor [161].

Figura 2.12: Exoesqueleto EXO-UL7. a) Dispositivo unilateral. b) Dispositivo bilateral.

La Universidad de Saga, Japón, presentó en 2008 un dispositivo de rehabilitación de 6 grados de libertad, llamado SUEFUL-6. Implementaron la flexión/extensión horizontal y vertical del hombro, flexión/extensión del codo y de la muñeca, pronación/supinación del antebrazo y la desviación radial/cubital de la muñeca [52]. Un año después le fue agregado otro grado de libertad, correspondiente a la rotación interna/externa del hombro, y el dispositivo fue re-bautizado como SUEFUL-7 [53], que se muestra en la Fig. 2.13. Se compone de motores DC, sensores de fuerza, de par, potenciómetros y codificadores. Tiene un peso aproximado de 5 Kg, por lo que debe estar instalado en una base o en una silla de ruedas.

Figura 2.13: Exoesqueleto SUEFUL-7, desarrollado por la Universidad de Saga, Japón.

SUEFUL-7 es controlado por medio de señales electromiográficas, que son usadas para determinar la intención de movimiento del usuario. La fuerza ejercida en el antebrazo y la mano,

así como el par del antebrazo son usados como información de entrada complementaria para el controlador. Se usan 16 electrodos con sus respectivos amplificadores de señal, localizados estratégicamente sobre determinados músculos [53]. Para garantizar la seguridad del usuario, el dispositivo tiene límites mecánicos y cuenta con un algoritmo de seguridad que interrumpe la corriente cuando se alcanza algunos de los límites.

El SUEFUL-7 evolucionó con el tiempo y se convirtió en una estructura fija en la que se han optimizado las dimensiones del dispositivo y de los actuadores, y se integraron sensores de fuerza para detectar la intensión de movimiento [80]. El objetivo del exoesqueleto es asistir a personas mayores durante sus actividades diarias o pacientes con músculos débiles que presentar también temblor involuntario [83].

En 2008 fue presentado un exoesqueleto desarrollado en el Centro de Investigación y Tecnología IK4-IKERLAN de España, con el objetivo de mejorar el rendimiento de las personas durante la realización de ciertas actividades laborales que requieren grandes esfuerzos físicos en el miembro superior [111]. El IKO (IKerlan's Orthosis) es un dispositivo de 5 GDL actuados por medio de músculos neumáticos y motores eléctricos con transmisión de cables de acero con funda.

Para mejorar la ergonomía y la compatibilidad cinemática con el usuario, se implementaron 4 GDL adicionales sin actuación, los cuales se encargan de evitar desalineaciones entre el dispositivo y el hombro. Después de llevar algunos experimentos, los creadores llegaron a la conclusión de que la ergonomía debe mejorarse y que es necesario analizar otras opciones para conseguir una mayor durabilidad en los cables y eficiencia en el sistema [88].

El exoesqueleto BONES (Biomimetic Orthosis for the Neurorehabilitation of the Elbow and Shoulder) fue presentando en 2008 por la Universidad de California Irvine [86]. Su cinemática se compone de un mecanismo paralelo para realizar los movimientos del hombro y del codo, y cuenta con 4 GDL que son activados mediante actuadores neumáticos, lo que le confiere una fuerza elevada, llegando a producir en alguna de sus articulaciones hasta más de 100 Nm de par. Para el control del dispositivo se utilizan tanto sensores de posición como sensores de presión, lo que le permite realizar compensación del peso del dispositivo [87].

La Universidad de Delaware, Estados Unidos presentó en 2009 un exoesqueleto de miembro superior accionado por cables y motores. El sistema que propusieron reemplaza los segmentos rígidos de los exoesqueletos por cables livianos accionados por motores que se colocan en tres posiciones: hombro, brazo y antebrazo. Usa en total seis cables: cuatro de ellos se colocan en el hombro y son los que controlan los tres GDL del hombro, y los otros dos se colocan entre el brazo y el antebrazo con el objetivo de controlar la flexión y extensión del codo. La decisión de usar cables se basa en la capacidad de estos de transmitir fuerza en forma de tensión, con lo cual se consigue realizar el movimiento deseado en el brazo. Los cables y los motores van colocados en unos puños diseñados especialmente para el exoesqueleto, tal como se muestra en la figura 2.14 [109].

Inicialmente el dispositivo tenía 4 GDL, según lo explicado anteriormente, pero entre 2010 y 2012 se mejoró ese diseño y se le agregó un quinto GDL y el control de fuerza, que es deseable para la rehabilitación de un paciente. Además, el proyecto fue bautizado como CAREX (por sus siglas en inglés, Cable Driven ARm EXoeskeleton) [107]. En 2015 se le agregaron 2 GDL más y se mejoró el sistema de control [110].

Figura 2.14: Exoesqueleto CAREX. A la izquierda se muestra su diseño y a la derecha, el dispositivo. A: Cadena del hombro. B: Cadena del brazo. C: Cadena del antebrazo. D: Barra de extensión. E: Sensor de orientación. F: Sensor rotacional. G: Células de carga.

CAREX contiene una arquitectura de control de dos lazos: uno dedicado al control de fuerza y otro que controla la tensión en los cables. El objetivo de ambos lazos es conseguir que el paciente realice con su brazo una trayectoria definida anteriormente. Esa trayectoria sirve de referencia al sistema de control y durante la realización de la misma los codificadores y el sensor de orientación le proveen realimentación [106],[109]. Los desarrolladores de CAREX resaltan que el dispositivo es bastante liviano, pues pesa 1.32 Kg, no necesita muchos ajustes al acoplarlo al brazo del paciente, ya que consta de anillos, y no está restringido a los grados de libertad del brazo humano [108].

En la Huazhong University of Science and Technology (HUST) de Wuhan, China crearon en 2010 un sistema de control denominado “accionado por intención” que fue implementado en un exoesqueleto de rehabilitación de brazo de 4 GDL[69]. El reconocimiento de la intención de movimiento de un usuario juega un importante rol en este tipo de dispositivos, ya que permite asistir de mejor manera al paciente para que éste mueva libremente el brazo hacia donde desee, siempre y cuando el movimiento esté dentro del área de trabajo que cubre el exoesqueleto [70]. El dispositivo construido para probar el sistema de control se muestra en la figura 2.15, y el objetivo es conseguir una interfaz humano-robot más comfortable.

Para implementar el sistema de control mencionado, construyeron un sistema conformado por múltiples sensores de fuerza resistivos. Además, cuando el brazo está en reposo se elabora un modelo de fuerzas estáticas. Con el fin de inferir la dirección del movimiento deseado, miden en determinados puntos la fuerza que el usuario realiza y, compensando las fuerzas estáticas, se infiere la dirección de movimiento cuando el dispositivo está en funcionamiento.

El dispositivo tiene 3 GDL en el hombro y 1 en el codo. Partieron del supuesto que la aceleración es cero, debido a que la velocidad de movimiento es baja durante una sesión de rehabilitación, y restringen la aplicación del sistema de control a tres posibles movimientos: flexión o estiramiento de una articulación, movimiento recto y detenerse. Actualmente el sistema de control y el dispositivo siguen en desarrollo [66], y esperan poder probarlo próximamente en pacientes que tengan lesiones o que sufren debilitamiento muscular en el brazo.

Figura 2.15: Dispositivo de rehabilitación de brazo de la HUST, China.

Otro dispositivo de rehabilitación fue presentado en 2011 por la Escuela Superior de Tecnología de Canadá, al que llamaron MARSE-4. Este exoesqueleto tiene 4 GDL: dos en el codo y dos en la muñeca, y el tipo de rehabilitación que ofrece es el activo. Una de sus características a resaltar es que realiza los movimientos a la velocidad natural del brazo, aunque ésta puede modificarse según los requerimientos [143]. En la Fig. 2.16 se muestra parte del dispositivo.

Figura 2.16: Exoesqueleto MARSE.

El dispositivo se compone de motores DC sin escobillas. A cada unión rotacional le han colocado límites mecánicos para restringir los movimientos del brazo y ofrecer seguridad al usuario y el método de control que han usado es un PID. MARSE-4 realiza las trayectorias pre-programadas por el terapeuta y que corresponden a los ejercicios recomendados para el paciente. También cuenta con la opción de tele-operarlo, gracias a un brazo maestro diseñado para ello, el mExoArm [142]. Estas trayectorias pueden incluir los siguientes movimientos: flexión/extensión del codo, pronación/supinación del antebrazo, flexión/extensión de la muñeca y desviación radial/cubital de la muñeca, que corresponden a los 4 GDL con que cuenta.

Posteriormente, modificaron el diseño y el nuevo prototipo pasó a llamarse MARSE-5, que tiene los siguientes 5 GDL: flexión-extensión horizontal y vertical del hombro, rotación interna-externa del hombro, flexión-extensión del codo y pronación-supinación del antebrazo [136]. El material que usaron fue aluminio y también le incorporaron sensores de fuerza que permiten usar el dispositivo en modo interactivo.

En 2014, parte del grupo que desarrolló el L-Exos fundaron una spin-off llamada Wereable Robotics-Kinetek. Desarrollan y producen sistema robóticos portables y exoesqueletos de rehabilitación, asistencia y de aumento de fuerza humana. Kinetek es la división médica de la compañía y hasta el momento tienen en el mercado dos dispositivos: el ALEx y el Track-Hold. Éste último no utiliza ningún sistema de actuación y para compensar la gravedad, se añaden o quitan contrapesos al sistema.

El Arm Lightweight Exoskeleton (ALEx) tiene 6 GDL en total, de los cuales 4 son activos y 2 pasivos. Los activos son: la flexión-extensión, abducción-aducción y rotación interna-externa del hombro, y la flexión-extensión del codo, que están actuados y sensorizados. Los pasivos son la pronación-supinación del antebrazo y la flexión-extensión de la muñeca, que cuentan con sensores. Es capaz de cubrir el 90 % del espacio de trabajo de un brazo humano sano [154]. En la Fig. 2.17a se muestra el dispositivo en su versión unilateral y en la Fig. 2.17b se observa el exoesqueleto para rehabilitación bilateral. Ambos dispositivos están muy cerca de salir al mercado.

Figura 2.17: Exoesqueleto ALEx de Kinetek. a) Versión unilateral. b) Versión bilateral.

Una de las particularidades del exoesqueleto es el mecanismo de rotación del hombro, que fue patentado por la empresa, y que permite alinear el brazo humano con los ejes de las articulaciones [133]. Está equipado con cuatro motores sin escobillas ubicados en la parte de atrás del dispositivo, cuatro codificadores ópticos incrementales localizados en los ejes de los motores y sensores de posición angular absoluta. Para la transmisión de pares usan un sistema de cables desde los motores hacia las articulaciones. El dispositivo está montado sobre una plataforma que le permite deslizarse hacia delante y atrás, para acercar o alejar al paciente de la pantalla.

ALEx tiene tres modos de operación:

1. Pasivo: el paciente mueve el brazo usando el exoesqueleto y éste mide el rango de movimiento en cada una de las articulaciones.
2. Activo: el dispositivo guía el brazo del paciente durante la realización del movimiento.
3. Asistido: el exoesqueleto ayuda al paciente a realizar el movimiento si no detecta ninguna intención en un plazo mayor a tres segundos.

En todas las modalidades hay compensación de gravedad de las articulaciones del robot, de la fricción de la transmisión y de las inercia de las partes móviles (compensación de masas

e inercias de los eslabones y motores). Todo lo anterior lo lleva a cabo el sistema de control del exoesqueleto, que también permite el control del par y movimiento en las articulaciones (hombro y codo).

A pesar del gran número de exoesqueletos de miembro superior que se han desarrollado en los últimos años, pocos han logrado ser transferidos a la industria y obtener las certificaciones que permitan su comercialización y uso en la práctica clínica. El principal ejemplo es el exoesqueleto ARMin, que desde 2011 es comercializado por la empresa suiza Hocoma bajo el nombre de Armeo®Power. Si bien el dispositivo ALEx de Kinetek ha alcanzado la etapa final de desarrollo, aún no sale al mercado.

La complejidad asociada al desarrollo de este tipo de dispositivos es bastante alta, debido a que deben tomarse en cuenta muchas consideraciones por la estrecha interacción que tienen los exoesqueletos con los usuarios. El diseño mecánico debe contemplar los rangos de movimiento apropiados, la seguridad de los usuarios, la ergonomía y comodidad de uso, las inercias y la adaptabilidad a distintos pacientes. Otros retos a superar son las transmisiones eficientes, actuadores de alto rendimiento y algoritmos de control efectivos [54].

2.3. Sistemas de control de exoesqueletos de rehabilitación

Dado que en este trabajo se aborda el desarrollo del sistema de control del exoesqueleto ORTE, es importante conocer las estrategias que se han adoptado en los dispositivos presentados en la sección anterior. Si bien en la Tabla 2.1 se presentó el tipo de control empleado en los dispositivos que allí aparecen, en esta sección se aborda a detalle cada una de las estrategias encontradas.

Los criterios de búsqueda utilizados son similares a los mencionados en la sección anterior, siendo éstos que las bases de datos usadas han sido Science Direct, Scopus, IEEE Xplore y PubMed, y que las combinaciones de palabras claves han sido upper limb exoskeleton, upper limb rehabilitation, rehabilitation robotics, therapy assisted, system control y shoulder. Para acotar la búsqueda, se tomaron en cuenta las siguientes condiciones: el dispositivo debe tener un mínimo de 3 GDL y debe existir control sobre al menos dos articulaciones entre el hombro, el codo y la muñeca.

En general, los esquemas de control pueden clasificarse en tres categorías [8],[134], tal como se presenta en la Fig. 2.18:

1. Modo asistido: el dispositivo soporta el peso del miembro superior y provee la fuerza para completar el movimiento. Si el paciente no es capaz de producir suficiente fuerza, la tarea puede ser realizada dependiendo del nivel de asistencia seleccionado.
2. Modo correctivo: el robot sólo actúa cuando el paciente no está haciendo el movimiento de manera correcta, forzando al miembro superior a seguir la trayectoria deseada.
3. Modo resistivo: el robot se opone al movimiento para aumentar la complejidad de la tarea y entrenar al paciente para corregir sus movimientos y adaptarlos a perturbaciones externas.

A continuación, se presentan algunos casos para cada estrategia de control y se describen las características más relevantes:

Figura 2.18: Estrategias globales de sistemas de control para exoesqueletos.

Modo asistido

En este modo, una de las estrategias más usadas de control a lazo cerrado es el uso de un PID (proportional-integral-derivative), que normalmente se implementa para regular la posición o la fuerza y que tiene como referencia una trayectoria dada. El control puede ser aplicado en cada articulación o a nivel de efector final, y en la rehabilitación, esta técnica *pasiva* es ampliamente usada en las etapas iniciales de la terapia, en las que el brazo afectado tiene una respuesta limitada [134]. Ejemplo de este tipo de control se puede encontrar en el exoesqueleto ExoRob [145], en el ARMin [121], en el L-Exos [173] y en [21],[49].

Otros enfoques más complejos han sido desarrollados para mejorar el desempeño del dispositivo durante la movilización pasiva del brazo. En [4], [5] y [144] los autores hacen uso de un PID unido a un control deslizante, implementando así un control no lineal que minimiza el error. En [95], una técnica de lógica difusa es implementada con el fin de que el sistema pueda lidiar con las incertidumbres y perturbaciones del entorno. Los aproximadores adaptativos difusos estiman las incertidumbres dinámicas del sistema humano-máquina y junto con el ILC, compensan cualquier perturbación que pueda ocurrir en el tiempo. Esta misma técnica fue adoptada en el RUPERT IV [176].

Existen otros grupos de investigación que han optado por un control “asistivo cuando se necesita” [178]. En este caso, se permite al paciente que controle activamente el movimiento gracias al uso de índices de desempeño. En lugar de usar sistemas de control rígidos con realimentación y altas ganancias, los controladores de estos exoesqueletos presentan una impedancia flexible y realizan un control por admitancia con ganancia reducida. El uso de este tipo de controladores permite un buen cumplimiento de la trayectoria, dándole al paciente la sensación de un movimiento más suave o parecido al humano.

El control por impedancia usa un modelo de referencia, haciendo realimentación de posición, al igual que el control por admitancia, que además tiene realimentación de fuerza. El control por impedancia es eficiente para aquellos exoesqueletos livianos y que presentan cierta flexibilidad en sus engranajes. Para aquellos dispositivos que tienen escasa flexibilidad en los engranajes, el control por admitancia es más adecuado, porque se pueden medir las fuerzas originadas por la interacción del brazo humano con el exoesqueleto, considerando así los efectos dinámicos y de inercia. Dado que ambas estrategias son más simples de implementar que otras, se han convertido en las más populares como algoritmo de control de exoesqueletos de rehabilitación, pudiendo encontrarse varios ejemplos de uso en [21], [39], [61], [89], [164] y [169].

Para los pacientes que presentan cuadros más complicados como la paraplejia o tetraplejia, se han abordado estrategias de control que usan una interfaz cerebro-máquina (BCI, por sus siglas en inglés). En estos esquemas, se cuenta con una selección de objetivos o metas que el paciente debe ir cumpliendo y con ayuda de un gorro o casco que mide señales de electroencefalografía (EEG) y/o de dispositivos que detectan el movimiento ocular, se van activando diferentes trayectorias [156]. En [42] se utiliza un sistema que detecta el movimiento ocular en conjunto con una cámara Kinect y ambos ayudan a obtener la posición de referencia que se desea alcanzar. Además, un módulo BCI estima la intención de movimiento del paciente, modulando la trayectoria, la aceleración y velocidad gracias a una serie de valores predefinidos. A continuación, un control tipo PD con compensación lleva a cabo el movimiento del exoesqueleto junto con el brazo del paciente.

Modo correctivo

Como se explicó anteriormente, en este modo el exoesqueleto actúa cuando el paciente no está haciendo el movimiento de manera correcta, forzando al miembro superior a seguir la trayectoria deseada. Para ello, existen dos estrategias claramente diferenciadas: control de coordinación y por túnel. En la primera de ellas, el objetivo de la ley de control es regular la coordinación de las sinergias [9] que se presentan durante el movimiento. Intentar coordinar las posiciones o velocidades entre las articulaciones es una manera de resolver la dependencia que tienen las trayectorias con el factor tiempo. Por ejemplo, en [13] se presenta un algoritmo de entrenamiento que es independiente del tiempo y que por medio de paredes virtuales mantiene al sujeto cerca de la trayectoria ideal, actuando simultáneamente en todas las articulaciones por medio de controladores PD de posición. La estrategia provee asistencia y corrección de movimientos erróneos durante la realización del ejercicio, en particular en el hombro y en el codo.

Otro trabajos [59], [149] presentan el desarrollo de una estrategia de control basada en la corrección del par de flexión involuntario que muchas veces ocurre en el codo cuando se realiza la abducción del hombro. Durante la sesión de evaluación con el robot, se midió el par involuntario realizado por el paciente y a continuación se calcula un par opuesto que es aplicado durante la terapia.

Respecto a la estrategia de control correctivo por túnel, éste consiste en crear canales virtuales para el efector final o las articulaciones del exoesqueleto, en los que el paciente se mueve. Cuando éste se sale de esos canales, el control entra en acción y lo devuelve. Para prevenir que el paciente se quede estancado durante la realización de un movimiento, se agrega una fuerza de soporte que va en la misma dirección que el canal. Las estrategias de túnel pueden ser vistas como un control por impedancia, con una fuerza de soporte que actúa como un término de asistencia y otra que es correctiva, que es la que devuelve al paciente al centro del canal [134].

En el ARMin III[60], el canal actúa directamente sobre la posición del efector final y la fuerza de soporte se adapta a la velocidad promedio deseada. El sistema también tiene como entradas elementos de gravedad y de fricción compensatorios. La trayectoria de referencia está dividida en sub-trayectorias y un algoritmo generador de trayectorias actualiza la dirección del túnel cada vez que el paciente consigue un objetivo. Una estrategia similar fue adoptada en el CAREX [110], en el que se cuenta con un dispositivo que se mueve por medio de cables y motores, un controlador de túnel en la capa superior del sistema de control y otro de bajo nivel

tipo PI con pre-alimentación [107]. Otro ejemplo de control por túnel, que además integra un PI y control deslizante, es el que aparece en [185].

Modo resistivo

En los dispositivos de efector final, hay ejemplos que utilizan el modo resistivo [177], pero no se encontró ningún caso implementado en un exoesqueleto. Esto puede deberse a que en el estado actual del desarrollo de estos mecanismos, los esfuerzos se han enfocado en apoyar la etapa temprana y media de la rehabilitación, y a que en muy contados casos los pacientes crónicos pueden recuperar lo suficiente sus habilidades motoras como para llegar a ese punto o etapa de la terapia [134].

Trayectorias de referencia

Se usan diferentes métodos para la obtención de las trayectorias de referencia. Para las estrategias de control pasivas, las referencias pueden ser creadas por los fisioterapeutas, usando para ello el propio exoesqueleto. En ese caso, se le pide al paciente que se coloque el exoesqueleto y con ayuda del especialista, se van realizando los movimientos deseados mientras se graba la trayectoria. Los límites de la trayectoria serán definidos por el propio paciente y su capacidad de movimiento en el brazo. El dispositivo está en modo “grabación de trayectoria” y generalmente, se le permite al especialista que defina el número de veces que se repetirá la trayectoria grabada y la velocidad a la que se realizará. El exoesqueleto se encuentra en una configuración transparente, en el sentido que existe compensación de gravedad y de la dinámica del robot, haciendo que su peso sea imperceptible para el paciente.

Una vez que se ha grabado la trayectoria, el dispositivo está listo para reproducirla con ayuda del controlador. Este tipo de control es presentado en [89] y en el ARMin II, para el que dicho método fue probado en cuatro pacientes con ictus crónico durante 8 semanas de entrenamiento [164]. Los resultados reportados eran positivos, pero debe tomarse en cuenta que no se realizó ninguna comparación con un grupo control que recibiese terapia tradicional. Otra opción es la presentada en [132], en la que un sujeto sano usa el exoesqueleto para grabar una trayectoria de referencia.

En lugar de usar señales externa o trayectorias “sanas” como referencia, algunos grupos de investigación han optado por detectar la intención de movimiento del paciente, midiendo la actividad muscular a través de sensores de electromiografía de superficie (sEMG). El exoesqueleto puede dar una asistencia efectiva al paciente gracias a las señales de EMG obtenidas en tiempo real, pero no es nada sencillo realizar una estimación precisa del movimiento que desea hacer el paciente. Las principales razones para esto son: obtener las mismas señales de EMG para un movimiento determinado es bastante difícil aún cuando sea la misma persona la que repite dicho movimiento; el nivel de actividad de cada músculo y la forma en que se usa cada uno para un determinado movimiento son ligeramente diferente entre las personas; una predicción en tiempo real es complicada de hacer debido a que generalmente hay muchos músculos involucrados en el movimiento de la articulación; el rol de cada músculo varía según el ángulo o postura; el nivel de actividad de algunos músculos puede verse afectada por el movimiento de otra articulación; y el efecto de los músculos antagonistas debe ser tomado en cuenta [82].

Algunos exoesqueletos que usan sEMG como parte del sistema de control son el NEUROExos [93], el SUEFUL-7 [98], el MARSE [137] y el dispositivo desarrollado en la Hanyang University de Seúl, Corea[105]. En algunos casos, las señales de EMG son utilizadas para estimar y predecir los pares resultantes en la articulación. Usando dicha predicción, se calcula una trayectoria de referencia que entra a un sistema de control tipo PD con compensación de gravedad y fricción [134].

Otra estrategia para definir las trayectorias de referencia es determinar funciones de costo y usar algoritmos de optimización, para conseguir movimientos más suaves, como se presenta en [156], [178] y en el RUPERT IV [176].

Los sistemas de control, junto a los aspectos mecánicos, son elementos cruciales para el buen funcionamiento de los exoesqueletos de rehabilitación. Los retos a superar son variados, como la selección de trayectorias de referencia adecuadas para cada paciente y dispositivo, el tomar en cuenta las sinergias que se derivan de la lesión del paciente, así como de la interacción de éste con la máquina, las limitaciones propias del hardware y la necesidad de llevar a cabo ensayos clínicos que puedan demostrar la eficiencia del exoesqueleto y del sistema de control.

Capítulo 3

DESCRIPCIÓN BIOMECÁNICA DEL MIEMBRO SUPERIOR

El conocimiento de la biomecánica del miembro superior y las repercusiones que tiene una lesión sobre éste, son esenciales para un adecuado y correcto diseño de un dispositivo robótico de rehabilitación. Por un lado, el estudio de los movimientos relacionados al miembro superior, aporta los datos necesarios para la ingeniería de requerimientos de la máquina, como lo son los rangos y velocidades de movimiento, y permite definir el uso que se le daría al dispositivo para cada patología. Por otro lado, dicho estudio permite que se puedan establecer las condiciones de seguridad redundantes que el dispositivo debe tener, no sólo a nivel de software, sino también de hardware. Dichas condiciones están relacionadas a los límites de movimiento del miembro superior y a la lesión del paciente.

En el presente capítulo se estudia y describe la biomecánica del miembro superior, centrándose en los aspectos relacionados a distintos trastornos como el ictus o la lesión del plexo braquial superior (LPBS), para lo cual se presentan los huesos y músculos afectados. Además, se exponen las características principales que presenta el tejido muscular, así como sus propiedades mecánicas.

La información analizada en este capítulo permitirá realizar un adecuado modelo músculo-esquelético de la región de interés, que corresponde al hombro y brazo humano. En muchas de las lesiones a nivel nervioso del miembro superior se dice que hay “hombro malo-mano buena”, ya que el paciente tiene una relativa capacidad de movimiento de la mano, pero no del hombro. A pesar que no existen dos lesiones iguales, se presentan elementos en común que permiten proponer un modelo músculo-esquelético general, el cual será presentado en el capítulo 4.

3.1. Sistema óseo del hombro

Las extremidades superiores se han especializado para realizar las funciones de prensión y manipulación de los objetos. La evolución ha dado como resultado que sean miembros extremadamente móviles, que a la vez no han perdido la estabilidad necesaria para mantener la fuerza y precisión adquiridas [186]. Debe resaltarse el hombro, ya que es un sistema extremadamente sofisticado e interrelacionado que puede producir infinitos y complejos movimientos en el espacio [129].

El hombro es la articulación proximal de las extremidades superiores, y es la más móvil de todas que las que posee el cuerpo humano. Está conformado por cinco articulaciones a las que

se les conoce como *complejo articular del hombro*. De acuerdo con Kapandji [77], el complejo articular del hombro se divide en dos grupos y en la Fig. 3.1 se presenta un esquema [125] de éste:

1. Articulación glenohumeral y articulación subdeltoidea (ésta última no se reconoce como una articulación desde el punto de vista anatómico, pero sí desde el punto de vista fisiológico, ya que se compone de dos superficies que deslizan entre sí y está mecánicamente unida a la articulación glenohumeral).
2. Articulación escapulotorácica, articulación acromioclavicular y articulación esternoclavicular.

Figura 3.1: Complejo articular del hombro .

Se define también el término *cintura escapular*, que está conformada por el omóplato y la clavícula. El omóplato suele recibir el nombre de *escápula* en la anatomía descriptiva. Aunque los movimientos de la articulación del hombro acompañan a casi todos los que puede realizar la cintura escapular, no forma parte de ésta. La escápula está hundida en los músculos de la caja torácica, mientras que la clavícula se interpone entre el omóplato y el tórax, y proporciona un apoyo que estabiliza y rodea la cintura escapular durante los movimientos de aducción. La clavícula se articula con el tórax en la articulación esternoclavicular y con el omóplato en la articulación acromioclavicular, como se puede observar en la Fig. 3.2. También el húmero se une con la escápula en la articulación del hombro (glenohumeral). La suma de la movilidad de estas tres articulaciones individuales, aunque independientes, es la que confiere a los brazos libertad de movimiento [129]. La clavícula se mueve respecto al esternón, la escápula se mueve respecto a la clavícula y el húmero respecto a la escápula. Así mismo, la escápula se mueve respecto a la pared torácica. Aunque todos los movimientos de la extremidad superior del hombro humano están correlacionados, éstos son independientes.

En las Fig. 3.21 y 3.22 se muestra la vista anterior y posterior, respectivamente, del brazo y se incluyen sus partes óseas y las inserciones musculares que posee. Dichas figuras servirán de

Figura 3.2: Relación de la cintura escapular con el tórax.

referencia para la descripción que se realiza a continuación del complejo articular del hombro, así como para las siguientes secciones de éste capítulo. El sistema óseo y articulaciones que conforman el hombro humano son [129]:

- **Escápula:** es un hueso triangular y plano situado en la cara posterolateral del tórax que brinda estabilización a la articulación del hombro. Suspendida en los músculos, la escápula se mantiene en una posición lateral mediante el puntal de la clavícula, aunque no deja de tener gran movilidad respecto del tórax. En la parte inferior y superior de la cavidad glenoidea se encuentra el origen de la cabeza larga del bíceps braquial y tríceps braquial, que permiten el movimiento adecuado del hombro.
- **Clavícula:** es un hueso subcutáneo que se extiende horizontalmente desde el esternón hasta el acromion y hace que el brazo se mantenga apartado del tronco. La escápula y la clavícula forman juntas la cintura escapular, que transmite el peso de las extremidades superiores al esqueleto axial y las dota de gran amplitud de movimiento. Los dos tercios de la clavícula son convexos hacia adelante y muestran un aspecto triangular en la sección transversal. La clavícula puede moverse hacia arriba o abajo en movimientos referidos a elevación y depresión, respectivamente. También puede moverse anterior y posteriormente, a través de los movimientos de anteposición y retroposición (o protracción y retracción), respectivamente. Estos movimientos ocurren entre el esternón y los meniscos en la misma unión esternoclavicular. Finalmente, la clavícula puede rotar anteriormente a lo largo de su eje longitudinal. En la Fig. 3.3 se muestran las inserciones musculares de la clavícula [124].
- **Cintura escapular:** está compuesta por la clavícula y la escápula, pero es esta última la base de los tres tipos de movimientos que puede presentar la cintura escapular: movimientos laterales, verticales y de rotación denominados de campanilla [77]. Los movimientos de la cintura escapular sirven para aumentar la amplitud de movimiento de la articulación del hombro y en todos ellos mantiene al hombro apartado del tronco, asegurando una mayor libertad de movimiento a la extremidad superior.
- **Articulación esternoclavicular:** aporta el único punto de unión ósea entre la cintura escapular y la extremidad superior, y el tronco. Los movimientos de la clavícula y de la unión esternoclavicular ocurren en dos direcciones, dando a tal unión dos grados de libertad. Además, existe un tercer movimiento que es la rotación de la unión esternoclavicular y se lleva a cabo en movimientos como el encogimiento de hombros,

Figura 3.3: Inserciones musculares de la clavícula: a) Cara Superior b) Cara inferior.

elevación de las manos encima de la cabeza y braceo al nadar. En la Fig. 3.4 se muestra a detalle las partes que la componen [124].

- **Articulación acromioclavicular:** el papel que esta articulación desempeña en el movimiento de la cintura escapular se considera mayor que el de la articulación esternoclavicular, sobre todo en el movimiento de flexión-extensión del hombro. Su estabilidad depende de dos ligamentos, que son el conoide y el trapezoide. Todos los movimientos de la articulación acromioclavicular, excepto los de rotación axial, son movimientos deslizantes. La articulación acromioclavicular tiene tres grados de libertad de movimiento en torno a tres ejes: movimiento en un eje vertical, en torno a un eje sagital, y rotación axial [167]. Prácticamente proporciona amplitud de movimiento a la cintura escapular cuando la articulación esternoclavicular ha llegado a su límite. En la Fig. 3.5 se muestran a detalle los huesos, ligamentos y tendones de dicha articulación [124].
- **Articulación escapulotorácica:** no es una articulación típica, conectada hueso a hueso, sino que descansa en dos músculos, el serrato anterior y el subscapular (ver Fig. 3.21), ambos conectados a la escapula y moviéndose cada uno a través de los movimientos de ésta. Existen dos acciones fundamentales para estos músculos: primero, pueden contraerse para estabilizar la región del hombro y segundo, pueden facilitar los movimientos de la extremidad superior posicionando correctamente la unión glenohumeral.

Figura 3.4: Articulación esternoclavicular.

- **Húmero y articulación glenohumeral:** el húmero es el hueso más grande de las extremidades superiores. La articulación glenohumeral se halla entre la cabeza del húmero y la cavidad glenoidea de la escápula (ver Fig. 3.21), y es la unión con mayor libertad de movimiento en el cuerpo humano. Gracias a ella el ser humano puede realizar los movimientos de flexión y extensión, abducción y aducción, rotación medial y lateral del hombro, y circunducción.

3.2. Sistema óseo del codo

El codo es la articulación intermedia del miembro superior, que une mecánicamente el primer segmento (el brazo) al segundo (antebrazo). Anatómicamente es una sola articulación con una cavidad articular que lleva a cabo dos funciones:

1. La flexoextensión: necesita la actuación de la articulación humerocubital y la humerorradial, que se consideran ambas articulaciones en bisagra [125]. El ser humano es capaz de alimentarse gracias a este movimiento.
2. La pronosupinación: es el movimiento de rotación del antebrazo en torno a su eje longitudinal. Requiere a la articulación radiocubital proximal, que se considera una articulación trocoide [125]. Gracias a este movimiento, la mano, como efector final puede situarse en cualquier ángulo para poder coger un objeto.

Los huesos que conforman el antebrazo se muestran en la Fig. 3.6 y se describen a continuación:

- **Cúbito:** es el hueso interno del antebrazo y está localizado con la extremidad voluminosa hacia arriba. También se le conoce como “ulna”.
- **Radio:** es el hueso externo del antebrazo y está situado por fuera del cúbito, en la parte lateral del antebrazo. Junto al cúbito, son el soporte óseo del antebrazo.

Figura 3.5: Articulación acromioclavicular

3.3. Sistema muscular

El sistema muscular se encarga principalmente de producir el movimiento de órganos y segmentos óseos del cuerpo. El movimiento estable, armonioso y sincronizado que se puede realizar con los 650 músculos de los que está compuesto el cuerpo humano, ocurre cuando todos ellos actúan de forma coordinada y controlados por el sistema nervioso central. Dicho movimiento está muy ligado a la microestructura muscular, que es en donde se genera la contracción que produce el movimiento del cuerpo [147].

A continuación se describen las características más importantes del tejido muscular, como lo es su estructura y composición, y posteriormente se describirán sus propiedades.

3.3.1. Características del tejido muscular

Estructura del músculo

La unidad estructural del músculo esquelético es la fibra muscular, una célula cilíndrica alargada que presenta cientos de núcleos. El espesor de las fibras musculares oscila entre los 10 a 100 μm y en su longitud entre 1 a 30cm. Una fibra muscular se compone de muchas miofibrillas que están recubiertas por una delicada membrana plasmática llamada sarcolema. La miofibrilla está compuesta por varias sarcómeras que contienen filamentos delgados (actinas), gruesos (miosina), elásticos (titina), e inelásticos (nebulina). La actina y la miosina son la parte contráctil de las miofibrillas, y éstas últimas son la unidad básica de la contracción.

Cada fibra está recubierta por un tejido conectivo distendido o laxo llamado endomisio. Las fibras se organizan en grupos de varios tamaños, que están revestidas por un tejido conectivo

Figura 3.6: Partes que conforman el codo humano.

denso conocido como perimio. El músculo está envuelto por una fascia de tejido conectivo fibroso llamado epimio. En la Fig. 3.7 se presenta un esquema de la estructura organizativa de los músculos [147].

Cada extremo de un músculo se inserta al hueso por tendones, que no tienen propiedades contráctiles activas. Los músculos forman el componente contráctil y los tendones el componente elástico en serie. Las fibras de colágeno en el perimio y el epimio son continuas con las de los tendones y juntas actúan como una armazón estructural para la inserción de huesos y fibras musculares. El perimio, endomio, epimio, y el sarcolema actúan como componentes elásticos paralelos. Las fuerzas producidas por las contracciones musculares se transmiten al hueso a través de estos tejidos conectivos y de los tendones [125].

Figura 3.7: Estructura organizativa del músculo .

Los parámetros más usuales que definen la estructura muscular son [147]:

- **Longitud del músculo (L_m):** se define como la distancia desde el origen de la fibra más proximal hasta la inserción de la fibra más distal.
- **Longitud de la fibra (L_f):** medida realizada por microdissección de fibras individuales. También se le conoce como longitud del fascículo.
- **Ángulo de penación (θ):** dirección de las fibras musculares con respecto al eje de generación de fuerza.
- **Longitud del sárcomero (L_s):** distancia entre dos discos adyacentes (líneas azules del sárcomero de la Fig. 3.7).
- **Área fisiológica de la sección transversal (AFST):** se define como el área donde pasan perpendicularmente las fibras musculares. En inglés se conoce como PCSA (Physiological cross-sectional areas) y se calcula de acuerdo a la ecuación:

$$AFST = \frac{\text{masa del músculo} * \cos\theta}{\text{densidad} * L_f} \quad (3.1)$$

En la Fig. 3.8 se presentan dos esquemas en los que es posible observar los parámetros mencionados anteriormente [147].

Figura 3.8: a) Diferentes longitudes en el músculo. b) Esquema del ASTF para dos tipos de músculo.

Unidad motora

La unidad funcional de los músculos del esqueleto se denomina *unidad motora* e incluye una única neurona y todas las fibras musculares inervadas en ella. Esta unidad es la parte más pequeña del músculo que puede contraerse independientemente. Cuando son estimuladas, todas las fibras musculares en ella responden como una sola unidad y si se contraen de forma máxima o no lo hacen, se dice que muestran una respuesta “todo o nada”.

El número de fibras musculares que forman una unidad motora está muy relacionado con el grado de control requerido del músculos. Así, en músculos pequeños que realizan movimientos muy finos, cada unidad motora podría contener menos de una docena de fibras musculares. Por el contrario, en músculos largos que realizan movimientos gruesos es posible encontrar de 1,000 a 2,000 fibras musculares que componen la unidad motora.

Las fibras de cada unidad motora no están contiguas sino dispersas a lo largo del músculo con fibras de otras unidades. Si se estimula una única unidad motora, una gran porción del músculo se contraerá. Si se estimula unidades motoras adicionales del nervio que inerva el músculo, éste se contraerá con mayor fuerza.

El tejido muscular y el tendón experimentan grandes deformaciones antes cargas fisiológicas normales y su comportamiento no lineal se atribuye al patrón ondulado que presentan sus fibras de colágeno [125].

Unidad músculo-tendón (UMT)

Los tendones y los tejidos conectivos dentro y alrededor del músculo son estructuras viscosas y elásticas que ayudan a determinar las características mecánicas de todo el músculo durante el proceso de contracción y extensión. A finales de la década de los años 60 del siglo pasado, Hill [63] mostró que los tendones representan un componente elástico, tipo muelle, localizados en serie con el componente contráctil (correspondiente a las proteínas contráctiles del músculo, como la miosina), mientras que existe un segundo componente elástico localizado en paralelo al elemento contráctil, formado por el epimisio, perimisio, endomisio y el sarcolema. Este denominado *modelo de Hill* será abordado con más detalle en el capítulo siguiente.

Cuando los componentes elásticos paralelos y en serie se estiran durante la contracción activa o el alargamiento pasivo (que consiste en colocar el músculo en determinada posición y mantenerla con ayuda externa, como un asistente o algún aparato), se produce la tensión y se almacena la energía. Cuando se retraen con la relajación muscular, esta energía se libera.

Los componentes elásticos del músculos son importantes debido a los siguientes motivos [125]:

1. Tienden a mantener al músculo en buena disposición para realizar la contracción y aseguran que la tensión muscular sea producida y transmitida suavemente durante su realización.
2. Aseguran que los elementos contráctiles vuelvan a sus posiciones originales de reposo cuando termina la contracción.
3. Pueden ayudar a prevenir el sobre-estiramiento pasivo de los elementos contráctiles cuando estos están relajados, reduciendo así el riesgo de lesión muscular.
4. La propiedad viscosa de los componentes elásticos en serie y en paralelo les permite absorber la energía proporcional a la tasa de aplicación de fuerza y disipar la energía de manera dependiente al tiempo.

3.3.2. Propiedades del tejido muscular

Las propiedades mecánicas de los músculos y tendones se ven muy influenciadas por la edad, temperatura, contenido de humedad, PH y otros aspectos. Sin embargo, algunos estudios

han producido resultados que permiten generalizar las propiedades y respuesta mecánica de éstos [44, 68]. Otra herramienta importante ha sido la electromiografía, que ha proporcionado un mecanismo para evaluar y comparar los efectos neuronales sobre el músculo y la respuesta contráctil de éste [125]. A continuación se describen las propiedades más relevantes que poseen los músculos:

Frecuencia de contracción

Los tiempos de contracción y de relajación varían entre los músculos y dependen de la estructura de la fibra muscular. Algunas fibras musculares se contraen con una velocidad de 10 ms, otras pueden tardar 100 ms o incluso más tiempo. Un impulso eléctrico aplicado a la neurona de la unidad motora sólo dura aproximadamente 1 o 2 ms. Ese lapso de tiempo representa una fracción pequeña del requerido para que ocurra la contracción muscular, incluso en los músculos que se contraen rápidamente. Por ello, es posible que una serie de impulsos eléctricos se hayan enviado antes que la primera contracción se complete [125].

El músculo puede ser activado voluntariamente por medio de la señal neuronal o de manera artificial por medio de un electrodo que se coloca sobre el nervio o sobre la fibra muscular. Si se hace de forma artificial, se tiene la ventaja de conocer las características de la señal de entrada al sistema, por lo que será posible conocer la intensidad, el voltaje, la frecuencia y el tiempo del estímulo [147].

La frecuencia de estimulación es variable y se modula por unidades motoras individuales. Cuanto mayor es la frecuencia de estimulación de las fibras musculares, mayor es la tensión o fuerza producida en el músculo como una unidad [147], como puede verse en la Fig. 3.9. Sin embargo, al alcanzar la frecuencia máxima, la tensión muscular no aumentará más [125].

Figura 3.9: Respuesta del músculo a estímulos a diferentes frecuencias: 4, 10, 20 y 30 Hz.

Momento o par muscular

Durante la contracción, la fuerza ejercida por un músculo contrayéndose sobre las palancas óseas a las cuales se inserta se conoce como la tensión muscular. A la fuerza externa ejercida sobre el músculo se conoce como resistencia o carga. Cuando los músculos ejercen su fuerza, se genera un momento o par sobre la articulación implicada, ya que la línea de aplicación de

la fuerza muscular normalmente se encuentra a una distancia del centro del movimiento de la articulación. El momento entonces se calcula como el producto de la fuerza muscular y la distancia perpendicular entre su punto de aplicación y el centro de movimiento.

Las contracciones musculares y el trabajo muscular resultante puede clasificarse de acuerdo con la relación entre la tensión muscular y la resistencia a ser vencida o el momento del músculo generado y la resistencia a ser vencida [125].

Fuerza muscular

La fuerza total que un músculo puede producir está influenciada por: las relaciones de fuerza-longitud, fuerza-velocidad y fuerza-tiempo del músculo, y la arquitectura muscular esquelética. Otros factores que influyen en la producción de fuerza son la temperatura y fatiga del músculo, y el pre-estiramiento.

Efecto de la temperatura

El aumento en la temperatura del músculo causa un incremento en la velocidad de conducción a través del sarcolema, lo que lleva a que se produzca una mayor fuerza muscular. Aumentar la temperatura muscular de 6° a 34° da como resultado un incremento prácticamente lineal de la tasa tensión/rigidez. Además, se incrementa también la eficiencia de la contracción muscular y la extensibilidad de la UMT [125].

La temperatura muscular se incrementa debido a dos mecanismos:

1. La producción del calor debida a la liberación de energía de la contracción y por la fricción a medida de los componentes contráctiles deslizan unos sobre otros.
2. El incremento en el flujo sanguíneo cuando se “calientan” los músculos antes de realizar ejercicio.

Efecto de la fatiga

La capacidad de un músculo para contraerse y relajarse depende de la disponibilidad del ATP (trifosfato de adenosina). Si un músculo tiene un adecuado aporte de oxígeno y nutrientes que pueden romperse para proporcionar ATP, puede entonces mantener una adecuada respuesta de contracción de baja frecuencia por un largo lapso de tiempo. Si la frecuencia de estimulación se incrementa y supera la tasa de reposición de ATP, las respuestas de contracción comenzarán a producirse de forma más débil cada vez hasta caer a cero. Esta caída en la tensión que sigue a una estimulación prolongada es lo que se conoce como *fatiga muscular*.

3.3.3. Músculos del miembro superior

A continuación se describe la función que llevan a cabo los principales músculos del miembro superior y se presenta su localización [72], [125]:

- **Bíceps braquial:** se encuentra sobre el húmero y como puede observarse en la Fig. 3.10 está compuesto por dos partes o cabezas, una larga y otra corta . La cabeza larga actúa como depresor de la cabeza humeral, lo que le brinda estabilidad a la unión glenohumeral. Sus funciones son la flexión y supinación del antebrazo y la elevación del húmero.

Músculo
pectoral
mayor

- **Braquial:** es un músculo que pertenece a la capa profunda muscular. Se encuentra detrás del bíceps braquial y su punto de inserción es el tercio inferior del húmero [168], como puede verse en la Fig. 3.11¹. Su función es ayudar en la flexión del codo en cualquier posición que adopte. Dado que es un músculo grueso, es capaz de generar mucha fuerza. Permite llevar a cabo movimiento rápidos en el codo.
- **Braquiorradial:** se origina en el tercio inferior del húmero y se inserta en el radio. Anteriormente se le conocía como *supinador largo*, pero dado que no cumple ninguna función en la supinación, se ha dejado de llamarle así. Su función es la flexión del brazo sobre el antebrazo y ayuda en la estabilización de la articulación del codo. En la Fig. 3.12¹ se presenta su ubicación [168].
- **Coracobraquial:** es un músculo largo capacitado para movimientos rápidos. Su función es elevar el brazo y es uno de los músculos depresores del hombro. Otorga equilibrio al miembro superior. En la Fig. 3.13¹ se presenta su punto de origen en la escápula y su punto de inserción en el húmero [168].
- **Deltoides:** forma parte de la capa más externa de los músculos del hombro y cubre en gran parte la unión glenohumeral y es de forma triangular, como puede verse en la Fig. 3.14. Cada porción del deltoides se activa de forma diferente durante actividades específicas. Se origina a partir del tercio lateral de la clavícula, el acromión y la espina escapular, y se inserta sobre la cara anterolateral del húmero, como puede observarse en las Fig. 3.3, 3.21 y 3.22 [124]. Se encarga de la abducción del brazo (es decir, de elevarlo). La parte

41

Figura 3.11: Músculo braquial (imagen reproducida con permiso).

Figura 3.12: Músculo braquiorradial (imagen reproducida con permiso).

anterior actúa como un fuerte flexor y rotador interno del húmero, la parte media como un abductor y la posterior como un extensor y rotador externo.

- **Dorsal ancho:** es un músculo muy largo y ancho, que tiene su origen en las apófisis espinosas de las seis vértebras torácicas inferiores y en todas las lumbares y sacras (T7 a S5). Gira sobre sí mismo para insertarse en el húmero, debajo de la articulación escapulohumeral. Su función es ayudar al torso a mantener una postura firme, y en el brazo es uno de los músculos involucrados en la abducción, extensión y rotación interna. Retrae el brazo hacia el cuerpo. En la Fig. 3.14 puede observarse su ubicación.
- **Elevador de la escápula:** pertenece a la capa profunda de los músculos del hombro. Su origen está en las primeras cuatro vértebras cervicales (C1 a C4), y su inserción se ubica en la porción superior de la espina escapular, como puede verse en la Fig. 3.14. Es elevador y aductor de la escápula, y ayuda a flexionar lateralmente el cuello.
- **Infraespinoso:** es un músculo superficial, cubierto por una fascia que lo aplasta contra la escápula, a la que cubre parcialmente. Se origina en la cara inferior de la escápula y

Figura 3.13: Músculo coracobraquial (imagen reproducida con permiso).

se inserta sobre el troquiter, que es la cabeza del húmero. Se encarga de la aducción del brazo y de la rotación del húmero hacia el exterior (rotador externo). En la Fig. 3.14 se muestra la ubicación de dicho músculo.

- **Pectoral mayor:** es un músculo resistente y ancho que tiene forma de abanico, como se muestra en la Fig. 3.10. Se distinguen tres porciones: clavicular, external y abdominal. Tiene su origen en la clavícula y en el esternón. La inserción se encuentra en la porción superior del húmero. Las acciones que lleva a cabo tienen como objetivo la defensa y auto-protección. Es un músculo que está involucrado en la flexión, extensión, aducción y rotación interna del brazo.
- **Pronador cuadrado:** músculo muy eficaz que necesita una leve contracción para realizar la pronación. Su origen se halla en la cara anterior del 1/4 inferior del cúbito y la inserción en la cara externa del 1/4 inferior del radio, como se observa en la Fig. 3.15¹. Es el pronador principal del antebrazo, no importando el ángulo de la articulación del codo.
- **Pronador redondo:** tiene dos puntos de origen, localizado uno de ellos al final del húmero y el otro, en el cúbito. En la Fig. 3.16¹ se observa la forma y localización de este músculo [168]. Su función es la pronación del radio sobre el cúbito y ayudar a la flexión del codo [168].
- **Redondo mayor:** su nombre proviene de la forma redondeada que tiene su porción visible. Su origen está en el tercio inferior del borde de la escápula y se inserta en el húmero (Fig. 3.14). Sus funciones son aducir, rotar medialmente y extender el húmero.
- **Redondo menor:** al igual que el infraespinoso, se origina en la cara inferior de la escápula y se inserta en el húmero (Fig. 3.14). Se encarga de la aducción y rotación externa del húmero.
- **Romboides mayor:** su origen está en el borde vertebral de la escápula y el de inserción en las vértebras torácicas, como se observa en la Fig. 3.14. Ayuda a mantener la escápula rígida. Tira de ella hacia la columna vertebral y la baja, provocando su rotación.
- **Romboides menor:** al igual que el romboides mayor su origen está en el borde vertebral de la escápula y el de inserción en las vértebras cervicales C6 y C7 (Fig. 3.14). Fija la escápula a la pared torácica. Eleva y rota en sentido descendente la cavidad glenoidea de la escápula.

Figura 3.14: Vista posterior de los músculos del hombro

- **Serrato anterior:** su nombre se debe a su disposición en forma de bordes de una sierra. Su origen está en los bordes superiores de las 10 primeras costillas y el de inserción, en el borde vertebral de la escápula. Se encarga de la abducción y aducción escapular, así como de su protracción. Puede verse su localización en la Fig. 3.10.
- **Subescapular:** forma parte del manguito de los rotadores y se localiza en la capa muscular más profunda (Fig. 3.17¹). Su origen está en la superficie anterior de la escápula y el de inserción en el tubérculo menor del húmero [168]. Su función es prevenir que la cabeza del húmero se desplace hacia arriba por la acción de los músculos bíceps, deltoides y cabeza larga del tríceps. Rota medialmente el húmero.
- **Supinador:** se encuentra en la capa profunda de los músculos del antebrazo, oculto por los superficiales. Tiene dos cabezas, conocidas como supinador largo y supinador corto. Ambas cabezas tienen como función principal ayudar en la pronación y supinación del antebrazo [168], como puede observarse en la Fig. 3.18¹.
- **Supraespinoso:** es un músculo profundo y no se puede palpar fácilmente, porque está cubierto en buena parte por el músculo trapecio (Fig. 3.14). Forma parte de lo que se denomina *manguito de los rotadores*. El supraespinoso se origina en la escápula y se inserta en la parte proximal del húmero. Forma un par de fuerzas con el deltoides durante la abducción del húmero, que es su función principal.
- **Tríceps:** tiene su origen en tres porciones o cabezas y es el único músculo que se ubica

Figura 3.15: Músculo pronador cuadrado (Imagen reproducida con permiso)

Figura 3.16: Músculo pronador redondo (imagen reproducida con permiso).

en el dorso del brazo. Sus puntos de origen son: en la escápula, cara posterior del 1/3 superior del húmero y borde interno de la cara posterior de los 2/3 inferiores del húmero. Las tres cabezas se insertan en el cúbito por medio de un tendón ancho y plano. En las Fig. 3.10 y 3.14 pueden observarse dichos puntos, así como la forma y localización del músculo. Es grueso y resistente para evitar caídas y proteger la parte más sensible del tronco y cabeza. Su función es ayudar a la extensión del codo.

- **Trapezio:** es un músculo de la capa superficial que ocupa prácticamente el centro de la columna vertebral a ambos lados, desde el cráneo hasta la última vertebra torácica (Fig. 3.14). Su función es elevar el hombro y acerca la escápula a la columna vertebral. Ayuda a prevenir el descenso de la cintura escapular cuando se lleva un peso en el hombro o la mano. También aduce, desciende y rota la escápula.

Figura 3.17: Músculo subescapular (imagen reproducida con permiso)

Figura 3.18: Músculo supinador (imagen reproducida con permiso)

3.3.4. Manguito de los rotadores

Los músculos que abducen y rotan el húmero y que actúan como importantes estabilizadores de la unión glenohumeral son cuatro: el supraespinoso, infraespinoso, subscapular y redondo mayor. En conjunto se les conoce como *manguito de los rotadores* o *manguito rotador* y se encuentran en la capa profunda de la musculatura de esta unión [125]. Su función es ayudar a mantener la cabeza del húmero en contacto con la cavidad glenoidea de la escápula durante los movimientos del hombro [168], así como abducir y rotar el húmero. En la Fig. 3.19 se muestra cómo los tendones de los cuatro músculos del manguito rotador se adhieren a la cabeza del húmero para conseguir que éste rote [175].

3.4. Lesiones del miembro superior

Los trastornos que afectan al miembro superior derivan principalmente de tres causas: el ictus, las lesiones músculo-esqueléticas (LME) y la esclerosis múltiple. Otras dolencias que pueden afectar la movilidad del hombro y brazo son la distrofia muscular, lesión del plexo braquial, tumores cerebrales, trauma craneal, lesiones de la médula espinal, Parkinson, etc.

El ictus está considerado como uno de los grandes retos de los sistemas de salud, ya que cada año se reportan más de 10 millones de casos nuevos en el mundo. Muchos efectos secundarios

Figura 3.19: Vista posterior de los tendones del manguito rotador adheridos al húmero.

están asociados a esta condición y en el 77% de los casos se padece algún tipo de trastorno o debilidad en el miembro superior, lo que quiere decir que aproximadamente 20 millones de personas con ictus requieren sesiones de rehabilitación, y 900,000 de ellas son ciudadanos europeos [35],[90].

Las LME tienen diversos orígenes, pero entre los más prevalentes se encuentran los accidentes (caídas, accidentes laborales o deportivos, automovilísticos, etc.). Son un conjunto de lesiones inflamatorias o degenerativas de músculos, tendones, articulaciones, ligamentos, nervios, etc. y sus localizaciones más frecuentes se observan en cuello, espalda, hombros, codos, muñecas y manos, es decir, en el miembro superior [112].

Las lesiones musculo-esqueléticas corresponden la segunda causa de discapacidad en la población mundial. La primera causa es el ictus, que como ya se mencionó anteriormente, tiene como consecuencia directa la pérdida de movilidad total o parcial de algunas partes del cuerpo. Según datos publicados por la Organización Mundial de la Salud en 2013, mil setecientos millones de personas en todo el mundo (una de cada cuatro) padecen una lesión musculo-esquelética [118] y entre el 20 y 25 % tienen relación directa con el hombro [179].

La esclerosis múltiple afecta a más de 2.3 millones de personas en todo el mundo y se estima que su incidencia anual es de 100,000 nuevos casos [18]. Uno de sus efectos secundarios más recurrentes es la debilidad muscular, debido a que se producen daños en las fibras nerviosas de la médula espinal y del cerebro. Usualmente la debilidad muscular aparece tanto en el miembro superior e inferior del mismo lado del cuerpo y es necesaria la rehabilitación del paciente [74].

Usando como referencia los datos presentados en [18],[36],[74],[90],[112],[118] y [179] se estimó el número de personas a nivel mundial que padecen de una lesión en el miembro superior. Los resultados se muestran en la Tabla 3.1 y se desglosa el porcentaje aproximado de pacientes que requieren rehabilitación por las tres causas comentadas anteriormente, dando un total de 5.29% de la población mundial. Para hacer la estimación, no se tomaron en cuenta otros trastornos que también afectan al miembro superior, como la osteoporosis o la artritis reumatoide, ya que sus prevalencias no son significativas.

Causa	Número de personas (en millones)	Porcentaje de la población mundial
Lesión músculo-esquelética	379.1	5.00
Ictus	20	0.26
Esclerosis múltiple	2.3	0.03
Total	401	5.29

Tabla 3.1: Estimación de la población mundial con lesión en el miembro superior.

3.4.1. Anatomía afectada y repercusiones en el movimiento

El hombro doloroso tiene como característica importante la presencia de dolor y la limitación de la movilidad. Dentro de las lesiones músculo-esqueléticas, una de las causas más frecuentes de dolor en el hombro son las afectaciones de partes blandas tales como los tendones que forman el manguito rotador y la porción larga del bíceps, la cápsula articular y las bolsas sinoviales. De los músculos del manguito rotador, el supraespinoso es el que más frecuentemente se ve afectado [126].

Si bien no hay dos lesiones iguales, de manera frecuente las tres causas mencionadas anteriormente de lesión en el miembro superior, conllevan que la abducción y la rotación del hombro se vean limitadas, así como la flexión y extensión del codo, impidiendo realizar las tareas habituales del día a día, como asearse o vestirse. La evolución de la lesión conlleva a la adaptación de los movimientos de la vida diaria de manera inconsciente, lo que limita aún más la movilidad de la articulación. Para suplir de alguna manera la falta de movilidad, aparecen compensaciones en otras partes del cuerpo, como la espalda, codo o cuello, lo que frecuentemente produce dolores asociados [126].

3.4.2. Lesión del plexo braquial superior

En este trabajo es de especial interés el estudio y análisis de la patología del plexo braquial desde el punto de vista cinemático y dinámico. De manera general, se denomina plexo braquial a un grupo de nervios que se originan desde la región del cuello, transcurren hacia la axila por debajo de la clavícula y se ramifican para dar lugar a la mayoría de los nervios que permiten que el brazo, antebrazo y la mano tengan capacidades motoras y sensitivas [12]. En la Fig.3.20a se muestra la ubicación anatómica de este grupo de nervios [12],[166].

El conocimiento de la anatomía del plexo braquial es importante para poder clasificar las lesiones que pueden producirse, así que de manera específica el plexo braquial se origina en la médula espinal cervical en los niveles C5, C6, C7 y C8 y el nivel torácico T1, como se observa en la Fig.3.20b. Por encima del nivel de la clavícula, las raíces nerviosas constituyen los tres troncos del plexo: el tronco superior originado en las raíces C5 y C6, el tronco medio en la C7 y el tronco inferior en las C8 y T1. La raíz nerviosa T1 también brinda inervación simpática de la cabeza y del cuello [166].

La lesión en el plexo braquial se produce cuando ocurre un estiramiento o un desgarro de las fibras nerviosas y las causas más frecuentes suelen ser: aplicación de fuerza o tracción sobre

Figura 3.20: Plexo braquial. a) Vista general de la ramificación y b) Vista detallada del origen del nervio.

el plexo braquial del feto durante el parto por vía vaginal, caídas sobre el hombro, accidentes deportivos, accidentes automovilísticos, problemas vasculares, entre otras [48].

La lesión se clasifica según la localización (superior, inferior y total) o el tipo de lesión (avulsión y ruptura), centrándose en este trabajo en la superior, dado que es la más frecuente de encontrar. La lesión del plexo braquial superior se asocia con deficiencia funcional del hombro y compromiso variable de la mano y se le suele denominar “mal hombro, buena mano”. Afecta el tronco superior (raíces C5 y C6) y en ocasiones el tronco medio (raíz C7), lo que repercute a nivel muscular en los rotadores externos y los abductores del hombro, los flexores del codo, los supinadores del antebrazo y a menudo los extensores de la muñeca. A esta lesión también se le conoce como la “parálisis de Erb” [166].

El cuadro clínico que presenta esta lesión es que están paralizados los siguientes músculos: deltoides, supraespinoso, infraespinoso, redondo menor, bíceps braquial, braquiorradial, braquial y el supinador (corto y largo) [172]. En muchos casos, se requiere de cirugía para reconstruir el plexo braquial, pudiendo requerir injertos nerviosos. En otros casos, es necesaria la extirpación completa del nervio, sustituyéndolo por un injerto total.

La rehabilitación es sugerida por García *et al.* [46] como preparación a una cirugía y posterior a ella. Lo consideran indispensable en los casos que no requieren intervención quirúrgica. Para todos los casos, indican que debe ser temprana y que el seguimiento al paciente debe realizarse hasta el final de su recuperación. Existen diferentes escalas para medir la funcionalidad del hombro, codo y mano durante la rehabilitación, pero una de las más usadas es la de Mallet [84], que se presenta en el apéndice.

A.F. Ruiz *et al.* [155] revisaron varios estudios que sugieren que los ejercicios repetitivos son útiles para la recuperación funcional del brazo y precisamente los exoesqueletos robóticos pueden proveerle al paciente rutinas repetitivas de movimientos. También pueden ayudar a los pacientes con trastornos motores o debilidad muscular a desarrollar sus actividades diarias.

Figura 3.21: Vista músculo-esquelética anterior del brazo humano.

Figura 3.22: Vista músculo-esquelética posterior del brazo humano.

Capítulo 4

MODELO MÚSCULO-ESQUELÉTICO DEL MIEMBRO SUPERIOR

La importancia de contar con un modelo músculo-esquelético del miembro superior, radica en el estudio y análisis que puede hacerse acerca de las sinergias musculares durante la realización de un movimiento, y su comparación con la movilidad que presenta un paciente patológico. No se requiere la presencia del paciente para llevar a cabo dicho estudio y la información que provee es bastante valiosa desde el punto de vista clínico como ingenieril. Por un lado, ayuda al equipo médico a obtener datos relacionados a los músculos del miembro superior y analizar los efectos que podría tener una terapia de rehabilitación. Desde la perspectiva técnica, aporta datos importantes para la ingeniería de requerimientos de la máquina relacionados a las patologías, así como las condiciones de seguridad a tomar en cuenta.

La mayoría de modelos computacionales que se han propuesto para simular el comportamiento mecánico de los músculos están basados en los modelos matemáticos de Hill [147]. Dichos modelos tienen su base en el fenómeno de la contracción en un músculo completo, deducido por una relación termodinámica que se deriva de las mediciones de fuerza-velocidad del músculo. Algunos modelos buscan identificar la acción de uno o un grupo de músculos sobre el sistema esquelético. Para ello, solamente se requiere considerar los músculos como resortes que unen los puntos de origen e inserción y que se contraen de acuerdo a modelos reológicos generales como el de Fung [44] y el de Hill [63].

En las simulaciones suelen plantearse como incógnitas a ser halladas las propiedades de cada uno de los músculos, las cuales se encuentran gracias a la dinámica inversa y la dinámica multicuerpo, definiendo primero el movimiento a realizar para luego obtener las fuerzas, longitudes y velocidades características de los músculos en estudio. También es posible introducir las propiedades de cada músculo para reproducir un movimiento [147]. Si lo que se pretende es conocer el efecto de los músculos sobre el sistema esquelético para producir movimientos en las articulaciones, entonces será suficiente el uso de modelos unidimensionales como el planteado por Hill [29].

En este capítulo se presenta el modelo músculo-esquelético del miembro superior creado para esta investigación, usando para ello el software Musculoskeletal Modeling Software (MSMS). Inicialmente se presenta el modelo matemático de Hill-Zajac que es usado para representar la acción muscular y se aborda a detalle el proceso de creación del modelo en MSMS. A continuación se describen las etapas de desarrollo del modelo, que están relacionadas con los movimientos típicos de rehabilitación del miembro superior, y la simulación de éstos.

Finalmente, se presenta la adaptación del modelo al caso de un paciente con lesión de plexo braquial superior y las pruebas realizadas con pacientes.

4.1. Modelo matemático de Hill-Zajac

Puede considerarse que el sistema muscular cuenta con una entrada y una salida [147], como se muestra en la Fig. 4.1. El parámetro de entrada corresponde a la señal neuronal, mientras que la fuerza o el desplazamiento actúan como el parámetro de salida. El comportamiento mecánico de un sistema músculo-tendón puede representarse de forma simplificada con un modelo unidimensional, ya que la fuerza y el desplazamiento se producen principalmente en dirección de las fibras musculares.

Figura 4.1: Modelo de activación muscular .

Hill generalizó el modelo muscular definiendo uno que cuenta con tres elementos, que son: un componente elástico en serie a un elemento contráctil, y un elemento elástico en paralelo al elemento contráctil [91], como puede observarse en la Fig. 4.2. Cada uno de los componentes del modelo se asocia con alguna característica del músculo, lo que se explica a continuación:

- Elemento contráctil (EC): representa el proceso de contracción que genera la fuerza activa.
- Elemento elástico en serie (EES): representa la elasticidad interna de la célula muscular.
- Elemento pasivo en paralelo (EPP): mecánicamente se relaciona con la respuesta elástica del tejido muscular, encargado de mantener la estructura del músculo (rigidez) ante cargas pasivas y resistir el alargamiento.

Figura 4.2: Modelo de la fuerza muscular de Hill.

Para completar el modelo de Hill, en 1989 Zajac incorporó la elasticidad del tendón mediante un elemento pasivo en serie (EPS) al conjunto descrito anteriormente [183]. Lo anterior es válido, dado que el músculo se une a los segmentos óseos mediante el tendón. La rigidez que presente el sistema músculo-tendón dependerá de la rigidez y longitud del tendón. En la Fig. 4.3 se presenta el modelo propuesto por Zajac [147].

Figura 4.3: Modelo de la fuerza muscular mejorado por Zajac .

El tejido muscular suele ser estudiado bajo el esquema de la suma de un comportamiento activo y un comportamiento pasivo [44]. La componente de fuerza pasiva corresponde a la resistencia que presenta el tejido ante la deformación y proviene principalmente de tejido conectivo. Por otro lado, la componente de fuerza activa se produce por el deslizamiento de las proteínas que causa la contracción muscular [71].

De la Fig. 4.3 se puede deducir F_{UMT} , que corresponde a la fuerza de la Unidad Músculo-Tendón (descrita en el capítulo anterior). Ésta queda definida de la siguiente manera:

$$F_{UMT} = (F_{EPP} + F_{EC})\cos\theta = (F_{Pasiva} + F_{activa})\cos\theta \quad (4.1)$$

La fuerza producida por F_{EC} se transmite al elemento pasivo en serie y corresponde a la fuerza activa. El elemento pasivo en paralelo ejerce una fuerza independiente F_{EPP} , que corresponde a la fuerza pasiva. La fuerza total en el músculo es la suma de las componentes activa y pasiva y se transmitirá con la misma magnitud a través del tendón para producir el movimiento muscular [147].

Los desplazamientos del elemento contráctil (EC) son independientes de los del elemento elástico en serie (EES). La suma de ambos es igual al desplazamiento del elemento pasivo en paralelo (EPP), que corresponde a la longitud total del músculo L_M . La longitud total de la UMT (L_{MT}) es entonces la suma de la longitud del elemento pasivo en paralelo y el elemento pasivo en serie (EPS) que corresponde al tendón (L_T):

$$L_{MT} = L_T + L_M\cos\theta \quad (4.2)$$

4.1.1. Caracterización de las fuerzas

Para poder llevar a cabo la simulación del comportamiento musculo-esquelético ante diferentes estímulos, es necesario caracterizar las fuerzas que componen a la UMT. Diversos

estudios han caracterizado estas fuerzas [22], [91], [147] y en esta subsección se presentan las ecuaciones que las definen.

La fuerza pasiva (F_{pasiva}) es la resistencia que ofrece el músculo a comprimirse o alargarse, y es el resultado de las propiedades viscosas y elásticas del músculo, y las elásticas del tendón. La ecuación para hallarla queda definida así:

$$F_{pasiva} = f_{pl1} + f_{\alpha} * f_{pl2} \quad (4.3)$$

Esta fuerza pasiva no es más que el resultado de las propiedades visco-elásticas que permiten el estiramiento del músculo y de las propiedades elásticas del filamento grueso de la miosina (ver Fig. 3.8). El estudio y caracterización de esta fuerza han sido abordados por Brown *et. al.* [15],[16], [17].

Existe una longitud óptima, L_0 , a la cual el músculo puede generar una fuerza máxima F_0 , conocida como *fuerza isométrica máxima*. Dicha fuerza está relacionada con el parámetro AFST, descrito en el capítulo anterior y caracterizado por la ecuación 3.1. La fuerza activa entonces se puede expresar mediante una serie de parámetros adimensionales que escalan la magnitud de F_0 [17], [147]. La ecuación para hallar la fuerza activa es la siguiente:

$$F_{activa} = F_0 * f_l * f_{vel} * f_{\alpha} \quad (4.4)$$

donde,

f_l es la relación fuerza-longitud y su valor está dentro del rango $0 \leq f_l \leq 1$

f_{vel} es la relación fuerza-velocidad

f_{α} es la relación fuerza-señal de activación y su valor está dentro del rango $0 \leq f_{\alpha} \leq 1$

Puede observarse que tanto en la ecuación 4.3 como en la 4.4, hay influencia de la relación fuerza-señal de activación y por lo tanto, afecta a la fuerza activa y a la pasiva.

El número de factores que escalan la fuerza isométrica puede ser aumentado dependiendo de la complejidad del modelo numérico que se desea desarrollar. Para fines de este trabajo, las tres relaciones principales que se presentan en la ecuación 4.4 son suficientes y a continuación serán descritas cada una:

Relación fuerza-longitud

La fuerza o tensión que realiza el músculo no es constante, sino que varía a medida que cambia la longitud del mismo [55]. La fuerza máxima F_0 se produce a una longitud determinada y representada por L_{opt} . A medida que el músculo se acorta o se alarga, alejándose de L_{opt} , producirá una fuerza activa menor. La relación fuerza-alargamiento se expresa por la ecuación:

$$f_l = e^{\frac{-(\lambda - \lambda_{opt})^2}{2(1-\beta)^2}} \quad (4.5)$$

donde λ_{opt} es el alargamiento óptimo del músculo, λ es el alargamiento real y β corresponde a la curvatura de la función, que Ramírez *et.al.* [146] plantean que sea del tipo gaussiana.

Relación fuerza-velocidad

Hill [63] relacionó la fuerza y la velocidad de contracción del músculo de acuerdo a las variables termodinámicas internas de éste. Posteriormente, Fung [45] planteó una relación entre la energía que se disipa con la que se produce. La ecuación durante el acortamiento del músculo está dada por:

$$(v + b)(f_{vel} + a) = b(F_0 + a) \quad (4.6)$$

donde v es la velocidad de contracción, f_{vel} es la fuerza del músculo dependiente de la velocidad, F_0 es la fuerza máxima isométrica generada por el músculo y tanto a como b son constantes. La relación entre ambas está dada por:

$$b = a(v_0/F_0) \quad (4.7)$$

donde v_0 es la velocidad máxima cuando F_{vel} es cero.

Durante el alargamiento la fuerza aumenta a medida que lo hace la velocidad hasta un máximo que suele estar entre 1.5 a 1.8 veces la fuerza isométrica máxima F_0 [147], como puede verse en la Fig. 4.4. Además, puede observarse que a mayor carga aplicada al músculo, menor será la velocidad a la que podrá contraerse. De la misma manera, a mayor velocidad de contracción, menor será la fuerza que puede realizar el músculos. Ramírez [147] atribuye lo anterior a que se pierde fuerza en el elemento contráctil del músculo, ya que biológicamente se están activando y desactivando rápidamente los elementos que lo componen.

Figura 4.4: Relación fuerza-velocidad de contracción .

Relación fuerza-señal de activación

Esta relación describe la dependencia de la fuerza activa generada por el músculo y la señal de excitación que recibe (Fig. 4.1), de la cual se habló en el capítulo anterior, y que puede ser

voluntaria o artificial. La relación fuerza-señal de activación depende a su vez de otras dos: la relación de la fuerza con el voltaje de la señal introducida (f_v) y la relación de la fuerza con las características intrínsecas de las fibras en el tiempo (f_t), definidas por la ecuación:

$$f_\alpha = f_v * f_t \quad (4.8)$$

Si el músculo se excita con una señal cuadrada de amplitud y tiempo conocido, el músculo responderá con una fuerza de contracción medible. Conforme el voltaje aumenta, la fuerza también lo hace de manera gradual y no lineal hasta llegar a un punto de saturación donde la fuerza no podrá aumentar más.

Nordin [125] y Ramírez [147] presentan un estudio detallado de las relaciones fuerza-voltaje y fuerza-tiempo y en Brown *et.al.* [17] puede encontrarse un estudio detallado de los efectos de la frecuencia de la señal de activación en las relaciones fuerza-longitud y fuerza-velocidad.

4.2. Desarrollo del modelo

La construcción de un modelo músculo-esquelético en 3D con software especializado requiere que se defina el sistema óseo a implementar, así como el sistema muscular. El modelo se va construyendo paulatinamente, por etapas, ya que en cada una de ellas se requiere la comprobación del funcionamiento correcto por medio de simulaciones. En esta sección se aborda a detalle cada uno de estos aspectos.

4.2.1. Sistema óseo

El primer paso para la creación de un modelo músculo-esquelético del brazo humano consiste en definir el sistema óseo, para lo cual se incluyó el cráneo, el tronco, las costillas, la clavícula, la escápula, el húmero, radio, cúbito y la mano derecha, ya que la cinemática del modelo se ve influenciada por todas las estructuras incorporadas y se pretende reproducir lo más fielmente posible los movimientos que el paciente debe realizar.

El sistema óseo utilizado fue obtenido de uno de los ejemplos que contiene el MSMS y a continuación se procedió a realizar la configuración de los parámetros de cada uno de los elementos, como la masa y longitud de los huesos. Estos corresponden a los datos que describen a un hombre adulto europeo del percentil 50, con una altura de 170 cm y un peso de 75 kilos [151]. En la Fig. 4.5 se presenta el modelo óseo usado en este trabajo.

Respecto a los grados de libertad que posee el modelo, se ha optó por modelar la cintura escapular como un elemento con 5 GDL: 3 grados para la articulación glenohumeral (GH), que correspondería a una unión esférica, y 2 grados para la articulación esternoclavicular (SC), que correspondería a una unión universal. Sobre la base de lo anterior, los elementos utilizados en este trabajo para simular el movimiento del hombro son las articulaciones SC y GH. Los sistemas de coordenadas de cada articulación utilizan la convención Denavit-Hartenberg y se muestran en la Fig. 4.6.

Como se puede ver, cada sistema de referencia está asociado con la cadena cinemática descrita anteriormente: 2 GDL para la articulación SC y 3 GDL para la articulación GH. Además, se han añadido 2 GDL para representar la articulación del codo, correspondiente a flexión/extensión y pronación/supinación del antebrazo. Estos también se presentan en la

Figura 4.5: Modelo esquelético.

Fig.4.6 y corresponden a la articulación del codo (HU). El tipo de unión implementado en esta articulación es pivote/bisagra.

Hay tres desplazamientos con respecto a los ejes modelados: 1) Desplazamiento longitudinal a lo largo del eje x_1 (distancia A en la Fig.4.6). Esto corresponde a la distancia entre la articulación SC y la región articular GH (longitud de la clavícula); 2) Desplazamiento a lo largo del eje z_2 , que representa la distancia entre la articulación GH y la escápula (distancia D en la Fig.4.6); y 3) Desplazamiento a lo largo del eje z_7 , que representa la distancia entre la articulación GH y la HU (distancia B en la Fig.4.6, que corresponde a la longitud del húmero).

A cada articulación se le ha restringido el rango de movimiento de acuerdo a los valores proporcionados por Kapandji [77] y Nordin [125], los cuales se presentan en la Tabla 4.1.

Articulación	Movimiento	Rango [°]
Esternoclavicular	Elevación-depresión	-35 a 0
	Protracción-retracción	15 a -15
Glenohumeral	Abducción-aducción	-90 a 0
	Rotación externa-interna	-40 a 40
	Flexión-extensión	-50 a 90
Codo	Flexión-extensión	0 a 150
	Pronación-supinación	-90 a 85

Tabla 4.1: Rango de movimiento de las articulaciones del modelo.

Figura 4.6: Grados de libertad del modelo músculo-esquelético.

4.2.2. Sistema muscular

La complejidad de desarrollar un sistema músculo-esquelético radica en modelar adecuadamente los músculos y tendones. En MSMS, las estructuras músculo-tendón se modelan en forma de ligas y sus trayectorias quedan determinadas por el punto de origen y de inserción. Después de insertar un músculo en el modelo, MSMS permite configurar de forma detallada las características de la fibra muscular, ya que el usuario puede modificar su composición, la longitud del fascículo y del tendón, la masa, entre otros. Uno de los aspectos críticos a seleccionar es el tipo de reclutamiento muscular que se desea simular. MSMS ofrece tres opciones:

1. Unidades Naturales (Natural Units), que es útil cuando se desea estudiar el comportamiento de los músculos de manera aislada y que modela su comportamiento hasta el nivel más bajo de la fibra.
2. Conjunto Natural (Natural Lumped), que captura el comportamiento de todo el músculo y es más eficiente a nivel computacional.
3. Intramuscular FES que permite simular el comportamiento de los músculos cuando éstos son estimulados eléctricamente por electromiografía intramuscular.

En la Fig. 4.7 se muestra la estructura del modelo muscular que tiene implementado el MSMS. Éste modelo recibe un conjunto de comandos de activación como parámetro de entrada para controlar los músculos. Dichos comandos pueden ser datos grabados previamente por electromiografía o generados mediante la simulación de la técnica FES (Functional Electrical Stimulation). A continuación, el software es capaz de simular el movimiento que realizan los músculos debido a las señales de activación, el cual estará condicionado por la morfología muscular que se haya configurado. Gracias a la interfaz gráfica de MSMS, se mostrará la animación del movimiento en el avatar y se obtendrá la gráfica de fuerza realizada por cada músculo que haya sido activado.

La interacción entre el sistema muscular y la dinámica del modelo es la siguiente: los músculos producen una fuerza de salida que es usada por la dinámica del modelo (óseo y

Figura 4.7: Estructura del modelo muscular usado en MSMS.

muscular) para producir cambios en la cinemática. Estos cambios cinemáticos afectan al modelo del músculo, por ejemplo, cambiando su longitud, que nuevamente vuelven a afectar a la fuerza muscular. Además, existe una fuente de activación neuronal para los músculos, que como se explicó anteriormente, puede provenir de datos grabados o generados por simulación, o bien, producidos por un sistema de control en Simulink.

El modelo muscular que usa el software MSMS es el propuesto por Hill-Zajac. El elemento contráctil y el elemento elástico en serie actúan sobre la masa muscular, que tiene propiedades inerciales que previenen inestabilidades que puedan aparecer en el tejido muscular. En la Fig. 4.8 se presenta el diagrama con las funciones usadas en MSMS para calcular la fuerza de cada músculo, en el que se incluyen los parámetros mencionados anteriormente y que determinan la fuerza que produce cada músculo. Nótese que se ha incluido la masa muscular, pues sobre ésta interactúan los elementos contráctil y el elástico en serie. Este diagrama muestra entonces cómo se implementa en MSMS la teoría del modelo de Hill-Zajac estudiada anteriormente y el esquema corresponde al modelo muscular que aparece dentro de un rectángulo punteado en la Fig. 4.7.

La relación fuerza-señal de activación, que corresponde a la variable Af del diagrama de la Fig. 4.8, tiene dependencia de las características de la señal de activación, como el tiempo de subida y caída (típicamente se usa una señal cuadrada para activar a los músculos) y de las propiedades específicas de la fibra muscular, como el hundimiento y rendimiento de ésta. El otro aspecto del cual depende esta relación es de la función de ponderación W , la cual se usa para escalar Af dependiendo de la cantidad de unidades motoras incluidas en el modelo y que está basada en [163]. Dicha función de ponderación únicamente estará activa si el tipo de reclutamiento muscular seleccionado es Conjunto Natural [27].

Los parámetros que caracterizan las relaciones fuerza-longitud, fuerza velocidad y fuerza-señal de activación están basados en [17]. Para un análisis más detallado de la implementación

Figura 4.8: Esquema de generación de fuerza muscular, implementado en MSMS [27].

del modelo Hill-Zajac en MSMS, véase el apéndice D del Manual de usuario de este software [27].

Wrapping objects u objetos envolventes

Cuando se desarrolla un modelo músculo-esquelético, es necesario el uso de objetos envolventes (wrapping objects) que obligan al músculo a realizar determinada trayectoria desde su punto de origen hacia el de inserción. Dichos objetos también constituyen obstáculos que ayudan a modelar correctamente la forma que debe tener el músculo y que repercuten en la forma en que éstos actúan sobre las articulaciones o huesos. En MSMS existen objetos envolventes que tienen forma esférica, cilíndrica y de anillo, y pueden configurarse parámetros como localización, orientación y radio. Las prominencias óseas y la morfología de otros músculos se representan con ayuda de una esfera o cilindro, y para mantener a los tendones muy cerca de los huesos y las cápsulas articulares se usan los anillos.

La selección de la forma del objeto envolvente a usar, sus parámetros y ubicación, debe hacerse de forma manual y típicamente el proceso requiere de varias simulaciones con el objetivo de ir ajustando los valores para obtener resultados similares a los reportados en la literatura.

4.2.3. Movimientos del codo

Uno de los movimientos más importantes para poder realizar las actividades de la vida diaria, como alimentarse, levantar y alcanzar objetos, es la flexión y extensión del codo [24],[56]. Con el objetivo de poder realizar la simulación de dicho movimiento en el modelo músculo-esquelético, se procedió a incluir en esta primera etapa siete músculos, que son: braquial, bíceps braquial, braquiorradial, pronador cuadrado, pronador redondo, supinador y

tríceps braquial. Tanto el pronador cuadrado, como el pronador redondo, el bíceps braquial y el supinador son los encargados de la pronación-supinación del antebrazo.

A continuación, debían hacerse las inserciones de los músculos, paso que se realizó de manera manual en el programa con ayuda del ratón, indicando con éste el punto de origen y de inserción. En [50] y [124] se obtuvieron las referencias de ambos puntos. También pueden introducirse manualmente las coordenadas en la pestaña *Patrón Muscular* de la ventana de propiedades del músculo. Para configurar toda la arquitectura muscular, se consultaron varias fuentes [29, 33, 50, 96, 182] en las que también se detallan el número de segmentos que representan a un músculo.

Algunos de los músculos del cuerpo humano tienen una morfología complicada, así que se modelan con distintos segmentos tal como se sugiere en [50]. Por ello, los siete músculos que han sido implementados en esta etapa se representaron con diez segmentos. En la Fig.4.9 se muestra el modelo músculo-esquelético. En la tabla 4.2 se presentan todos los segmentos musculares implementados en el modelo, así como los parámetros de su arquitectura. Se hará referencia a dicha tabla en las siguientes etapas de desarrollo del modelo.

Figura 4.9: Primera etapa del modelo músculo-esquelético.

Dado que MSMS es compatible con Matlab®, es posible transformar el modelo a su representación en Simulink y el movimiento de cada articulación es sustituido por una estructura de SimMechanics. Dicha estructura tomará en cuenta la posición inicial de la articulación, así como el rango de movimiento que se le ha configurado, como puede consultarse en la Tabla 4.1, lo que afectará el movimiento cinemático del modelo. Las articulaciones activas en esta primera etapa son el hombro (con tres GDL) y el codo (con dos GDL).

Para poder reproducir la flexión y extensión del codo, no se ha modificado el rango de movimiento mostrado en la Tabla 4.1, siendo el límite inferior (0°) la posición en la que el brazo está totalmente extendido hacia abajo y el límite superior, la posición en la que el antebrazo se

flexiona por completo (150°). El movimiento de la escápula y la clavícula se ha inhabilitado para darle estabilidad al modelo, ya que no se han incluido los músculos de la región de la cintura escapular [57].

4.2.4. Movimientos de la articulación glenohumeral

Los movimientos de la articulación GH corresponden a sus 3 GDL, que son: abducción-aducción, flexión-extensión y rotación externa/interna. La abducción desde la posición anatómica (el hombro superior pende a lo largo del cuerpo) pasa por tres fases [77]:

1. Abducción de 0 a 60° , que puede efectuarse únicamente en la articulación glenohumeral (Fig.4.10a). Los responsables de esta fase son el músculo supraespinoso y el deltoides.
2. Abducción de 61 a 120° , que necesita la participación de la unión escapulo-torácica (Fig.4.10b). Se requiere de los músculos serrato anterior y trapecio.
3. Abducción de 121° a 180° , que utiliza la articulación glenohumeral, escapulo-torácica, y la inclinación del lado opuesto del tronco (Fig.4.10c).

Figura 4.10: Abducción: a) de 0° a 60° , b) de 61 a 120° y c) de 121° a 180° [77].

Los músculos agregados al modelo para poder reproducir el movimiento de abducción fueron el deltoides, infraespinoso, supraespinoso, redondo mayor y redondo menor. Dado que el deltoides es un músculo complejo, y de acuerdo a la función que realiza cada una de sus porciones, se modeló con tres segmentos. La arquitectura muscular se configuró usando las referencias anteriormente citadas y los datos pueden ser consultados en la Tabla 4.2. Ahora el modelo tiene un total de 12 músculos representados por 17 segmentos, y en la Fig.4.11 se presentan su vista anterior y posterior. Los grados de libertad siguen siendo los mismos que en la primera etapa. Debido a que el movimiento de la escápula está inhabilitado, en esta etapa sólo es posible simular la primera fase de la abducción.

Figura 4.11: Segunda etapa del modelo: a) Vista anterior y b) Vista posterior.

Para poder simular el movimiento de rotación externa e interna del brazo, debe contemplarse que se definen tres fases para éste [77]. El primero es el que se muestra en la Fig. 4.12a, y se denomina «posición anatómica». La rotación externa/interna es 0° y el codo debe estar flexionado a 90° en el plano sagital para no añadir los movimientos de pronación-supinación del antebrazo. Normalmente, cuando se le pide a un paciente que adopte esa posición, rota internamente el brazo aproximadamente 30° y la mano queda delante del tronco. En ese ángulo se encuentra la posición de equilibrio de los rotadores.

La segunda fase es la rotación externa y consiste en alejar la mano del cuerpo, mientras el brazo permanece vertical a lo largo del cuerpo (Fig. 4.12b), hasta alcanzar una amplitud de 80° . Por el contrario, la rotación interna busca acercar la mano hacia el cuerpo hasta los 90° , posición en la que generalmente existe una ligera flexión del hombro. Existe una etapa de la rotación interna en la que se requiere que el antebrazo pase por detrás del tronco, y en la que se alcanza una amplitud de 100 a 110° (Fig 4.12c). Este movimiento es indispensable para que la mano pueda alcanzar la espalda y realizar la higiene de esta parte del cuerpo. Dicho movimiento no fue simulado debido a la complejidad que tiene la secuencia de activación muscular para conseguirlo.

Todos los músculos que conforman el manguito de los rotadores fueron incluidos anteriormente en el modelo para poder simular la abducción, pero solamente se configuró el objeto envolvente del supraespinoso. Ahora, en esta nueva etapa y para que el modelo pueda realizar la rotación, se agregaron los músculos dorsal ancho, pectoral mayor y subscapular, así como los objetos envolventes de éstos y de los músculos agregados en la segunda etapa.. Para modelar el dorsal ancho y el pectoral mayor, se usaron tres segmentos para cada uno. En la Tabla 4.2 se presentan los datos usados para la arquitectura muscular. En la tercera etapa, el modelo tiene 15 músculos representados por 24 segmentos. En la Fig. 4.13 se presenta la vista anterior y posterior del modelo.

Figura 4.12: Rotación externa e interna del brazo: a) Posición anatómica, b) Rotación externa y c) Rotación interna [77].

4.2.5. Movimientos de la articulación esternoclavicular

En la última etapa se desea simular el movimiento de elevación de la escápula, así como la segunda fase de la abducción. Ambos movimientos tienen como motor a las uniones esternoclavicular y acromioclavicular. A continuación se describen los movimientos asociados a ella [38] y en la Fig. 4.14 se presenta un esquema de éstos:

1. Anteposición y retroposición (protracción y retracción): la protracción es el movimiento del hombro hacia adelante, alejando la escápula de la columna vertebral. La retracción consiste en llevar hacia atrás el hombro, buscando unir las dos escápulas. La protracción tiene un rango máximo de hasta 15° y la retracción, 1 o 2° [152].
2. Elevación y depresión: ambos movimientos están asociados a elevar y deprimir la escápula. El rango máximo de elevación que se alcanza es 30 - 35° y de depresión, menos de 5° [152].

Se habilitaron los dos GDL de la articulación SC, con lo cual en este punto el modelo músculo-esquelético tiene un total de 7 GDL, tal como se muestra en la Fig. 4.6. Se agregaron los músculos relacionados a esta unión, que son los que permiten realizar los movimientos anteriormente descritos. Estos son: coracobraquial, elevador de la escápula, romboide mayor, romboide menor, serrato anterior y trapecio. Algunos de ellos constan de varias porciones y requieren de dos o más segmentos para que su modelado sea el correcto. El romboide mayor se representó con dos segmentos; el serrato anterior con tres; y el trapecio, con cuatro. Puede consultarse la Tabla 4.2 para conocer los datos de la arquitectura muscular. El modelo final se presenta en la Fig. 4.15 y cuenta con 21 músculos representados por 36 segmentos.

También fueron incluidos los objetos envolventes de los músculos serrato (segmentos medio e inferior) y trapecio (segmentos C1-C6, C7 y T1), dando como resultado que el modelo tenga un total de 20 objetos envolventes.

Figura 4.13: Tercera etapa del modelo: a) Vista anterior y b) Vista posterior.

Figura 4.14: Movimientos asociados a los 2 GDL de la unión esternoclavicular.

4.3. Simulaciones del modelo

MSMS y Simulink son capaces de comunicarse entre sí gracias al protocolo User Datagram Protocol (UDP). De esa forma, es posible realizar simulaciones de distintos movimientos obteniendo los datos desde Simulink, los cuales son enviados por UDP hacia el MSMS. Para ello, es necesario primero convertir el modelo músculo-esquelético a un diagrama de bloques de Simulink, usando la herramienta que MSMS contiene para hacerlo. El modelo exportado a Simulink se divide prácticamente en tres sistemas, como se muestra en la Fig. 4.16:

1. **Drivers:** en este bloque se encuentran todos los componentes musculares del modelo. Sus parámetros de entrada son las señales de activación de cada músculo, que es una variable entre 0 y 1, y que generarán una determinada fuerza para mover el segmento al que están adheridos. Dentro de este bloque se encuentran otros sub-sistemas que toman en cuenta las características de cada músculo, como masa, longitud, fisiología del área transversal (PCSA), etc., para producir la fuerza resultante debido a la señal de excitación. En estos sub-sistemas se toma en cuenta en todo momento la posición y orientación del segmento al que está adherido el músculo, así como la posición de la articulación. De esta manera, se asegura que el movimiento debido a la simulación sea continuo. Algunos de los parámetros musculares se pueden ajustar en función del paciente. En este bloque

Figura 4.15: Modelo final. a) Cara anterior. b) Cara posterior.

también se calcula el par generado que permitirá o no mover la articulación.

2. **Plant:** dentro de este bloque se encuentran los componentes relacionados al sistema óseo del modelo, para los cuales se ha usado la herramienta SimMechanics de Matlab®. Cada componente recibe como parámetro de entrada su posición inicial como articulación y las fuerzas generadas en el bloque anterior, las que afectan a cada actuador de la articulación. Además, en este bloque se tomará en cuenta el rango de movimiento configurado para cada articulación, lo que junto a las fuerzas generadas, afectará el movimiento cinemático del modelo. Cada actuador recibe la fuerza generada en el músculo asociado gracias a las señales de excitación recibidas desde bloque *Drivers*. Posteriormente se encuentran los sensores de cada músculo que entregan como datos de salida el ángulo, velocidad y aceleración angular de cada GDL del modelo.
3. **Bloques de comunicación UDP:** estos reciben del bloque *Plant* los datos mencionados anteriormente para poder realizar la animación del movimiento en MSMS. Los datos también se almacenan en un archivo tipo .mat.

El esquema de simulación mostrado en la Fig. 4.16 se usa para todas las simulaciones de movimientos del modelo, cambiando únicamente para cada caso los segmentos musculares a activar. Debe tomarse en cuenta que en cada movimiento existen músculos agonistas y antagonistas, por lo que la sincronización de activación de cada grupo es importante para conseguir que el modelo se comporte de la manera esperada durante las simulaciones (ver Tabla 4.3). A continuación, en las siguientes sub-secciones se presentan los resultados obtenidos para cada movimiento estudiado en este trabajo.

4.3.1. Flexión-extensión del codo

Los músculos agonistas de este movimiento son el bíceps, el braquial y el braquiorradial, que desarrollan como función principal la flexión y extensión del codo, y que forman parte

Músculo	Masa [g]	Longitud óptima del fascículo [cm]	Longitud óptima del tendón [cm]	Longitud máxima Músculo-tendón [cm]
Biceps corto	161.4	14	13.5	34
Biceps largo	170	11	17	34
Braquial	284	10	3	16
Braquiorradial	112	19	6	31
Coracobraquial	80	9.3	9.7	21.2
Deltoides clavicular	124	14.7	2	21.2
Deltoides acromial	377	6.7	8.6	18.2
Deltoides escapular	300	17	5.9	24.1
Dorsal ancho torácico	183.2	25.4	12	42.1
Dorsal ancho lumbar	183.2	34.8	19.9	56
Dorsal ancho cresta iliaca	183.2	27.9	14	57.2
Elevador de la escápula	72	9	0.9	12.04
Infraespinoso	226	6.8	5.6	15.3
Pectoral mayor clavicular	235	22.6	2.9	28.9
Pectoral mayor esternal	243.3	16.6	9	32.2
Pectoral mayor costal	198	17.8	9.6	34.3
Pronador cuadrado	25	2.4	2.2	5
Pronador redondo	80	7.9	5	13
Redondo mayor	232	14	5.8	21
Redondo menor	39	5.7	4.6	12.6
Romboides mayor (T1-T2)	72.3	6.8	0.7	7.91
Romboides mayor (T3-T4)	45.5	7	0.2	7.5
Romboides menor	118	8.5	0.4	9.1
Serrato anterior superior	92.2	10	0.27	12.24
Serrato anterior medio	71.7	13	0.75	19.32
Serrato anterior inferior	195	17	0.01	17.8
Subscapular	318.5	8.7	3.3	13.1
Supinador	58	3.7	2	6.5
Supraespinoso	90	6.6	4.08	14.5
Triceps largo	290	18	11	31
Triceps medio	204	10	0.3	12
Triceps lateral	518	14	10	25
Trapezio (C1-C6)	116.2	13	0.48	14.1
Trapezio (C7)	77.5	13	0.6	14
Trapezio (T1)	67	10.5	0.3	11.4
Trapezio (T2-T7)	197.2	13.5	0.4	14

Tabla 4.2: Parámetros de la arquitectura muscular de todos los segmentos incluidos en el modelo.

del modelo propuesto. El músculo braquial contribuye con un 47% del par máximo que se requiere para llevar a cabo la flexión y extensión del codo, el bíceps braquial lo hace con un 34 % y finalmente, el braquiorradial lo hace con 19 % [78]. El tríceps, con sus tres segmentos, constituye el músculo antagonista de este movimiento, tal como se muestra en la Tabla 4.3.

Para activarlos, se usó un tren de pulsos que simulan la técnica de estimulación por electricidad o FES (Functional Electrical Stimulation). Para los músculos bíceps y braquial se ha seleccionado un tren de pulsos con amplitud de 1 con período de 2 segundos, ancho de pulso del 50 % y retraso activo de 1 segundo. En el caso del músculo braquiorradial, se ha utilizado la misma señal de activación, con la excepción de que la amplitud es 0.8, dado que su contribución al movimiento es menor. Es importante hacer la observación que MSMS restringe el rango de la señal de excitación de 0 a 1, y dicho rango representa el porcentaje de activación del músculo, lo que quiere decir que para este caso, el músculo braquial está activo al 100 %, mientras el braquiorradial lo está al 80 %.

Figura 4.16: Esquema para la simulación de movimientos entre MSMS-Simulink.

Movimiento	Músculos	
	Agonistas	Antagonistas
Flexo-extensión del hombro	Deltoides clavicular	Deltoides escapular
Rotación interna-externa del hombro	Deltoides escapular, Infraespinoso, Redondo menor	Deltoides clavicular, Pectoral clavicular y esternal, Subescapular
Abducción-aducción del hombro: fase I	Deltoides (todos los segmentos), Supraespinoso	Infraespinoso, Redondo menor, Redondo mayor
Flexo-extensión del codo	Braquial, braquioradial, bíceps (ambos segmentos)	Tríceps (todos los segmentos)
Elevación de la escápula	Elevador de la escápula, Romboides menor, Trapecio (C1-C6, C7 y T1)	Romboides mayor (ambos segmentos), Serrato anterior (medio e inferior) y Trapecio (T2-T7)

Tabla 4.3: Segmentos musculares activados para la simulación de los movimientos del hombro y del codo.

En el caso del tríceps braquial, sus tres segmentos se activaron con el mismo tren de pulsos usado en el bíceps y en el braquial, pero desfasado un segundo. De esta manera, se consigue que mientras están activados los músculos agonistas, no lo estén los antagonistas. Luego, cuando los antagonistas estén activos, los agonistas no lo están y el movimiento que se produce es el deseado, como se muestra en las Fig. 4.17 y 4.18. De esta manera se consigue que un grupo muscular se contraiga mientras el otro se estira.

En la Fig.4.19 se muestra la respuesta de los músculos agonistas, que corresponde a la fuerza que desarrollan debido a la señal de activación. Dicha magnitud se produce gracias a los parámetros configurados en MSMS, que a su vez usa el modelo de Hill presentado anteriormente. El rango de movimiento alcanzado en la simulación fue de 0 a 145° (ver Fig. 4.18) y en la Fig. 4.19 puede observarse que los dos músculos encargados de realizar la flexión presentan máxima amplitud de fuerza en los puntos donde el modelo alcanza la posición angular máxima.

Figura 4.17: Secuencia de la simulación de la flexión-extensión del codo.

También puede notarse en la Fig. 4.18 que el movimiento empieza en una posición negativa, es decir, estando el brazo ligeramente hacia atrás. Esto se debe a que el modelo comienza a realizar el movimiento desde la posición inicial (el brazo pende en el costado). Conforme avanza la simulación, el modelo hace el movimiento de manera cíclica y esta situación inicial ya no se repite.

4.3.2. Abducción del hombro: primera fase

El músculo supraespinoso inicia el arranque de la abducción, desde los 0° a 30° , y su función principal es realizar dicho movimiento cuando se hace a poca velocidad y ante cargas livianas; es pues, el principal motor de la primera fase de la abducción. Los tres segmentos o porciones del deltoides también participan en la abducción, como se muestra en la Tabla 4.3. La sección clavicular o anterior se encarga también de la flexión del brazo (elevación o movimiento del húmero alejándose del lateral del tórax en el plano sagital) y la rotación interna (rotación axial del húmero con el brazo en una posición de abducción o pegado al costado). La sección escapular o posterior se encarga de la extensión del brazo y la rotación externa. La parte acromial se encarga exclusivamente de la abducción [125].

Cuando se realizan las simulaciones, surgen dos problemas: el modelo no realiza adecuadamente el movimiento de abducción y la señal de salida (fuerza muscular) de los nuevos músculos supera los límites superiores reportados en la literatura médica. Esto llevó a revisar otros trabajos relacionados al modelado músculo-esquelético, que hubieran implementado los músculos deltoides y supraespinoso. En [64] y [175] se encontró la solución del problema al observar cómo modelan el músculo deltoides, haciendo uso de objetos envolventes.

Cuando se insertaron los siete nuevos músculos en esta etapa, no se colocó ninguno objeto envolvente. Al agregar dichos objetos para cada uno de los segmentos del músculo deltoides y para el supraespinoso, el modelo ejecutó correctamente el movimiento, como se muestra en

Figura 4.18: Rango de movimiento obtenido durante la simulación de la flexión-extensión del codo.

la secuencia de la Fig. 4.20. También fue necesario insertar uno al final del primer tercio del húmero, que consigue darle mayor realismo a la inserción de dos porciones del deltoides en este punto. En la Fig. 4.21 puede verse el avatar con los objetos envolventes agregados en esta etapa, que han sido esferas y cilindros de distintas medidas según el caso. Nótese que para los otros músculos añadidos en esta segunda etapa, no se han colocado aún los objetos envolventes, ya que el objetivo es simular el movimiento de abducción en el que estos no intervienen. Sin embargo, era necesario incorporar los músculos al avatar para darle mayor estabilidad y obtener simulaciones más reales.

El otro problema fue más difícil de solucionar y requirió varias simulaciones en las que se fueron cambiando diferentes aspectos, hasta que fue posible detectar que el músculo supraespinoso ocasionaba que se superaran los límites de fuerza. Dado que éste músculo pertenece a la capa más profunda de la musculatura del hombro y que cubre toda la fosa supraespinosa de la escápula (ver Fig. 3.14), no es trivial el decidir su punto de origen. En los trabajos consultados, hay discrepancias sobre este aspecto, sin embargo, en uno de ellos se estudia a profundidad la morfología, arquitectura y función de este músculo [182] y pudo obtenerse un punto de origen válido. Con ello, los dos problemas quedaron solucionados.

Para realizar la simulación de la primera fase de la abducción, se utiliza la misma señal empleada en la flexión-extensión del codo, es decir, el tren de pulsos. El grupo de músculos agonistas y antagonistas se presentan en la Tabla 4.3 y nuevamente se desfaza 1 segundo la señal de activación de los antagonistas. El movimiento de la articulación SC se encuentra inhabilitada, ya que el modelo aún no cuenta con todos los músculos, por lo que se espera que el rango máximo no supere los 60°. Los resultados de la simulación pueden verse en las Fig. 4.22 y 4.23, y en efecto el rango de movimiento está dentro de los valores esperados.

Las gráficas de fuerza muscular (Fig. 4.23) comprueban que es el músculo supraespinoso el que realiza la mayor cantidad de fuerza, seguido de la sección acromial del deltoides. Puede observarse que el primer ciclo del movimiento, al igual que sucedió en la flexión-extensión del codo, presenta un comportamiento distinto y se debe a que el modelo parte de la posición inicial (el brazo pende a un costado).

Figura 4.19: Fuerza muscular producida por los músculos agonistas para la flexión del codo.

4.3.3. Rotación interna-externa del hombro

El rotador externo primario del húmero es el músculo infraespinoso, apoyado por la sección escapular del deltoides y el redondo menor. A medida que se incrementa la cantidad de abducción del hombro, el deltoides escapular aumenta su participación en el movimiento de rotación externa. La rotación interna del húmero la lleva a cabo el subscapular, la cabeza esternal del pectoral mayor, el dorsal ancho y el redondo mayor. El subscapular está activo durante todas las fases de rotación interna y disminuye su contribución en los extremos de la abducción. Del mismo modo, la actividad del segmento esternal del pectoral mayor y del dorsal ancho disminuyen con la abducción [115, 125].

Para realizar la simulación del movimiento de rotación, no se activan todos los músculos que intervienen en el movimiento. Como se explicó anteriormente, existe una etapa de la rotación interna en la que se requiere que el antebrazo pase por detrás del tronco y simular dicha parte es bastante complejo. Para desarrollar la rotación externa, los músculos que se activan son el deltoides (sección escapular), el infraespinoso y el redondo menor, que en este caso son definidos como agonistas. Los músculos antagonistas que se activan para llevar a cabo la rotación interna son el deltoides (sección clavicular), el pectoral mayor (secciones clavicular y esternal) y el subscapular, como se muestra en la Tabla 4.3. Respecto a las articulaciones, la única que se deja activa es la GH con sus 3 GDL. Para evitar la inercia que provoca el movimiento en el antebrazo, se dejó fijo el codo a 90°. El modelo realizó correctamente el movimiento, como puede verse en la secuencia que se muestra en la Fig. 4.24.

Figura 4.20: Secuencia de la simulación de la primera fase de la abducción.

El rango de movimiento alcanzado durante la simulación se muestra en la Fig. 4.25. Además, para el estudio de este movimiento se decidió obtener también la relación ángulo-longitud muscular para cada uno de los segmentos activados, y las gráficas resultantes se muestran en la Fig. 4.26. Empezando en el límite de la rotación externa (-40°), los músculos responsables de la rotación interna disminuyen su longitud conforme el brazo se va acercando a la parte frontal del tórax, tal como cabría esperar dado que se están contrayendo. De manera opuesta, los músculos encargados de realizar la rotación externa se encuentran estirados en ese punto (ver gráficas superior e inferior derechas de la Fig. 4.26). El comportamiento contrario ocurre en ambos grupos musculares cuando el movimiento arranca desde el límite de la rotación interna (40°) y la mano se aleja del cuerpo hacia la rotación externa (gráficas superior e inferior izquierdas de la Fig. 4.26).

También se obtuvo la fuerza que ejercen los músculos a lo largo del movimiento y se observó que el deltoides clavicular y el infraespinoso son los que ejercen mayor fuerza. El primero desarrolla una fuerza máxima cuando el brazo se encuentra en posición de rotación externa e inicia la rotación interna. También lo hace cuando se alcanza el límite de la rotación externa y esa fuerza que se genera es de oposición al movimiento. El comportamiento de la fuerza que ejerce el infraespinoso es similar, ya que ejerce un máximo de fuerza cuando se inicia el movimiento de rotación externa, estando el brazo en posición de rotación interna. El otro máximo de fuerza lo desarrolla cuando está estirado y se opone al movimiento de rotación interna. En general, se observó que la máxima fuerza que ejerce cada músculo la desarrollan en los límites de movimiento o en puntos cercanos a éstos.

4.3.4. Elevación de la escápula y abducción del hombro (segunda fase)

Los músculos trapecio y elevador de la escápula son los que elevan la escápula, y el romboide mayor y menor le ayudan a mantenerse rígida, y tiran de ella hacia la columna vertebral. El serrato anterior se encarga de la abducción y aducción escapular. El coracobraquial ayuda a estabilizar la articulación esternoclavicular [77]. Los segmentos musculares que se activan como agonistas y antagonistas para la simulación del movimiento, se presentan en la Tabla 4.3.

Figura 4.21: Segunda etapa del modelo con objetos envolventes: a) Vista anterior y b) Vista posterior.

Durante las simulaciones que se realizaron, surgen varios problemas que se describen a continuación:

1. El movimiento de depresión de la escápula tiene un rango tan amplio, que ésta se introduce dentro de la caja torácica.
2. No se logra alcanzar el rango de movimiento máximo de elevación
3. La señal de salida, es decir, la fuerza muscular de algunos de los nuevos músculos introducidos en el modelo, supera los límites establecidos en la literatura médica.

Después de varias pruebas y de volver a consultar diferentes fuentes [11, 76, 170], se llegó a la conclusión de que debían modificarse los valores de longitud máxima de la UMT de los siguientes músculos: elevador de la escápula, romboides menor, romboides mayor (los dos segmentos), serrato anterior (los tres segmentos) y el trapecio (los cuatro segmentos). Los valores fueron obtenidos de [50] y [76], respetando en todo momento el valor mínimo de UMT. Además, también fue necesario modificar ligeramente los puntos de origen de dos segmentos del músculo trapecio (C7 y T1). Esto último también ayudó a solucionar parte del problema 3.

El origen del segundo y parte del tercer problema fue hallado después de varias pruebas y consultas a médicos, y se debía nuevamente a los objetos envolventes. Uno de los segmentos del músculo trapecio, el C1-C7, se introdujo originalmente con su punto de origen en la cervical 1 y el de inserción, en el ángulo superior de la fosa supraespinosa de la escápula. Inicialmente no se había incluido ningún objeto envolvente para este segmento, pero el error era justamente ese, dado que en la práctica, éste músculo toma una forma curvada debido a la acción de la piel del cuello. Al agregarlo, se convierte en una polea invertida que, junto a los demás músculos involucrados en el movimiento, consigue elevar correctamente la escápula. También fue necesario corregir la ubicación de los objetos envolventes de los segmentos C7 y T1.

Figura 4.22: Rango de movimiento obtenido durante la simulación de la fase I de la abducción del hombro.

Figura 4.23: Fuerza muscular producida por los músculos agonistas para la primera fase de la abducción del hombro.

Como puede verse en la secuencia de la Fig. 4.27, el movimiento se realizó correctamente después de corregir los problemas mencionados. También se obtuvo la gráfica que muestra el rango de movimiento alcanzado (ver Fig. 4.28), el cual se encuentra dentro de los valores reportados en [152]. Los datos de fuerza muscular también fueron recopilados y analizados, siendo estos consistentes con la literatura médica.

Al llegar a este punto de desarrollo del modelo, ya es posible simular la segunda fase de la abducción (Fig. 4.10b). Los músculos que se activaron fueron los que elevan la escápula más los de la primera fase de la abducción. La Fig. 4.29 muestra la secuencia del movimiento, que alcanzó un rango máximo de -116.5° de elevación del brazo.

4.3.5. Particularización de la lesión del plexo braquial y pruebas con pacientes

Uno de los objetivos a cumplir y que llevaron al desarrollo de un modelo músculo-esquelético, es el estudio de las repercusiones que tiene una determinada lesión en el

Figura 4.24: Secuencia de la rotación del hombro. A la izquierda, rotación interna; en el centro, posición anatómica; y a la derecha, rotación externa.

Figura 4.25: Rango de movimiento obtenido durante la rotación interna/externa del hombro.

movimiento del miembro superior. Como se explicó en el Cap. 3, en este trabajo se estudian los efectos que tiene la lesión del plexo braquial superior en la cinemática y dinámica del movimiento del brazo, y para ello es necesario particularizar el modelo músculo-esquelético para esta lesión.

El modelo matemático presentado en la sección anterior es válido para los músculos de un sujeto sano. En el caso de los pacientes que presentan lesión del plexo braquial superior, los músculos afectados (presentados en la subsección 3.4.2) están paralizados y no son capaces de producir fuerzas activas, solamente las pasivas [24].

Se colocan injertos nerviosos en aquellos casos en los que es recomendable llevar a cabo un procedimiento quirúrgico para reconstruir el nervio plexo braquial. Los injertos pueden ser parciales o totales, en el caso de que exista la necesidad de extirpar por completo el plexo braquial. Dependiendo de ello, ciertos músculos que estaban paralizados, irán recobrando su capacidad de actuación. Es entonces que la rehabilitación se convierte en una herramienta valiosa para el paciente, buscando con ello devolverle al músculo la capacidad de contracción y de generar fuerza. En [10] y [113] se llevaron a cabo varios experimentos con músculos

Figura 4.26: Relación ángulo-longitud obtenida para la rotación del hombro.

recién inervados luego de la reconstrucción del plexo braquial en los que demostraron que dicha capacidad es del 20%, en comparación a la que tiene un músculo sano. Al aplicar la rehabilitación, se pretende aumentar gradualmente dicho porcentaje.

Para adaptar el modelo a un caso con lesión de plexo braquial superior, se modificaron las señales de activación de los músculos afectados, reduciendo su amplitud al 20% y disminuyendo el factor de reclutamiento muscular. Se llevaron a cabo las simulaciones de los movimientos estudiados en la sección anterior para conocer el efecto de la lesión en el rango de movimiento, generación de fuerzas, etc.

Para la flexión-extensión del codo, el bíceps y el braquial fueron activados al 20% y el factor de reclutamiento se fijó también en 20%, mientras que al músculo braquiorradial se le volvió a activar con la misma señal usada anteriormente. La respuesta del modelo puede observarse en la Fig. 4.30. Puede notarse cómo ha disminuido drásticamente la fuerza generada por el músculo braquial, debido a que al disminuir la amplitud de la señal de activación, el escalamiento de la fuerza producida por éste también lo hace. Se observa también el efecto que ha tenido el cambio realizado en el braquiorradial, que ha aumentado la fuerza generada y esto se debe a la dinámica que se produce en el modelo debido a las señales de activación. Durante la simulación, pudo observarse en el modelo que los músculos activados no fueron capaces de realizar la flexión y extensión del codo en todo su rango de movimiento, alcanzando un límite máximo inferior a los 90°.

Para todos los demás movimientos, los resultados fueron similares a los obtenidos para la flexión y extensión del codo, pudiendo notarse que en efecto los músculos afectados por la

Figura 4.27: Secuencia de la elevación de la escápula. Vista posterior del modelo.

lesión no generan la fuerza ni el par suficiente para llevar a cabo el rango completo. Otros aspectos también fueron analizados, como el cambio en la longitud de la UMT, la velocidad y aceleración alcanzadas, entre otros, y en todos ellos fue posible encontrar cambios significativos debido a la lesión.

Este mismo estudio o particularización puede realizarse para otros tipos de lesiones o enfermedades que puedan afectar al miembro superior, como podría ser el ictus o la esclerosis múltiple. Incluso el modelo puede ser adaptado a cada paciente si se conoce qué segmentos musculares están afectados y en qué medida. Ello permitiría analizar qué terapia es más adecuada para caso y podría simularse la evolución que el paciente podría tener gracias a ella. Otro aspecto importante es que el modelo músculo-esquelético junto a la capacidad de realizar simulaciones de sujetos sanos o afectados por una lesión, constituyen una valiosa herramienta didáctica para aquellos profesionales en formación, ya que permite la visualizar la ejecución del movimiento en el avatar y en formato tridimensional.

Al alcanzar este punto del desarrollo del modelo músculo-esquelético, se pidió apoyo al Hospital Infanta Sofía de Madrid para realizar pruebas con pacientes. Se autorizaron y se llevaron a cabo en las instalaciones de dicho hospital, bajo la supervisión del equipo médico y con la autorización del Comité de Ética del hospital. Los voluntarios que participaron fueron dos niños con lesión del plexo braquial superior y varias cirugías reconstructivas en su historial. La autorización para llevar a cabo las pruebas fue otorgado por alguno de sus padres, quienes acompañaron a los voluntarios en todo momento, y firmaron los consentimientos que se presentan en el apéndice (ver Fig. A.1 a la A.4). A continuación, se presentan las características de los dos sujetos:

Voluntario 1: El paciente es de género masculino, de 12 años de edad y durante el parto vaginal, sufrió una lesión del nervio plexo braquial superior en el brazo derecho. Después de varias cirugías reconstructivas y rehabilitación, el paciente logra abducir por completo el

Figura 4.28: Rango de movimiento obtenido para la elevación de la escápula.

hombro (aunque le produce mucho dolor) y flexionar el hombro. Sin embargo, no puede flexionar el codo más allá de 80° y sólo es capaz de llevar la mano hacia atrás a la altura de la vértebra S1. Es capaz de hacer la rotación externa en un rango inferior a los 20° .

Voluntario 2: El paciente es de género masculino, de 16 años de edad y durante el parto vaginal, sufrió una lesión del nervio plexo braquial superior en el brazo izquierdo. Después de varias cirugías reconstructivas y rehabilitación, el paciente logra abducir por completo el hombro y flexionar el hombro. Es capaz de llevar la mano hacia atrás a la altura de la vértebra T12, pero la rotación externa le produce mucho dolor, logrando alcanzar un rango máximo cercano a los 40° .

Para aprovechar al máximo las pruebas, se obtuvieron la mayor cantidad posible de datos que posteriormente pudieran servir para continuar el estudio de dicha lesión. Contando la autorización para ello, se tomaron fotografías y vídeos, se colocaron dos sensores inerciales en el brazo de cada paciente y se usó el controlador Kinect de la consola de videojuegos Xbox. Uno de los sensores inerciales fue colocado en el antebrazo de los voluntarios para medir la flexión-extensión del codo, y el otro se ubicó en el brazo para medir la flexión-extensión del húmero, así como la abducción del brazo.

El controlador Kinect se colocó frente al paciente y se usó la herramienta *Tracking Skeleton* para poder detectar cada una de las articulaciones del miembro superior y medir los movimientos realizados por los voluntarios. El Kinect cuenta con una cámara infrarroja y gracias a la herramienta mencionada anteriormente, reconoce a un usuario y traza sobre éste un esqueleto conformado por barras y uniones. Mientras el usuario lleva a cabo un movimiento, mide la posición angular de cada segmento o barra, por lo que es ésta la información se recogió durante las pruebas.

Los movimientos que realizaron los voluntarios son los que aparecen en el test de Mallet (ver Fig. B.1 en el apéndice) y para cada uno se realizaron 4 repeticiones. Posteriormente, los datos obtenidos por los sensores inerciales y la Kinect fueron analizados y procesados, y se usaron para producir una animación en el modelo músculo-esquelético. Dicho procedimiento ha sido descrito en [32], así como la calibración y desarrollo del software de los sensores inerciales [100], y permite visualizar en el modelo músculo-esquelético el movimiento realizado por un

Figura 4.29: Secuencia de la abducción del hombro. Vista anterior de: a) Posición neutral (0°), b) Fase I con 30° de abducción y 10° de elevación de la escápula, y c) Fase II con 85° de abducción y 31.5° de elevación de la escápula.

sujeto. El modelo reprodujo correctamente los movimientos realizados por los dos voluntarios que participaron en el estudio, lo que ayuda a validarlo, como se muestra en la Fig. 4.31. Sin embargo, es importante mencionar algunos aspectos relevantes que pudieron observarse durante las pruebas con los pacientes.

No existe dos lesiones iguales y además, cada voluntario tiene una evolución distinta de la lesión del plexo braquial superior. Eso conlleva que cada uno de ellos presente peculiaridades para llevar a cabo los movimientos que formaron parte del estudio. Por ejemplo, uno de ellos no puede flexionar el codo derecho más allá de los 80° , por lo que al pedirle que llevara su mano a la frente, la estrategia que usó fue bajar la cabeza hasta conseguir que su mano derecha la tocara. Esto fue lo que justificó que se intentaran obtener datos de distintas fuentes para posteriormente reproducir exactamente el mismo movimiento con ayuda del modelo.

Dado que el desarrollo del modelo se centró en el miembro superior, no contiene todos los músculos del cuello y por lo tanto, los movimientos ligados a éste no están activos. Por

Figura 4.30: Respuesta de los músculos bíceps y braquial al 20% y braquiorradial al 80%.

ello, la estrategia descrita anteriormente y que fue usada por uno de los voluntarios, no se pudo reproducir en el modelo. Esto lleva a concluir que para el estudio detallado de una determinada lesión, es necesario contar por un lado con un modelo completo que permita reproducir cualquier movimiento, y por otro lado, con un adecuado número y tipo de sensores que ayuden a obtener los datos necesarios.

Figura 4.31: Animación del movimiento. El modelo músculo-esquelético reproduce uno de los movimientos realizados por el paciente.

Capítulo 5

MODELADO Y ANÁLISIS DEL MECANISMO DE REHABILITACIÓN

El mecanismo de rehabilitación de miembro superior que se usa en este trabajo tiene, como la mayoría de los exoesqueletos descritos en el estado del arte, una estructura antropomórfica y una topología de tipo serial. En este capítulo se hace una descripción de ORTE, el dispositivo de rehabilitación, y se aborda el modelado y validación cinemática, usando el método de Denavit-Hartenberg para encontrar el modelo cinemático directo. El modelo cinemático inverso se encuentra usando métodos geométricos y el análisis de manipulabilidad se estudia usando el índice de Yoshikawa.

También se obtuvo el modelo dinámico de ORTE, usando para ello la formulación de Lagrange-Euler, que permite hallar de manera directa la forma canónica de la ecuación dinámica de un robot. Para validar el modelo obtenido, se realizan simulaciones de movimientos puros y uno combinado que representa una actividad de la vida diaria. Esos mismos movimientos fueron simulados previamente usando el modelo en ADAMS® del mecanismo, y ambos resultados se comparan.

5.1. Descripción del mecanismo

El diseño mecánico y topológico de ORTE fue realizado en base a los requerimientos indicados por un equipo médico especializado en rehabilitación de miembro superior, y se hizo énfasis en la ergonomía, espacio de trabajo, la seguridad y adaptabilidad del mismo. Con esta información y después de analizar los movimientos típicos de las terapias de rehabilitación, se definió un mecanismo de topología serial, que se une al brazo humano mediante tiras y que actualmente tiene un nivel de desarrollo tecnológico TRL 6.

El primer prototipo de ORTE, que es el que se usa en este trabajo, cuenta con 3 GDL que permiten la flexión-extensión del codo, la abducción-aducción del hombro y la flexión-extensión del hombro. Debe resaltarse que el diseño del exoesqueleto permite que se añadan 2 GDL más (pronación-supinación del antebrazo y rotación externa-interna del hombro) a la estructura para extender el uso de ORTE a otras patologías y necesidades [47], tal como se muestra en la Fig. 5.1.

Uno de los aspectos más importantes de la adaptabilidad que tiene ORTE está relacionado con el ajuste de tallas, debido a que existe mucha variación de medidas antropométricas entre

Figura 5.1: Esquema de ORTE+paciente.

los seres humanos. Para ello, se incluyen ajustes de longitud en el brazo, antebrazo y en la altura del hombro, de tipo líneas y pasivas, y que deben ser fijadas previamente al inicio de la sesión de rehabilitación [47].

El prototipo del exoesqueleto fue desarrollado usando la tecnología de deposición de material fundido (impresión 3D). Se seleccionó esta tecnología por ser de bajo coste, rápida de implementar y porque permite fabricar geometrías complejas. El material seleccionado fue Acrilonitrilo Butadieno Estireno o ABS debido a su buen comportamiento ante esfuerzos de flexión. Como sistema de actuación se usaron tres servomotores Dynamixel RX-64, situados en el codo, hombro y parte posterior de la escápula para llevar a cabo los movimientos mencionados con anterioridad. Esto permite mover el exoesqueleto en un espacio tridimensional, tal como lo hace el miembro superior [47], pero no aportan el par suficiente para mover un miembro superior humano. En la Fig. 5.2 se muestra una imagen de ORTE y se observa en ella las tiras que permiten unir el exoesqueleto al brazo del usuario.

Los rangos de amplitud de movimiento que ORTE puede alcanzar, se muestran en la Tabla 5.1. Para la primera articulación, 0° representa la posición neutral (el brazo pende a un costado del cuerpo) y -90° representa la abducción máxima que ORTE puede alcanzar. El movimiento de flexión-extensión del hombro (articulación 2) alcanza un rango de movimiento que va de -50° a 180° , en donde -50° representa la extensión total y 180° la flexión máxima del brazo. Por último, la flexión-extensión del codo alcanza una amplitud de movimiento que va de 0° a 145° , siendo 0° la posición en la que el antebrazo está totalmente extendido y 145° representa que el codo está completamente flexionado.

Con el mecanismo actual, se realizó un estudio realizado en conjunto con la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma de Madrid, relacionado a la cinemática del hombro en sujetos sanos, en el que se midió la trayectoria y velocidad de los movimientos de flexoextensión relacionados a alcanzar objetos a determinadas alturas. En el estudio participaron 21 sujetos sanos entre 20 y 40 años de edad, y se midió el rango de flexión-extensión en el hombro y en el codo. Para ello, se usaron los motores Dynamixel como sensores y gracias a la interface presentada en [47], se obtuvieron los datos para su posterior procesamiento. Los resultados de dicho estudio se mostraron en [171].

Figura 5.2: Exoesqueleto ORTE de 3 GDL activos.

Movimiento	Ángulo mínimo	Ángulo máximo
q_1 =Abducción-aducción del hombro	-90°	0°
q_2 =Flexión-extensión del hombro	-50°	180°
q_3 =Flexión-extensión del codo	0°	145°

Tabla 5.1: Rango de movimiento del exoesqueleto ORTE en grados.

En ese mismo estudio, se integraron sensores de EMG y de EEG para medir dichas señales mientras se realizaban los movimientos. Los resultados conseguidos al medir las señales electromiográficas fueron presentados en un TFG de la UPM [127] y los relacionados a las señales de EEG aparecen en un TFM, también de la UPM [51]. Los tres estudios demostraron que ORTE es una herramienta válida para medir la cinemática del hombro y permite evidenciar cuantitativamente cómo interactúan las articulaciones del miembro superior para llevar a cabo distintas tareas.

5.2. Modelado y validación cinemática

La cinemática del robot estudia el movimiento de éste con respecto a un sistema de referencia, y permite encontrar una descripción analítica que relacione la posición y la orientación del extremo final del dispositivo con los valores que toman sus coordenadas articulares. El Modelo Cinemático Directo determina cuál es la posición y orientación del extremo final del robot, con respecto a un sistema de coordenadas que se toma como referencia, y teniendo conocimiento de los valores de las articulaciones y parámetros geométricos de los elementos. El Modelo Cinemático Inverso indica la configuración que adopta el mecanismo debido a una posición y orientación conocidas [7].

En esta sección se describe la metodología empleada para obtener la cinemática directa e inversa de ORTE, y se presenta el Modelo Cinemático Directo e Inverso del dispositivo.

Además, se lleva a cabo el análisis de manipulabilidad del dispositivo para validar su uso en las terapias de rehabilitación de miembro superior.

5.2.1. Cinemática Directa por Denavit-Hartenberg

Para obtener el modelo cinemático de ORTE, se utilizó el método de Denavit-Hartenberg, que permite construir la matriz de transformación homogénea 4x4 que relaciona la localización espacial del extremo del robot con respecto al sistema de coordenadas de la base[160].

Siguiendo los pasos del algoritmo propuesto por Denavit-Hartenberg [7], se estableció el sistema de coordenadas de cada eslabón, tal como se muestra en el esquema de la Fig. 5.3. Esto permitió hallar los parámetros de ORTE, que se presentan en la Tabla 5.2.

Figure 5.3: Prototipo de ORTE en su posición inicial para obtener la cinemática directa por Denavit-Hartenberg.

Articulación	θ	d	a	α
1	q_1	L_1	0	$\pi/2$
2	q_2	d_1	L_2	0
3	q_3	$-d_1$	L_3	0

Tabla 5.2: Parámetros de Denavit-Hartenberg para ORTE.

La matriz de transformación T de ORTE, que define la orientación y posición del extremo referido a la base, se obtiene a partir de la multiplicación sucesiva de las matrices de desplazamiento, dando como resultado:

$$\mathbf{T} = \begin{bmatrix} C_{23}C_1 & -S_{23}C_1 & S_1 & C_1(L_3C_{23} + L_2C_2) \\ C_{23}S_1 & -S_{23}S_1 & -C_1 & S_1(L_3C_{23} + L_2C_2) \\ S_{23} & C_{23} & 0 & L_1 + L_3S_{23} + L_2S_2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (5.1)$$

donde $C_{ij} = \cos(q_i + q_j)$, $S_{ij} = \sin(q_i + q_j)$, $C_i = \cos(q_i)$ y $S_i = \sin(q_i)$.

5.2.2. Cinemática Inversa

La Cinemática Inversa del mecanismo se obtiene a partir de la obtención de las relaciones geométricas de sus eslabones. De la Figura 5.4 es posible obtener q_1 por medio de la expresión 5.2. Durante la implementación en Matlab®, se utilizó la función `atan2` para evitar las singularidades matemáticas de la expresión.

$$q_1 = \tan^{-1} \left(\frac{p_y}{p_z} \right) \quad (5.2)$$

Figura 5.4: Vista frontal de ORTE para obtener q_1 .

La proyección del efector final se muestra en la figura 5.5, de donde se obtiene la siguiente relación:

$$r^2 = p_y^2 + p_z^2 \quad (5.3)$$

En el siguiente paso se considera que las articulaciones 2 y 3 se encuentran sobre el mismo plano, como puede verse en la Fig. 5.6. Aplicando el teorema del coseno en el triángulo formado por los eslabones L_2 , L_3 y el segmento que conecta el efector final con el punto de desacople, se encuentra la siguiente relación:

$$r^2 + (p_x + L_1)^2 = L_2^2 + L_3^2 - 2L_2L_3\cos(\pi - q_3) \quad (5.4)$$

Figura 5.5: Proyección del efector final sobre el plano frontal.

Sustituyendo la ecuación 5.3 en 5.4 y teniendo en cuenta que $\cos(\pi - q_3) = -\cos(q_3)$, se llega a:

$$\cos(q_3) = \frac{p_y^2 + p_z^2 + (p_x + L_1)^2 - L_2^2 - L_3^2}{2L_2L_3} \quad (5.5)$$

Figura 5.6: Eslabones 2 y 3 del exoesqueleto, contenidos en el mismo plano y en configuración de codo abajo.

Esta expresión permite hallar q_3 como función del vector de posición del efector final. Sin embargo, es más conveniente el uso de la expresión del arco-tangente. Dado que:

$$\sin(q_3) = \sqrt{1 - \cos^2 q_3} \quad (5.6)$$

es posible obtener la expresión de q_3 , que está dada por la ecuación 5.7. Puede observarse que existen dos posibles soluciones para la ecuación, dependiendo del signo. Estas

configuraciones corresponden a codo arriba o codo abajo.

$$q_3 = \tan^{-1} \left(\frac{\pm \sqrt{1 - \cos^2 q_3}}{\cos(q_3)} \right) \quad (5.7)$$

El cálculo de q_2 se obtiene de la diferencia entre β y α :

$$q_2 = \beta - \alpha \quad (5.8)$$

De la Fig. 5.5 se pueden obtener las ecuaciones que representan a estos ángulos, que son:

$$\beta = \tan^{-1} \left(\frac{p_x + L_1}{r} \right) \quad (5.9)$$

$$\alpha = \tan^{-1} \left(\frac{L_3 \sin(q_3)}{L_2 + L_3 \cos(q_3)} \right) \quad (5.10)$$

El último paso es sustituir las ecuaciones 5.9 y 5.10 en 5.8 para obtener:

$$q_2 = \tan^{-1} \left(\frac{p_x + L_1}{\pm \sqrt{p_y^2 + p_z^2}} \right) - \tan^{-1} \left(\frac{L_3 \sin(q_3)}{L_2 + L_3 \cos(q_3)} \right) \quad (5.11)$$

En la Tabla 5.3 se pueden observar las diferentes configuraciones que puede tomar el exoesqueleto y que derivan del modelo cinemático inverso. La única configuración con la que es posible trabajar en conjunto con el miembro superior es la que corresponde a «Codo abajo y Hombro derecho».

Para comprobar que el modelo cinemático directo e inverso obtenido de manera manual es correcto, se implementó un programa en Matlab para validarlo. Los resultados fueron positivos en todas las pruebas realizadas.

5.2.3. Modelo Cinemático Diferencial

El modelo cinemático diferencial de un mecanismo se obtiene al derivar su modelo cinemático directo o inverso, dando como resultado una relación entre el espacio de las velocidades articulares y el espacio de las velocidades que se desarrollan en el efector final.

Esta relación está gobernada por la matriz Jacobiana (**J**) del modelo cinemático del robot, es decir:

$$\dot{\mathbf{x}} = \mathbf{J} \dot{\mathbf{q}}, \quad (5.12)$$

en donde $\dot{\mathbf{x}} = [v_x, v_y, v_z, w_x, w_y, w_z]$ es el vector de coordenadas de velocidades del efector final y $\dot{\mathbf{q}} = [q_1, q_2, \dots, q_n]$ el vector de coordenadas de velocidades articulares del mecanismo.

El método más directo para obtener la relación entre velocidades articulares y del extremo del robot consiste en derivar las ecuaciones del modelo cinemático directo [7]. De esa manera, la matriz Jacobiana de ORTE es:

Configuración	Gráfico	Ángulo
Codo arriba Hombro derecha		$q_1 = +$ $q_2 = \beta - \alpha$ $q_3 = -$
Codo abajo Hombro derecha		$q_1 = +$ $q_2 = \beta - \alpha$ $q_3 = +$
Codo arriba Hombro izquierda		$q_1 = -$ $q_2 = \beta - \alpha$ $q_3 = -$
Codo arriba Hombro izquierda		$q_1 = -$ $q_2 = \beta - \alpha$ $q_3 = +$

Tabla 5.3: Posibles configuraciones de ORTE.

$$\mathbf{J} = \begin{bmatrix} -S_1(L_3C_{23} + L_2C_2) & -C_1(L_3S_{23} + L_2S_2) & -L_3S_{23}C_1 \\ C_1(L_3C_{23} + L_2C_2) & -S_1(L_3S_{23} + L_2S_2) & -L_3S_{23}S_1 \\ 0 & L_3C_{23} + L_2C_2 & L_3C_{23} \\ 0 & S_1 & S_1 \\ 0 & -C_1 & -C_1 \\ 1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (5.13)$$

Puede observarse que la matriz Jacobiana de este mecanismo no es cuadrada y esto es consecuencia de la topología del mismo, en el que se tienen tres articulaciones activas para un mecanismo espacial. Esto implica que el valor numérico de cada uno de los elementos de la matriz dependerá de los valores instantáneos de las coordenadas articulares, por lo que el valor de la Jacobiana será diferente en cada uno de los puntos del espacio articular.

5.2.4. Análisis de Manipulabilidad

Para poder analizar el desempeño de un robot manipulador, se han propuesto diferentes índices que evalúan de una manera u otra la matriz Jacobiana del mecanismo [117]. En este trabajo se utiliza el índice de manipulabilidad de Yoshikawa [180], el cual cuantifica la capacidad que tiene un robot de generar velocidades en el efector final estando en una determinada configuración, y se expresa como:

$$\mu = \sqrt{\det(\mathbf{J}\mathbf{J}^T)} \quad (5.14)$$

El valor del índice de manipulabilidad μ tiende a cero cuando el manipulador se acerca a una singularidad. En ésta, el robot pierde la capacidad de generar velocidad en ciertas direcciones. Por otro lado, un índice de manipulabilidad con valor alto indica que el mecanismo es capaz de desarrollar velocidad en el efector final.

Por lo anterior, el índice de manipulabilidad puede emplearse para analizar el comportamiento de ORTE a lo largo de todo su espacio de trabajo y en particular, a lo largo de los diferentes rangos de movimientos en los que el mecanismo debe operar durante la terapia de rehabilitación. Para ello, se generó el espacio de trabajo que alcanza ORTE, asignando valores aleatorios a las variables articulares (i.e. q_1, q_2, q_3) y se tomaron en cuenta los límites de movimiento de cada articulación (ver Tabla 5.1). Posteriormente, se obtuvo el índice de manipulabilidad correspondiente a cada configuración.

Para calcular el índice de manipulabilidad es necesario usar únicamente la submatriz de la Jacobiana conformada por las primeras tres columnas y las primeras tres filas. Esto evitará la obtención de números imaginarios o indeterminados en la ecuación 5.14, dado que la Jacobiana no es una matriz cuadrada.

Se generaron 10,000 configuraciones diferentes del mecanismo, para las que se calculó el índice de manipulabilidad y su resultado se presenta en la Fig. 5.7 como un mapa de colores. El punto [0 0 0] se corresponde con el anclaje de la primera articulación. Cada punto representa una posición del efector final en el espacio de trabajo y su color indica la manipulabilidad del mecanismo en esa configuración. Las zonas en color amarillo indican buena manipulabilidad y las zonas azules, baja manipulabilidad.

En particular, se puede observar que en la zona frontal del espacio de trabajo del mecanismo existe una alta concentración de puntos en azul, i.e. existe una zona en el espacio de trabajo con una baja manipulabilidad que puede ser consecuencia de la presencia de una configuración singular. Por lo tanto, el espacio de trabajo queda dividido en dos regiones.

Al no estar acotado, el índice de manipulabilidad da una información cualitativa del comportamiento del mecanismo. Sin embargo, para poder establecer criterios de diseño, es necesario que el índice de desempeño esté acotado para poder definir un umbral sobre el cual se pueda considerar que una configuración es aceptable, o para definir cuándo se está acercando a un punto singular. Por este motivo, se define el *índice de manipulabilidad normalizado* de la siguiente manera:

$$\mu_{in} = \frac{\mu_i}{\mu_{max}}, \quad \mu_{max} = \max\{\mu_j \mid j \in WS\}, \quad (5.15)$$

siendo j una configuración del espacio de trabajo (WS) del mecanismo, y el índice de manipulación queda acotado de acuerdo a $\mu_{in} \in [0, 1]$.

Figura 5.7: Manipulabilidad de ORTE en el espacio de trabajo analizado.

Estando acotado el índice de manipulabilidad, se define entonces el siguiente criterio:

$$\text{Si } \mu_{in} < 0,05 \implies \text{configuración } i \text{ es singular} \quad (5.16)$$

El criterio seleccionado se basa en las pruebas realizadas con diferentes umbrales de manipulabilidad, encontrándose que a partir de este valor, aparecen configuraciones singulares en los límites del espacio de trabajo del dispositivo. En la Figura 5.8 se muestran diferentes vistas del espacio de trabajo de ORTE, evaluado bajo el criterio del índice de manipulabilidad normalizado. Las regiones en las que aparecen singularidades se han marcado en color rojo. Nótese que la mayoría de estas configuraciones se encuentran en la parte media del espacio de trabajo, separando a éste claramente en dos regiones.

También se obtuvieron cortes del espacio de trabajo, que se muestran en la Fig. 5.9. En el interior del espacio de trabajo existen áreas con buena manipulabilidad y puede verse que es en los límites de la esfera donde aparecen singularidades. Estos puntos corresponden a aquellos en donde el mecanismo está completamente extendido.

5.3. Modelado y validación dinámica

El modelo dinámico relaciona las fuerzas que actúan sobre un cuerpo y el movimiento que en él se producen. Dicho modelo relaciona matemáticamente los parámetros dimensionales del robot, como masas, longitudes e inercias, las fuerzas y pares aplicados en las articulaciones y la localización del robot. Es imprescindible para el desarrollo de técnicas de control avanzadas, pero también es fundamental en la etapa de diseño de los mecanismos para evaluar la estructura del robot y dimensionar los actuadores.

Se puede obtener el modelo dinámico de un robot a partir de leyes físicas conocidas, como las leyes de la mecánica newtoniana y lagrangiana, lo que permite desarrollar las ecuaciones

Figure 5.8: Diferentes vistas de la manipulabilidad de ORTE.

del movimiento dinámico para las articulaciones del robot en términos de los parámetros geométricos e inerciales de los elementos [43]. En esta sección se detalla la metodología escogida en este trabajo para hallar el modelo dinámico de ORTE y posteriormente se valida dicho modelo.

5.3.1. Modelo dinámico

Inicialmente, se seleccionó el método de Newton-Euler (NE) para obtener las ecuaciones dinámicas de ORTE debido a su eficiencia en costes computacionales. Dicha formulación consiste en *iteraciones hacia adelante* que propagan la información cinemática, como velocidades y aceleraciones angulares, desde el sistema de referencia hacia el efector final. A continuación, se realizan *iteraciones hacia atrás* que propagan las fuerzas ejercidas en cada elemento desde el efector final hasta el sistema de referencia de la base, y los pares que se aplican a cada articulación se calculan a partir de estas fuerzas.

Luh *et.al* [104] mejoraron el método de NE al referir las velocidades, aceleraciones, matrices de inercia, localización de los centros de masa de cada elemento y las fuerzas/pares a su propio sistema de coordenadas. Dicho método se usó inicialmente en este trabajo para hallar las ecuaciones que definen la dinámica de ORTE y se implementó el algoritmo en un software realizado en Matlab®. Sin embargo, las ecuaciones finales para hallar los pares eran sumamente extensas y su simplificación no era trivial. Fue necesario entonces optar por otro método que permitiera hallar de una manera directa la forma canónica de la ecuación de la dinámica de un robot, sin embargo, en el apéndice se presentan las ecuaciones obtenidas por la formulación de

Figure 5.9: Vistas de diferentes cortes del espacio de trabajo de ORTE.

NE, así como los pasos seguidos de dicho algoritmo.

El método usado para hallar el modelo dinámico de ORTE es el de Lagrange-Euler que, junto a la representación de coordenadas de elementos de Denavit-Hartenberg, da como resultado una descripción algorítmica conveniente y compacta de las ecuaciones de movimiento del manipulador. El algoritmo utiliza operaciones matriciales y facilita tanto el análisis como su implementación en un ordenador.

La derivación de las ecuaciones dinámicas de ORTE parte de:

1. La matriz de transformación de coordenadas homogéneas, T , hallada anteriormente.
2. La ecuación de Lagrange-Euler, que es:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} = \tau_i \quad i = 1, 2, \dots, n \quad (5.17)$$

donde

L =función lagrangiana=energía cinética K –energía potencial P ;

K =energía cinética total;

P =energía potencial total;

q_i =coordenada generalizada;

$\dot{q}_i$ =primera derivada respecto al tiempo de la coordenada generalizada q_i ;

τ_i =par generalizado aplicado al sistema en la articulación i para mover el elemento i .

La dinámica de un robot se expresa con la ecuación canónica:

$$\tau = \mathbf{D}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{H}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}) \quad (5.18)$$

donde $\mathbf{D}(\mathbf{q}) \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$ es la matriz de inercias de los eslabones, $\mathbf{H}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) \in \mathbb{R}^3$ es un vector 3x1 de fuerza de Coriolis y centrífuga no lineal y $\mathbf{C}(\mathbf{q}) \in \mathbb{R}^3$ es un vector 3x1 de la fuerza de la carga gravitatoria. τ es un vector 3x1 de los pares generalizados aplicados a las articulaciones $i = 1, 2, 3$. La matriz y los vectores de la ecuación 5.18 se definen de la siguiente manera:

$$\mathbf{D}(\mathbf{q}) = \begin{pmatrix} D_{11} & D_{12} & D_{13} \\ D_{12} & D_{22} & D_{23} \\ D_{13} & D_{23} & D_{33} \end{pmatrix}, \mathbf{H}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) = \begin{pmatrix} H_1 \\ H_2 \\ H_3 \end{pmatrix}, \mathbf{C}(\mathbf{q}) = \begin{pmatrix} C_1 \\ C_2 \\ C_3 \end{pmatrix} \quad (5.19)$$

Partiendo de que todas las articulaciones de ORTE son rotatorias, se siguen los pasos del algoritmo de Lagrange-Euler que aparecen en [43]. La derivación de la dinámica del robot se realiza manualmente y se valida posteriormente haciendo uso de Matlab®, para lo cual se implementa el algoritmo y se realizan pruebas. Al definir m_i , $i = 1, 2, 3$ como la masa de los eslabones y $[x_{ci} \ y_{ci} \ z_{ci}]$, $i = 1, 2, 3$ como el vector del centro de masa de cada eslabón, se pueden obtener los términos individuales de la ecuación 5.19, que son:

$$D_{11} = m_1 z_{c1}^2 + m_2 \left(\frac{1}{2} L_2^2 + d_1^2 + \frac{1}{2} x_{c2}^2 + \frac{1}{2} y_{c2}^2 + z_{c2}^2 + L_2 x_{c2} + 2d_1 z_{c2} + \frac{1}{2} L_2^2 C_\gamma + \frac{1}{2} x_{c2}^2 C_\gamma - \frac{1}{2} y_{c2}^2 C_\gamma - y_{c2} z_{c2} S_\gamma - \frac{1}{2} L_3 y_{c3} S_\alpha - \frac{1}{2} L_2 y_{c3} S_\beta - \frac{1}{2} L_2 y_{c3} S_\beta + L_2 x_{c2} C_\gamma - L_2 y_{c2} S_\gamma \right) + m_3 \left(\frac{1}{2} L_2^2 + \frac{1}{2} L_3^2 + \frac{1}{2} x_{c3}^2 + \frac{1}{2} y_{c3}^2 + z_{c3}^2 + x_{c3}^2 C_\alpha - y_{c3}^2 C_\alpha + L_3 x_{c3} + \frac{1}{2} L_2^2 C_\gamma + \frac{1}{2} L_3^2 C_\alpha - \frac{1}{2} L_3 y_{c3} S_\alpha - y_{c3} z_{c3} S_\alpha + L_2 L_3 C_\beta + L_2 x_{c3} C_\beta + L_2 L_3 C_\beta - \frac{1}{2} L_2 y_{c3} S_\beta + L_2 x_{c3} C_\beta - \frac{1}{2} L_2 y_{c3} S_\beta + L_3 x_{c3} C_\alpha \right)$$

$$D_{12} = -m_2 (L_2 d_1 S_2 + L_2 z_{c2} S_2 + d_1 y_{c2} C_2 + d_1 x_{c2} S_2 + y_{c2} z_{c2} C_2 + x_{c2} z_{c2} S_2) - m_3 (L_3 z_{c3} S_{23} + y_{c3} z_{c3} C_{23} + x_{c3} z_{c3} S_{23} - L_2 z_{c3} S_2)$$

$$D_{13} = -m_3 z_{c3} (L_3 S_{23} + y_{c3} C_{23})$$

$$D_{22} = m_2 (L_2^2 + x_{c2}^2 + y_{c2}^2 + L_2 x_{c2} - L_2 y_{c3} S_3) + m_3 (L_2^2 + L_3^2 + x_{c3}^2 + y_{c3}^2 + 2L_3 x_{c3} + 2L_2 L_3 C_3 + 2L_2 x_{c3} C_3 - L_2 y_{c3} S_3)$$

$$D_{23} = -m_2 (L_2 y_{c3} S_3) + m_3 (L_3^2 + 2L_3 x_{c3} + L_2 L_3 C_3 + x_{c3}^2 + y_{c3}^2 + L_2 x_{c3} C_3)$$

$$D_{33} = m_3 (L_3^2 + 2L_3^2 x_{c3}^2 + y_{c3}^2)$$

$$H_1 = \dot{q}_1 \dot{q}_2 [m_2 (L_3 y_{c3} - x_{c2}^2 S_\gamma + y_{c2}^2 S_\gamma - L_2 y_{c3} C_\beta - L_2 y_{c3} C_\beta - L_2^2 S_\gamma + 2L_2 x_{c3} S_\beta - 2L_2 y_{c2} C_\gamma - 2y_{c2} z_{c2} C_\gamma - L_3 y_{c3} C_\alpha) + m_3 (L_3 y_{c3} + L_2^2 S_\gamma - L_3^2 S_\alpha - x_{c3}^2 S_\alpha + y_{c3}^2 S_\alpha - 2y_{c3} z_{c3} C_\alpha + L_2 y_{c3} C_3 - 2L_2 L_3 S_\beta - L_2 y_{c3} C_\beta - 2L_2 x_{c3} S_\beta - L_3 y_{c3} C_\alpha - 2L_3 x_{c3} S_\alpha)] + \dot{q}_1 \dot{q}_3 [m_2 (-L_3 y_{c3} + L_3 y_{c3} C_\alpha - L_2 y_{c3} C_3 - L_2 y_{c3} C_\beta)] + m_3 (L_3 y_{c3} + L_3^2 S_\alpha - x_{c3}^2 S_\alpha + y_{c3}^2 S_\alpha + 2y_{c3} z_{c3} C_\alpha - L_2 L_3 S_3 - L_2 x_{c3} S_3 - L_2 L_3 S_\beta - L_2 x_{c3} S_\beta - L_3 y_{c3} C_\alpha - 2L_3 x_{c3} S_\alpha)] + \dot{q}_2^2 [m_2 (-L_2 d_1 C_2 - L_2 z_{c2} C_2 - d_1 x_{c2} C_2 + d_1 y_{c2} S_2 - x_{c2} z_{c2} C_2 +$$

$$y_{c2}z_{c2}S_2) + m_3(y_{c3}z_{c3}S_{23} - x_{c3}z_{c3}C_{23} - L_2z_{c3}C_2 - L_3z_{c3}C_{23})] + \dot{q}_2\dot{q}_3[m_3(-2L_3z_{c3}C_{23} - 2x_{c3}z_{c3}C_{23} + 2y_{c3}z_{c3}S_{23})] + \dot{q}_3^2[m_3(-L_3z_{c3}C_{23} - x_{c3}z_{c3}C_{23} + y_{c3}z_{c3}S_{23})]$$

$$H_2 = \dot{q}_1^2[m_2(-\frac{1}{2}L_3y_{c3} + \frac{1}{2}L_2^2S_\gamma + \frac{1}{2}x_{c2}^2S_\gamma - \frac{1}{2}y_{c2}^2S_\gamma - \frac{1}{2}L_2y_{c3}C_3 + \frac{1}{2}L_2y_{c3}C_\beta + L_2y_{c2}C_\gamma + L_2x_{c2}S_\gamma + y_{c2}z_{c2}C_\gamma + \frac{1}{2}L_3y_{c3}C_\alpha) + m_3(\frac{1}{2}L_3y_{c3} + \frac{1}{2}L_2^2S_\gamma + \frac{1}{2}L_3^2S_\alpha + \frac{1}{2}x_{c3}^2S_\alpha - \frac{1}{2}y_{c3}^2S_\alpha + \frac{1}{2}L_2y_{c3}C_3 + L_2L_3S_\beta + \frac{1}{2}L_2y_{c3}C_\beta + L_2x_{c3}S_\beta + \frac{1}{2}L_3y_{c3}C_\alpha + L_3x_{c3}S_\alpha + y_{c3}z_{c3}C_\alpha)] + \dot{q}_2^2[m_2(-L_3y_{c3} - L_2y_{c3}C_3) + m_3(L_3y_{c3} - L_2y_{c3}C_3)] + \dot{q}_2\dot{q}_3[m_2(-2L_3y_{c3} - 2L_2y_{c3}C_3) + m_3(2L_3y_{c3} - 2L_2L_3S_3 - 2L_2x_{c3}S_3)] + \dot{q}_3^2[m_2(-L_3y_{c3} + L_2y_{c3}C_3) + m_3(L_3y_{c3} + L_2L_3S_3 - L_2x_{c3}S_3)]$$

$$H_3 = \dot{q}_1^2[m_2(-\frac{1}{2}L_3y_{c3} + \frac{1}{2}L_3y_{c3}C_\alpha) + m_3(\frac{1}{2}L_3y_{c3} + \frac{1}{2}L_3^2S_\alpha + \frac{1}{2}x_{c3}^2S_\alpha - \frac{1}{2}y_{c3}^2S_\alpha + \frac{1}{2}L_2L_3S_3 + \frac{1}{2}L_2y_{c3}C_3 + \frac{1}{2}L_2x_{c3}S_3 + \frac{1}{2}L_2L_3S_\beta + \frac{1}{2}L_2y_{c3}C_\beta + \frac{1}{2}L_2x_{c3}S_\beta + \frac{1}{2}L_3y_{c3}C_\alpha + L_3x_{c3}S_\alpha + y_{c3}z_{c3}C_\alpha)] + \dot{q}_2^2[m_2(-L_3y_{c3}) + m_3(L_3y_{c3} + L_2L_3S_3 + L_2y_{c3}C_3 + L_2x_{c3}S_3)] + \dot{q}_2\dot{q}_3[(m_2 + m_3)(2L_3y_{c3})] + \dot{q}_3^2[(-m_2 + m_3)(L_3y_{c3})]$$

$$C_1 = g[m_1z_{c1}C_1 + m_2(d_1C_1 - L_2S_1C_2 - x_{c2}S_1C_2 + y_{c2}S_1S_2 + z_{c2}C_1) - m_3(L_2S_1C_2 + L_3S_1C_{23} + x_{c3}S_1C_{23} - y_{c3}S_1S_{23} - z_{c3}C_1)]$$

$$C_2 = -gC_1[m_2(L_2S_2 + x_{c2}S_2 + y_{c2}C_2) + m_3(L_2S_2 + L_3S_{23} + x_{c3}S_{23} + y_{c3}C_{23})]$$

$$C_3 = -gm_3C_1(L_3S_{23} + x_{c3}S_{23} + y_{c3}C_{23})$$

donde c_i y s_i son $\cos(q_i)$ y $\sin(q_i)$, respectivamente, y $\alpha = 2q_2 + 2q_3$, $\beta = 2q_2 + q_3$, $\gamma = 2q_2$.

5.3.2. Validación del modelo

La exactitud del modelo dinámico presentado anteriormente se analiza al comparar sus resultados con el modelo simulado en ADAMS®, el cual fue importado desde el diseño realizado en CAD, y que contiene todas sus propiedades físicas. Existe una herramienta que permite realizar una co-simulación entre Simulink y ADAMS®, con lo cual el modelo del exoesqueleto se exporta como un bloque a Simulink, para el que deben definirse las entradas y salidas. En este caso, se establecen como entradas los valores articulares q_1 , q_2 y q_3 . Las salidas son τ_1 , τ_2 y τ_3 .

Para garantizar la continuidad de las trayectorias de los valores articulares, se emplea un planificador que genera un perfil de velocidad tipo senoidal-lineal-senoidal. Se asume que la velocidad nominal típica para los ejercicios de rehabilitación no debe sobrepasar de 1 m/s y que la aceleración máxima es 10 m/s^2 en el efector final [119], para evitar lesiones en el paciente o que éste empeore su situación.

En la selección de las trayectorias, se consideran dos casos: la generación de movimientos puros en cada articulación (flexión-extensión del codo, abducción-aducción del hombro y flexión-extensión del hombro) y una trayectoria que represente un movimiento de la vida diaria. Es importante hacer notar que en el inicio de la rehabilitación, la terapia se centra en movimientos puros [150] y conforme el paciente evoluciona, se van realizando ejercicios más complejos como el de comer.

Las trayectorias se definen en el espacio de la tarea como una colección de puntos por el que debe pasar el efector final. Estos puntos son trasladados al estado articular empleando el modelo dinámico del mecanismo, presentado en la sección 5.3. Sin embargo, para que el mecanismo

realice una trayectoria suave y continua, se deben interpolar dichos puntos empleando algún perfil de velocidad que sea adecuado para la tarea a realizar.

Como se mencionó anteriormente, en este trabajo se usa el perfil de velocidad presentado en [135] y que está compuesto de tres etapas (sinusoidal-lineal-sinusoidal), como se muestra en la Fig. 5.10, con el fin de proveer una trayectoria suavizada que garantice la continuidad de la velocidad y la aceleración, evitando así cambios abruptos en los pares de salida. Esta aproximación está descrita por las siguientes ecuaciones:

Figura 5.10: Planificador de trayectoria para la simulación dinámica.

Régimen de aceleración $t_0 \leq t < t_a$

$$y = a_0 + a_1(t - t_0) - a_2 \sin(\omega(t - t_0)) \quad (5.20a)$$

$$\dot{y} = a_1 - a_2 \omega \cos(\omega(t - t_0)) \quad (5.20b)$$

$$\ddot{y} = a_2 \omega^2 \sin(\omega(t - t_0)) \quad (5.20c)$$

Régimen de velocidad constante $t_a \leq t < t_{cv}$

$$y = b_0 + b_1(t - t_0 - t_a) \quad (5.21a)$$

$$\dot{y} = b_1 \quad (5.21b)$$

$$\ddot{y} = 0 \quad (5.21c)$$

Régimen de desaceleración $t_{cv} \leq t < t_d$

$$y = c_0 + c_1(t - t_0 - t_a - t_{cv}) - c_2 \text{sen}(\omega(t - t_0 - t_a - t_{cv})) \quad (5.22a)$$

$$\dot{y} = c_1 - c_2 \omega \cos(\omega(t - t_0 - t_a - t_{cv})) \quad (5.22b)$$

$$\ddot{y} = c_2 \omega^2 \text{sen}(\omega(t - t_0 - t_a - t_{cv})) \quad (5.22c)$$

Conocidas las condiciones iniciales $y_0, \dot{y}_0$ y las condiciones finales $y_f, \dot{y}_f = 0$, la duración deseada del movimiento punto a punto $t_m = t_a + t_{cv} + t_d$ y considerando las condiciones de contorno de cada régimen así como el perfil de velocidad simétrico $t_a = t_d$, se pueden hallar los coeficientes de las ecuaciones 5.20a-c, 5.21a-c y 5.22a-c de la siguiente manera:

$$\begin{aligned} t_{cv} &= t_m - 2t_a & b_0 &= a_0 + a_1 t_a \\ \omega &= \frac{\pi}{t_a} & b_1 &= 2a_1 - \dot{y}_0 \\ a_0 &= y_0 & c_0 &= b_0 + b_1 t_{cv} \\ a_1 &= \frac{y_f + y_0 + \dot{y}_0(t_{cv} + 0,5t_a)}{2(t_m - t_a)} & c_1 &= 0,5b_1 \\ a_2 &= \frac{a_1 - \dot{y}_0}{\omega} & c_2 &= \frac{c_1}{\omega} \end{aligned} \quad (5.23)$$

El planificador de trayectoria sinusoidal-lineal-sinusoidal (SLS) con velocidad inicial y final igual a cero, se implementa para simular los movimientos puros, teniendo en cuenta la velocidad máxima recomendada para la realización de terapias de rehabilitación. En el esquema que se muestra en la Fig. 5.11 puede verse la metodología usada para la validación del modelo dinámico obtenido por el método de Lagrange-Euler. Nótese que τ_a es el par obtenido del modelo en ADAMS®, mientras que τ_m es el par generado por el modelo Lagrange-Euler.

Figura 5.11: Esquema para validar el modelo dinámico de ORTE.

Los parámetros de ORTE que se usaron para la simulación se presentan en la Tabla 5.4, en la que se especifica la masa, centro de masa, momentos de inercia y las longitudes de los eslabones, tomando como referencia el punto de origen del mecanismo, que el anclaje de la primera articulación (ver Fig. 5.3). Los parámetros usados representan la condición más

desfavorable desde el punto de vista del ajuste del exoesqueleto y la carga que debe soportar, representando al exoesqueleto con el doble de la masa del miembro superior [34]. Este escenario puede representar el caso de un paciente con espasticidad, es decir, a músculos tensos y rígidos. La distancia d_1 que se utiliza es $0,117\text{ m}$.

Eslabón	Masa [kg]	Longitud [m]	Centro de masa [m]	Momentos de inercia [Kg * m ²]
1	4.52	0.231	[0, -0.1, 0.089]	$\begin{bmatrix} 0.0408 & 0 & 0 \\ 0 & 0.0384 & 0 \\ 0 & 0 & 0.0046 \end{bmatrix}$
2	7.6	0.437	[-0.169, -0.023, -0.049]	$\begin{bmatrix} 0.1671 & 0 & 0 \\ 0 & 0.1641 & 0 \\ 0 & 0 & 0.011 \end{bmatrix}$
3	5.42	0.365	[-0.221, 0.018, 0.048]	$\begin{bmatrix} 0.0874 & 0 & 0 \\ 0 & 0.0849 & 0 \\ 0 & 0 & 0.0086 \end{bmatrix}$

Table 5.4: Parámetros usados para la simulación dinámica de ORTE.

Es importante recordar que ORTE es un exoesqueleto adaptable a diferentes longitudes del miembro superior, gracias a sus elementos prismáticos ubicados en el brazo y antebrazo del dispositivo. Esto tiene como consecuencia que las longitudes de ambos eslabones, así como los centros de masas, cambian en cada configuración. La ecuación C.7, que se presenta en el apéndice, define el centro de masa de cada elemento de ORTE en relación a la longitud actual de cada eslabón.

Se hace la simulación del movimiento de abducción, flexión del hombro y flexión del codo, y los resultados de pares obtenidos se muestran en la Fig. 5.12. La abducción se hace en dos etapas, llegando primero a -90° y posteriormente a -180° , aunque ORTE no puede alcanzar dicho rango debido a limitaciones mecánicas. Sin embargo, en esta etapa se deseaba estudiar el comportamiento del modelo dinámico obtenido a partir de Lagrange-Euler. La trayectoria del movimiento de flexión del hombro usada para la simulación, alcanzó primero los 90° y después 180° . La flexión del codo se realiza en dos etapas, alcanzado primero los 90° y posteriormente el rango completo, es decir, 145° . En todos los casos, el tiempo de simulación es 4.5 [s] .

Puede observarse en la Fig. 5.12 que los pares articulares que demanda el escenario simulado son muy altos, una situación esperada dado que es una aproximación sobredimensionada de las cargas que debe soportar el mecanismo. También es posible notar que los cambios en los pares corresponden a los puntos en los que el planificador de trayectorias pasa de la fase de aceleración a la fase de velocidad constante, y de la fase de velocidad constante a la fase de desaceleración para cada etapa del movimiento.

Para evaluar la validez del modelo dinámico obtenido en este trabajo, se calculó el error absoluto entre los pares obtenidos en ADAMS® y el modelo de Lagrange-Euler. Los resultados para cada movimiento se muestran en la Fig. D.2 del apéndice y demuestran que el modelo dinámico obtenido es eficiente y válido.

También se simuló un movimiento de la vida diaria que requiera una combinación de movimientos puros. Para la trayectoria combinada que simula el movimiento de comer, se

interpolan los puntos que la definen y se elimina el régimen de aceleración y desaceleración del interpolador SLS para los puntos intermedios de la trayectoria. En la Fig. 5.13 se muestra la trayectoria obtenida, en la que el efector final inicia el movimiento desde la posición inicial, o de descanso, y la termina en un punto cercano a la boca.

Para simular el movimiento de comer, la trayectoria usada para cada q_i va de 0° a 90° . Los resultados obtenidos se muestran en la Fig. 5.14 y si se comparan con la Fig. 5.12, puede notarse que los pares demandados por los movimientos puros son mucho mayores, sobretodo cuando cada articulación alcanza un plano paralelo al plan transversal. En la Fig. D.1 del apéndice se presenta el error absoluto obtenido para este movimiento.

(a) Abducción del hombro

(b) Flexión-extensión del hombro.

(c) Flexión-extensión del codo

Figura 5.12: Simulación de movimientos puros y comparación de resultados.

Figura 5.13: Trayectoria que representa el movimiento de comer.

Figura 5.14: Pares obtenidos en la simulación del movimiento de comer.

Capítulo 6

SISTEMA DE CONTROL DEL EXOESQUELETO DE REHABILITACIÓN

En este capítulo se presentan los requisitos que debe cumplir el sistema de control y los modos de operación que se proponen para el exoesqueleto ORTE. A continuación, se presenta la arquitectura de control propuesta en este trabajo, y que permite la implementación de diferentes esquemas de tipo multivariable desacoplado.

Las características más importantes de los controladores, como la ley de control y la estabilidad a lazo cerrado, son analizadas y posteriormente comprobadas en las simulaciones que se hicieron. El modelo músculo-esquelético desarrollado en esta tesis, fue incorporado en el sistema de control, con el objetivo de contar con señales que se ajusten más al sistema real. Los resultados obtenidos con ambos controladores se comparan y se discuten los puntos fuertes y débiles que presentan los esquemas propuestos.

6.1. Requisitos del sistema de control

Para el diseño del sistema de control de ORTE, se tomaron en cuenta varios requisitos desde el punto de vista médico. Uno de los principales se refiere a la adaptación que debe tener el sistema a cada paciente, considerando sus particularidades y evolución. Desde esta perspectiva, el principal reto lo constituye diseñar una arquitectura de control que permita la incorporación de varios elementos y que conceda flexibilidad para lograr esa adaptación a distintos escenarios de rehabilitación. Los requisitos más relevantes que debe cumplir el sistema de control de ORTE son:

- **Seguimiento de una trayectoria de referencia:** se contempla que ORTE ayude al paciente a seguir una trayectoria, la cual será definida por el fisioterapeuta, y que dicho movimiento se realizará un determinado número de veces a una velocidad establecida.
- **Adaptabilidad al paciente y su evolución:** ORTE podrá tener varios modos de operación, pero uno de los más importantes es el adaptativo, que modificará el aporte en par de cada motor en base a la ayuda que el paciente está haciendo para llevar a cabo el movimiento. Esto quiere decir que a más aporte por parte del paciente, menos par ejercerán los motores del dispositivo.

- **Fácil configuración del modo de operación del exoesqueleto:** el objetivo es que el fisioterapeuta pueda configurar ORTE en el menor número de pasos posible.
- **Compensación del peso del exoesqueleto:** dependiendo del modo de operación, el paciente no debe percibir el peso de ORTE mientras realiza los ejercicios de rehabilitación.
- **Obtención de datos de la evolución del paciente:** ORTE integrará sensores que puedan aportar información valiosa para conocer la evolución del paciente y dichos datos deberán presentarse a los fisioterapeutas de manera gráfica y sencilla. Dichos sensores pueden ser posición, fuerza y/o aceleración.

Para cumplir con los requisitos descritos y tomando en cuenta otros aspectos que puedan ayudar en la rehabilitación, se propone el esquema mostrado en la Fig. 6.1. Por un lado, el sistema de control deberá tener comunicación con una interfaz que le permita al fisioterapeuta una configuración fácil del modo de funcionamiento del exoesqueleto. Dicha interfaz recibirá información proveniente del exoesqueleto, como los datos de posición de cada articulación, velocidad de movimiento, etc., y se mostrará en la pantalla las gráficas de dichos datos.

Figura 6.1: Esquema del Sistema de Control de ORTE.

El modelo músculo-esquelético también estará conectado a la interfaz del especialista, de manera de los movimientos realizados en el exoesqueleto puedan observarse en el avatar. Se incluye esta función, debido a que el modelo constituye una valiosa herramienta gráfica de visualización del comportamiento de los músculos durante el movimiento.

Por otro lado, habrá una interfaz paciente-robot, en la que se incluye el exoesqueleto Orte y diferentes sensores que podrán medir no sólo el movimiento realizado por el paciente, sino también otro tipo de bioseñales que pueden ser útiles para evaluar la evolución de la rehabilitación. Para dicha interfaz, se propone que incluya un entorno virtual que ayude a potenciar la concentración del paciente durante la realización de los ejercicios de rehabilitación.

Los modos de operación que se proponen para ORTE son tres y sus nombres están orientados a la acción que lleva a cabo el paciente:

1. Modo pasivo: el exoesqueleto mueve por completo el brazo del paciente, ya que éste se encuentra en una etapa temprana de la rehabilitación o no puede llevar a cabo el movimiento.
2. Modo adaptativo: el exoesqueleto ayuda al paciente a completar el movimiento, de manera que modifica el aporte de par de los motores al esfuerzo que el paciente haga. A más ayuda de parte del paciente, menos par de parte del dispositivo. Este modo podrá ser usado en la etapa intermedia de la rehabilitación.
3. Modo resistivo: el exoesqueleto se opone al movimiento de manera que el paciente debe hacer mayor fuerza para mover el dispositivo. Este modo podrá ser usado en la última etapa de la rehabilitación como ayuda para conseguir que el paciente gane fuerza muscular.

En este trabajo se propone una arquitectura de control que permita implementar los primeros dos modos de operación.

6.2. Arquitectura de control propuesta

El esquema de la arquitectura de control propuesta para ORTE en esta tesis se muestra en la Fig. 6.2, que es un sistema de control de tipo multivariable desacoplado. Entre dichos esquemas, se seleccionó el control basado en el modelo dinámico inverso, que emplea realimentación no-lineal para desacoplar las interacciones entre los eslabones del exoesqueleto, y utiliza un regulador proporcional y otro derivativo para controlar los actuadores. Se agrupa entre aquellos controladores de tipo anticipativo.

Figura 6.2: Diagrama de bloques de la arquitectura de control propuesta para ORTE.

El modelo músculo-esquelético desarrollado y presentado en el capítulo 4 se integra en dicho esquema de dos maneras: 1) del modelo de un sujeto sano, se obtienen las señales de referencia del controlador, que son la posición, velocidad y aceleración del movimiento, y 2)

del modelo de un paciente con alguna patología, se obtiene el par articular. Para comprobar que el sistema de control propuesto permite el segundo modo de operación de ORTE, el adaptativo, se representará el modelo del paciente en distintos estados de la rehabilitación. Como señales de activación muscular de ambos modelos, pueden usarse señales EMG o el tren de pulsos que se ha utilizado en este trabajo y que se describió en el Cap. 4.

El modelo dinámico de ORTE, desarrollado en la sección 5.3.1, forma parte del sistema de control para la pre-compensación de la dinámica. La planta a controlar corresponde en este caso al modelo del exoesqueleto realizado en el software ADAMS® y que tiene como entrada los pares de cada una de las articulaciones y como salida, la posición y velocidad angular de cada GDL del sistema. Se asume que no hay fricción en las articulaciones.

En el esquema mostrado en la Fig. 6.2, el bloque en azul representa el sistema de control. El objetivo es que bajo esta misma arquitectura, puedan implementarse distintos controladores como el PD [79], el deslizante [136] o lógica difusa [128]. En este trabajo, los controladores que se usan son el PD y el PD con compensación.

6.2.1. Controlador PD

En la Fig. 6.3 se presenta el diagrama de bloques del sistema de control PD implementado en ORTE. Puede observarse que existen dos bucles representados: uno interno basado en el modelo dinámico del exoesqueleto y otro externo dedicado al error de seguimiento. La función del bucle interior es obtener una relación entrada/salida lineal desacoplada, mientras que el bucle exterior se encarga de estabilizar todo el sistema [160].

Figura 6.3: Diagrama de bloques del sistema de control PD implementado en ORTE.

Ley de control

El modelo dinámico del sistema de control PD para ORTE es:

$$\mathbf{D}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{H}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}) = \boldsymbol{\tau} + \boldsymbol{\tau}_h \quad (6.1)$$

donde,

- $\mathbf{q} \in \mathbb{R}^3$ es el vector de posiciones angulares.
- $\dot{\mathbf{q}} \in \mathbb{R}^3$ es el vector de velocidades angulares.
- $\mathbf{D}(\mathbf{q}) \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$ es la matriz de inercia de los eslabones de ORTE, mientras que $\boldsymbol{\tau} \in \mathbb{R}^3$ es el par de control.
- $\mathbf{H}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} \in \mathbb{R}^3$ es el vector de fuerza de Coriolis y centrífuga, mientras que $\mathbf{C}(\mathbf{q}) \in \mathbb{R}^3$ es el vector de la fuerzas gravitatoria de ORTE.
- $\tau_h \in \mathbb{R}^3$ es el par ejercido por el usuario del exoesqueleto, y en el que $\tau_h = 0$ implica que el humano no realiza esfuerzo, mientras que $\tau_h \neq 0$ implica que sí lo hace.

El par articular que ejerce el músculo i sobre la articulación r_i se puede calcular así [37]:

$$\tau_h = \sum_i \mathbf{F}_i^{mt} \mathbf{r}_i \quad (6.2)$$

donde F_i^{mt} es la fuerza de la unidad músculo-tendón i . Dicho término corresponde al mismo que fue presentado anteriormente en la ecuación 4.1 y que depende a su vez de la F_{pasiva} (ecuación 4.3) y de la F_{activa} (ecuación 4.4).

El par de control es:

$$\boldsymbol{\tau} = \hat{\mathbf{D}}(\mathbf{q})\mathbf{v} + \hat{\mathbf{H}}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + \hat{\mathbf{C}}(\mathbf{q}) \quad (6.3)$$

donde,

$$\mathbf{v} = \ddot{\mathbf{q}}_d + \mathbf{K}_d(\dot{\mathbf{q}}_d - \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{K}_p(\mathbf{q}_d - \mathbf{q}) \quad (6.4)$$

y

- $\hat{\mathbf{D}}(\mathbf{q}) \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$, $\hat{\mathbf{H}}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) \in \mathbb{R}^3$ y $\hat{\mathbf{C}}(\mathbf{q}) \in \mathbb{R}^3$ corresponden a la matriz de inercia, el vector de fuerza de Coriolis y centrífuga, y al vector de la fuerzas gravitatoria, respectivamente, obtenidos por el método de Lagrange-Euler en el capítulo anterior.
- $\mathbf{v} \in \mathbb{R}^3$ se define como la ley de control PD
- $\mathbf{q}_d - \mathbf{q}$ es el vector del error de posición angular.
- $\dot{\mathbf{q}}_d - \dot{\mathbf{q}}$ es el vector del error de velocidad angular.
- $\ddot{\mathbf{q}}_d$ es el vector de aceleración deseada.
- $\mathbf{q}_d \in \mathbb{R}^3$, $\dot{\mathbf{q}}_d \in \mathbb{R}^3$ y $\ddot{\mathbf{q}}_d \in \mathbb{R}^3$ es la posición, velocidad y aceleración deseada, respectivamente.

Si se seleccionan $\mathbf{K}_p$ y $\mathbf{K}_d$ como matrices diagonales definidas positivas del tipo

$$\mathbf{K}_p = \text{diag} \{ \omega_{n1}^2, \dots, \omega_{nn}^2 \} \quad \mathbf{K}_d = \text{diag} \{ 2\omega_{n1}, \dots, 2\omega_{nn} \}$$

se tiene entonces un sistema desacoplado. El componente de referencia v_i tiene influencia solamente sobre la variable articular q_i con una relación entrada/salida de segundo orden caracterizada por la frecuencia natural ω_{ni} del sistema a lazo cerrado.

Sistema a lazo cerrado

Se definen los vectores de error:

$$\mathbf{E} = \mathbf{q}_d - \mathbf{q} \quad (6.5a)$$

$$\dot{\mathbf{E}} = \dot{\mathbf{q}}_d - \dot{\mathbf{q}} \quad (6.5b)$$

$$\ddot{\mathbf{E}} = \ddot{\mathbf{q}}_d - \ddot{\mathbf{q}} \quad (6.5c)$$

donde $\mathbf{E} \in \mathbb{R}^3$, $\dot{\mathbf{E}} \in \mathbb{R}^3$ y $\ddot{\mathbf{E}} \in \mathbb{R}^3$.

Si se sustituye la ecuación 6.3 y 6.4 en 6.1, se obtiene la ecuación de la dinámica del sistema a lazo cerrado:

$$\mathbf{D}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{H}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}) = \hat{\mathbf{D}}(\mathbf{q})\mathbf{v} + \hat{\mathbf{H}}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + \hat{\mathbf{C}}(\mathbf{q}) + \boldsymbol{\tau}_h \quad (6.6)$$

Al sustituir las ecuaciones 6.4, 6.5a, 6.5b y 6.5c en 6.6, se tiene:

$$\mathbf{D}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{H}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}) = \hat{\mathbf{D}}(\mathbf{q}) [\ddot{\mathbf{q}}_d + \mathbf{K}_d \dot{\mathbf{E}} + \mathbf{K}_p \mathbf{E}] + \hat{\mathbf{H}}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + \hat{\mathbf{C}}(\mathbf{q}) + \boldsymbol{\tau}_h \quad (6.7)$$

Si se asume que $\mathbf{D}(\mathbf{q}) \approx \hat{\mathbf{D}}(\mathbf{q})$, $\mathbf{H}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} \approx \hat{\mathbf{H}}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ y $\mathbf{C}(\mathbf{q}) \approx \hat{\mathbf{C}}(\mathbf{q})$, se tiene entonces la ecuación diferencial homogénea de segundo orden:

$$-\hat{\mathbf{D}}^{-1}(\mathbf{q}) \boldsymbol{\tau}_h = \ddot{\mathbf{E}} + \mathbf{K}_d \dot{\mathbf{E}} + \mathbf{K}_p \mathbf{E} \quad (6.8)$$

que expresa la dinámica del error de posición 6.5a mientras se hace el seguimiento de la trayectoria.

Estabilidad del controlador

Se analiza la estabilidad del sistema (exoesqueleto y controlador a lazo cerrado), tomando en cuenta dos escenarios que corresponden a los primeros dos modos de operación de ORTE: Modo pasivo, en el que $\boldsymbol{\tau}_h = 0$, y Modo adaptativo, en el que $\boldsymbol{\tau}_h \neq 0$.

En el Modo pasivo se considera que la dinámica del sistema ORTE+paciente está definida por la ecuación 6.1 con $\boldsymbol{\tau}_h = 0$. Esto último implica que el usuario no está ejerciendo ningún par para realizar el movimiento. La ecuación 6.8 se expresa en términos del espacio de estados:

$$\frac{d}{dt} \begin{bmatrix} \mathbf{E} \\ \dot{\mathbf{E}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & \mathbf{I} \\ -\mathbf{K}_p & -\mathbf{K}_d \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{E} \\ \dot{\mathbf{E}} \end{bmatrix} \quad (6.9)$$

donde $\mathbf{I}$ es la matriz identidad de dimensión $n = 3$. El error ocurre sólo si $\mathbf{E}(0)$ y/o $\dot{\mathbf{E}}(0)$ son diferentes de cero y convergen a cero con una velocidad que dependen de los valores seleccionados para las matrices $\mathbf{K}_p$ y $\mathbf{K}_d$.

Dado que la ecuación 6.9 es lineal y autónoma, y suponiendo que la matrices $\mathbf{K}_p$ y $\mathbf{K}_d$ son definidas positivas, el sistema es asintóticamente estable. Para demostrar esto, y en base a [79], se presenta a continuación el análisis de estabilidad del sistema usando el método de Lyapunov. Para ello, se introduce la constante ε que satisface

$$\lambda_{\min} \{ \mathbf{K}_d \} > \varepsilon > 0$$

donde $\lambda_{\min}$ representa el valor propio más pequeño de la matriz $\mathbf{K}_d$. Al multiplicar por $\mathbf{x}^T \mathbf{x}$, donde $\mathbf{x} \in \mathbb{R}^3$ es cualquier vector diferente a cero, se obtiene $\lambda_{\min} \{ \mathbf{K}_d \} \mathbf{x}^T \mathbf{x} > \varepsilon \mathbf{x}^T \mathbf{x}$. Dado que por diseño, $\mathbf{K}_d$ es una matriz simétrica, entonces $\mathbf{x}^T \mathbf{K}_d \mathbf{x} \geq \lambda_{\min} \{ \mathbf{K}_d \} \mathbf{x}^T \mathbf{x}$ y por lo tanto,

$$\mathbf{x}^T [\mathbf{K}_d - \varepsilon \mathbf{I}] \mathbf{x} > 0 \quad \forall \mathbf{x} \neq 0 \in \mathbb{R}^3.$$

Lo anterior significa que la matriz $\mathbf{K}_d - \varepsilon \mathbf{I}$ es definida positiva, por lo que

$$\mathbf{K}_d - \varepsilon \mathbf{I} > 0. \quad (6.10)$$

Considerando que la matriz $\mathbf{K}_p$ es definida positiva, al igual que la constante ε , se puede concluir entonces que

$$\mathbf{K}_p + \varepsilon \mathbf{K}_d - \varepsilon^2 \mathbf{I} > 0. \quad (6.11)$$

Se considera ahora la siguiente función candidata de Lyapunov

$$\begin{aligned} \mathbf{V}(\mathbf{E}, \dot{\mathbf{E}}) &= \frac{1}{2} \begin{bmatrix} \mathbf{E} \\ \dot{\mathbf{E}} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} \mathbf{K}_p + \varepsilon \mathbf{K}_d & \varepsilon \mathbf{I} \\ \varepsilon \mathbf{I} & \mathbf{I} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{E} \\ \dot{\mathbf{E}} \end{bmatrix} \\ \mathbf{V}(\mathbf{E}, \dot{\mathbf{E}}) &= \frac{1}{2} \dot{\mathbf{E}}^T \dot{\mathbf{E}} + \frac{1}{2} \mathbf{E}^T [\mathbf{K}_p + \varepsilon \mathbf{K}_d] \mathbf{E} + \varepsilon \mathbf{E}^T \dot{\mathbf{E}} \end{aligned} \quad (6.12)$$

donde la constante ε satisface las ecuaciones 6.10 y 6.11. De lo anterior, la función presentada en 6.12 es definida positiva global.

Al evaluar la derivada de $\mathbf{V}(\mathbf{E}, \dot{\mathbf{E}})$, se obtiene

$$\dot{\mathbf{V}}(\mathbf{E}, \dot{\mathbf{E}}) = \ddot{\mathbf{E}}^T \dot{\mathbf{E}} + \mathbf{E}^T [\mathbf{K}_p + \varepsilon \mathbf{K}_d] \dot{\mathbf{E}} + \varepsilon \dot{\mathbf{E}}^T \dot{\mathbf{E}} + \varepsilon \mathbf{E}^T \ddot{\mathbf{E}}.$$

Al sustituir en la expresión de arriba $\ddot{\mathbf{E}}$ de la ecuación 6.9, se obtiene:

$$\begin{aligned} \dot{\mathbf{V}}(\mathbf{E}, \dot{\mathbf{E}}) &= -\dot{\mathbf{E}}^T [\mathbf{K}_d - \varepsilon \mathbf{I}] \dot{\mathbf{E}} - \varepsilon \mathbf{E}^T \mathbf{K}_p \mathbf{E} \\ &= - \begin{bmatrix} \mathbf{E} \\ \dot{\mathbf{E}} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} \varepsilon \mathbf{K}_p & 0 \\ 0 & \mathbf{K}_d - \varepsilon \mathbf{I} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{E} \\ \dot{\mathbf{E}} \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (6.13)$$

Dado que ε fue seleccionada para cumplir con $\mathbf{K}_d - \varepsilon \mathbf{I} > 0$, y que $\mathbf{K}_p$ es definida positiva, la función $\dot{\mathbf{V}}(\mathbf{E}, \dot{\mathbf{E}})$ en la ecuación 6.13 es definida negativa global. Se puede concluir que el origen $\begin{bmatrix} \mathbf{E}^T & \dot{\mathbf{E}}^T \end{bmatrix}^T = 0$ de la ecuación a lazo cerrado es asintóticamente estable y por lo tanto

$$\lim_{t \rightarrow \infty} \mathbf{E}(t) = 0$$

$$\lim_{t \rightarrow \infty} \dot{\mathbf{E}}(t) = 0$$

Para el Modo adaptativo, se considera que la dinámica del sistema ORTE+paciente está definida por la ecuación 6.1 con $\tau_h \neq 0$. Esto último implica que el usuario está ejerciendo par para realizar el movimiento. La función de transferencia del sistema a lazo cerrado de la ec. 6.8 se reescribe para cada articulación y se define $\delta_i = -\hat{D}_i^{-1}(q_i) \tau_{hi}$ [3]. De los anterior,

$$e(s) = \frac{\delta_i}{s^2 + k_{di}s + k_{pi}}, i = 1, 2, 3 \quad (6.14)$$

Usando el teorema del valor final, y asumiendo que τ_{hi} es una señal acotada [131], el error en el espacio de estados puede ser definido así:

$$e_{ss} = \lim_{t \rightarrow \infty} e(t) = \lim_{s \rightarrow 0} se(s) = \lim_{s \rightarrow 0} \frac{s}{s^2 + k_{di}s + k_{pi}} \delta_i = 0 \quad (6.15)$$

De la ecuación anterior, puede concluirse que el controlador mantendrá su estabilidad ante la presencia de perturbaciones acotadas, como puede considerarse en este caso τ_{hi} .

Si bien el esquema de control planteado es bastante atractivo por su compensación no lineal y el desacople del sistema, debe tomarse en cuenta que esta técnica está basada en la suposición de que existe una perfecta cancelación de los términos dinámicos. La implementación de este controlador requiere que se conozcan todos los parámetros del modelo dinámico y dicha condición es difícil de cumplir en la práctica.

6.2.2. Controlador PD con compensación

En la Fig. 6.4 se presenta el diagrama de bloques del sistema de control PD con compensación implementado en ORTE. Las señales de referencia $\mathbf{q}_d$, $\dot{\mathbf{q}}_d$ y $\ddot{\mathbf{q}}_d$ se obtienen nuevamente del modelo del sujeto sano, mientras que los pares τ_h derivan del modelo del paciente. El término “con compensación” del nombre del controlador viene dado por el hecho de que la ley de control usa la dinámica del mecanismo para evaluar explícitamente la trayectoria de movimiento deseada [79].

Figura 6.4: Diagrama de bloques del sistema de control PD con compensación.

Ley de control

El modelo dinámico del sistema de control PD con compensación es el mismo que se presentó en la ecuación 6.1. El par de control viene dado por:

$$\tau = \hat{\mathbf{D}}(\mathbf{q}_d)\ddot{\mathbf{q}}_d + \hat{\mathbf{H}}(\mathbf{q}_d, \dot{\mathbf{q}}_d)\dot{\mathbf{q}}_d + \hat{\mathbf{C}}(\mathbf{q}_d) + \mathbf{K}_d\dot{\mathbf{E}} + \mathbf{K}_p\mathbf{E} \quad (6.16)$$

donde se conservan las mismas definiciones para cada término que se han dado anteriormente.

Sistema a lazo cerrado

Si se sustituye la ecuación 6.16 en 6.1, se obtiene la ecuación de la dinámica del sistema a lazo cerrado:

$$\mathbf{D}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{H}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}) = \hat{\mathbf{D}}(\mathbf{q}_d)\ddot{\mathbf{q}}_d + \hat{\mathbf{H}}(\mathbf{q}_d, \dot{\mathbf{q}}_d)\dot{\mathbf{q}}_d + \hat{\mathbf{C}}(\mathbf{q}_d) + \mathbf{K}_d\dot{\mathbf{E}} + \mathbf{K}_p\mathbf{E} + \tau_h \quad (6.17)$$

Por simplificación, se define un término llamado “de dinámica residual”, que es:

$$\mathbf{h}(t, \mathbf{E}, \dot{\mathbf{E}}) = [\hat{\mathbf{D}}(\mathbf{q}_d) - \mathbf{D}(\mathbf{q})] \ddot{\mathbf{q}}_d + [\hat{\mathbf{H}}(\mathbf{q}_d, \dot{\mathbf{q}}_d) - \mathbf{H}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})] \dot{\mathbf{q}}_d + \hat{\mathbf{C}}(\mathbf{q}_d) - \mathbf{C}(\mathbf{q}) \quad (6.18)$$

Estabilidad del controlador

Se analiza nuevamente la estabilidad del sistema (exoesqueleto y controlador a lazo cerrado), tomando en cuenta dos escenarios que corresponden a los primeros dos modos de operación de ORTE: Modo pasivo, en el que $\tau_h = 0$, y Modo adaptativo, en el que $\tau_h \neq 0$.

En el Modo pasivo, la ecuación 6.17 se expresa en términos del espacio de estados de la siguiente manera:

$$\frac{d}{dt} \begin{bmatrix} \mathbf{E} \\ \dot{\mathbf{E}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{\mathbf{E}} \\ \mathbf{D}(\mathbf{q})^{-1} [-\mathbf{K}_p\mathbf{E} - \mathbf{K}_d\dot{\mathbf{E}} - \mathbf{H}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{E}} - \mathbf{h}(t, \mathbf{E}, \dot{\mathbf{E}})] \end{bmatrix} \quad (6.19)$$

La estabilidad del sistema a lazo cerrado depende de que se cumpla la propiedad de antisimetría de la matriz $\frac{1}{2}\dot{\mathbf{D}}(q) - \mathbf{H}(q, \dot{q})$ [79], propiedad que se cumple en el caso analizado, y de que se seleccionen valores altos para la ganancia $\mathbf{K}_p$. La demostración de la estabilidad asintótica de este sistema fue presentado en [79] y [94].

En el Modo adaptativo, la estabilidad del controlador ha sido previamente evaluado y demostrado con el exoesqueleto ARMin [121]. En los experimentos realizados con sujetos sanos, encontraron que las perturbaciones de alta frecuencia, que podrían ser inducidas por el paciente, no pueden ser compensadas por el controlador. Sin embargo, los movimientos normales del brazo humano tienen una frecuencia aproximada de 2 Hz y los movimientos rápidos, incluyendo la escritura mano, presentan valores que están entre los 5-6 Hz [14]. Si se asume que la frecuencia de movimiento del brazo humano está limitada a 10 Hz [158], no es posible alcanzar valores de alta frecuencia.

6.3. Discusión sobre el diseño de la arquitectura de control

El controlador basado en el modelo dinámico inverso fue seleccionado en este trabajo para el seguimiento de la trayectoria del exoesqueleto, debido a que garantiza la estabilidad asintótica global y calcula la cantidad de energía exacta que requieren los actuadores de las articulaciones para llevar a cabo dicha trayectoria [81]. Dado que este controlador es susceptible a errores en el modelado, a las incertidumbres en los parámetros del mismo o dinámicas no modeladas, se utilizan señales de realimentación de posición y velocidad para calcular los pares de corrección, los cuales se suman a los pares calculados en base al modelo del dispositivo y proporcionan la señal de control correctora para los motores de las articulaciones [43], [128].

El diseño de la arquitectura de control propuesta pretende dar cumplimiento a los modos de operación pasivo y adaptativo para ORTE y constituye el primer sistema de control presentado para dicho exoesqueleto. En el Modo pasivo, se supone que el paciente requiere asistencia completa para realizar el movimiento, por lo que el sistema de control estará encargado de proveer por completo los pares necesario para ello, por lo que se asume que $\tau_h \approx 0$. En el Modo adaptativo, el paciente es capaz de aportar cierto par para realizar el movimiento y el objetivo del control es adaptar la asistencia del exoesqueleto, aumentando o disminuyendo el par que éste provee. Este escenario se simula al modificar el grado de rehabilitación del paciente, gracias a que el sistema integra el modelo músculo-esquelético de éste.

Usando el modelo del sujeto sano, se obtiene la trayectoria, velocidad y aceleración de referencia del sistema, lo que asegura que no se incluya ningún punto singular. Sin embargo, al usar un tren de pulsos como señales de activación muscular, debe contemplarse que la velocidad de los movimientos simulados será mayor de la que podría obtenerse usando señales de tipo EMG obtenidas directamente de pacientes, lo que daría un escenario más real. Lo anterior tendrá repercusiones en la dinámica del sistema, provocando cambios bruscos, y por lo tanto también en la señal de control. Puede esperarse que aparezcan picos de pares en los cambios de sentido del movimiento, que tendrá una velocidad mayor en comparación a la que realizar un paciente durante la rehabilitación. A pesar de ello, este aspecto permite evaluar la eficiencia del sistema de control, al lograr o no el seguimiento de la trayectoria.

El prototipo actual de ORTE cuenta con 3 motores Dynamixel RX-64, que pueden aportar un par máximo de 5,3 Nm a 18,5 V. Dicho par no es suficiente para levantar el brazo de un paciente y además, los motores incluyen su propio sistema de control, que está basado en el margen de cumplimiento con variables que permiten seleccionar el rango de error de posición admitido [116]. Tampoco es posible usar el prototipo actual de ORTE para pruebas con pacientes, ya que el material del que está hecho no soporta grandes pesos, pudiendo romperse las piezas. Por esa razón, no es posible implementar la arquitectura del sistema de control en el prototipo de ORTE.

Otro tipo de motores fueron estudiados en [34] para poder ser implementados en una siguiente versión de ORTE, que contará con materiales más apropiados para su fin, como el aluminio, y que cumplirá con la normativa vigente aplicable a productos sanitarios. Dichos motores corresponden al tipo CD (corriente directa) sin escobillas, y tanto su modelado como el control tienen un alto grado de complejidad. En este trabajo no se incluye el modelo de los motores, pero sí se tomaron en cuenta las características principales, como par máximo en funcionamiento continuo y reductora, para hallar valores de saturación adecuados para cada GDL.

En este primer esquema del sistema de control de ORTE no se está tomando en cuenta la dirección de intención de movimiento del paciente, por lo que no sería posible corregirla en caso fuera errónea. Este aspecto es clave, especialmente cuando el paciente esté haciendo uso del exoesqueleto y se pretenda asistir el movimiento que está realizado y rectificar su dirección.

Otro aspecto importante a mencionar es que el esquema de control no está considerando la fricción que puede haber en el exoesqueleto ni las incertidumbres derivadas del cálculo del modelo dinámico, el cual es una aproximación. Los resultados muestran que el modelo obtenido es bastante preciso, pero hasta el momento éste no ha sido probado en el sistema real, en donde habrá que sumar la incertidumbre asociada al peso del brazo del paciente. Dichos puntos deben ser tomados en cuenta para proponer otro esquema de control que sea robusto para contrarrestar

así los efectos de la aproximación de la dinámica inversa y que se adapte a los parámetros reales del sistema formado por el exoesqueleto más el paciente.

6.4. Simulaciones y resultados

Para comprobar el funcionamiento de la arquitectura de control propuesta, se usó Simulink® para realizar las simulaciones y también ADAMS® para visualizar el movimiento realizado por el exoesqueleto. Como primer paso, se realizó una simulación del sistema de control en la que las señales de referencia $\mathbf{q}_d = \dot{\mathbf{q}}_d = \ddot{\mathbf{q}}_d = 0$, de manera que pudiese comprobarse la estabilidad del sistema en ese punto y la validez del modelo dinámico obtenido en el capítulo anterior.

En todas las simulaciones se aplicó un tiempo de simulación de 5s, salvo que se indique lo contrario, y se usaron los mismos parámetros presentados en la Tabla 5.4. En dichos parámetros se toma en cuenta el peso del brazo del paciente. Los parámetros de las matrices $\mathbf{K}_p$ y $\mathbf{K}_d$ fueron seleccionados inicialmente con valores altos para una rápida convergencia a cero del error, y posteriormente fueron ajustados experimentalmente. Los valores usados en las simulaciones son:

$$\mathbf{K}_p = \text{diag} [100 \quad 300 \quad 350],$$

$$\mathbf{K}_d = \text{diag} [30 \quad 150 \quad 150].$$

Obsérvese que los valores usados para q_2 y q_3 son mayores que para q_1 y esto se debe a que son juntas rotacionales que no están ancladas a ninguna base como en el caso de q_1 . Por ello, requieren valores más altos para conseguir una rápida convergencia a cero del error en posición.

El error de posición para q_1, q_2 y q_3 se presenta en la Fig.6.5 y puede observarse que la respuesta del controlador es bastante bueno. También se llevan a cabo simulaciones de movimientos puros, como se muestra en la Fig. 6.6, en la que se muestra la respuesta del sistema cuando $q_1 = q_2 = 0$ y $q_3 = 90^\circ$, que representa el movimiento de flexionar el codo. El exoesqueleto parte de la posición de reposo, en la que $q_3 = 0^\circ$ y puede observarse que el tiempo de establecimiento de la señal es menor a 1 segundo.

Figura 6.5: Error de posición cuando $\mathbf{q}_d = \dot{\mathbf{q}}_d = \ddot{\mathbf{q}}_d = 0$.

Figura 6.6: Respuesta del sistema cuando $q_1 = q_2 = 0$ y $q_3 = 90^\circ$.

El siguiente paso consistió en simular el movimiento de la abducción del hombro, por lo que tanto en el modelo del sujeto sano como del paciente, los músculos que se activan son el supraespinoso y el deltoides (los tres segmentos). El modelo del paciente representa el caso de uno con lesión del plexo braquial superior, por lo que el supraespinoso y el deltoides se ven afectados por dicha patología. Se seleccionó este movimiento, ya que constituye uno de los más importantes en las terapias de rehabilitación y requiere un par más elevado que otros movimientos.

En el caso del paciente sano, los músculos se activan al 100% en todas las simulaciones, y en el caso del paciente, en cada simulación se modifican dichas señales para representar distintas etapas de la evolución del paciente. Para disminuir el tiempo computacional empleado en cada simulación, se dejan activos únicamente los 3 GDL de la unión glenohumeral y los 2 GDL del codo.

Las trayectorias $\mathbf{q}_d$, velocidades $\dot{\mathbf{q}}_d$ y aceleraciones $\ddot{\mathbf{q}}_d$ de referencia del movimiento de abducción se obtienen directamente del modelo del sujeto sano. Los pares τ_h obtenidos del modelo del paciente corresponden a los mismos GDL que posee ORTE, que son la abducción-aducción del hombro, la flexión-extensión del hombro y la flexión-extensión del codo.

En la Fig. 6.9 se presentan los resultados de distintas simulaciones del sistema de control, que representan diferentes etapas de la recuperación de un paciente con lesión del plexo braquial superior. En cada una de las gráficas, la trayectoria que realiza el paciente se presenta con una línea roja y pueden observarse los cambios en la amplitud, derivados de la recuperación. Es importante mencionar que dicha trayectoria corresponde a la obtenida en la simulación de un paciente con lesión de plexo braquial sin usar el exoesqueleto.

La gráfica azul representa la trayectoria de referencia q_{d1} , es decir, la del sujeto sano que realiza la primera etapa de la abducción. La gráfica en negro es la trayectoria que realiza el exoesqueleto ORTE q_1 , después de aplicarse el control, y puede observarse que hace un seguimiento correcto de la trayectoria en todos los casos.

Para representar el Modo adaptativo del sistema y analizar su respuesta, se realizó una simulación en la que se modificaron progresivamente las señales de activación del modelo del paciente y en la que se usó un tiempo de simulación de 10s. La variación de la etapa de recuperación del paciente va del 20 al 80%, y el objetivo es estudiar no solamente el error de

posición, sino también los pares τ_1 y τ_{h1} , que corresponden al movimiento de abducción. Las señales de referencia $\mathbf{q}_d$, $\dot{\mathbf{q}}_d$ y $\ddot{\mathbf{q}}_d$ se obtienen nuevamente del modelo del sujeto sano.

Figura 6.7: Simulación progresiva de la recuperación del paciente. Movimiento de abducción.

Las trayectorias q_{d1} , q_1 , así como la que realiza el paciente, son las mismas que se mostraron en la Fig. 6.9. En la Fig. 6.7a se muestra en rojo el par ejercido por el paciente durante la simulación progresiva de su recuperación. Se observa cómo aumenta gradualmente el aporte de par, mientras que el par de control, mostrado en azul, tiende a disminuir en magnitud.

La presencia de picos de par están relacionados a la alta inercia que posee el sistema, dado que los parámetros seleccionados corresponden a la condición más desfavorable desde el punto de vista del ajuste del exoesqueleto y la carga que debe soportar. También es posible notar que dichos picos del par de control son opuestos al par que ejerce el paciente, ya que el sistema intenta compensar la alta velocidad del movimiento. En la Fig. 6.7a se observa que el movimiento se realiza en 5 ocasiones a lo largo de los 10s que dura la simulación, lo que indica que la abducción se reproduce a una alta velocidad debido a que la activación muscular se realiza usando señales de tipo tren de pulsos.

Por otro lado, en la Fig. 6.7b se presenta el error de posición de q_1 para el caso simulado, y se observa que el máximo error alcanzado no supera los 2° de diferencia, lo que indica un correcto funcionamiento del sistema de control.

Para simular el movimiento de abducción con el control PD con compensación, se seleccionaron ganancias altas para minimizar el error en el seguimiento de trayectoria. Después de varias pruebas experimentales, los valores utilizados fueron $K_{p1} = 700$ y $K_{d1} = 150$. El esquema mostrado en la Fig. 6.4 fue implementado en Simulink y con éste, se realizaron las simulaciones.

En la Fig. 6.8 se muestran los resultados obtenidos al simular el caso de un paciente con lesión de braquial superior recuperado al 80 %. Puede observarse que el error en el seguimiento de la trayectoria no es superior a 1° de diferencia, lo que le da más ventaja a este controlador sobre el PD. Sin embargo, la diferencia no es significativa y puede decirse que en las diferentes simulaciones realizadas, ambos controladores presentaron un correcto funcionamiento.

Figura 6.8: Simulación de la abducción con controlador PD con compensación.

Durante las simulaciones y de manera general, pudo observarse las repercusiones que tiene el último GDL sobre los primeros dos, y a su vez, el segundo sobre el primero en referencia a la dinámica. El mayor error de posición en las diferentes simulaciones lo obtenía q_2 , tal como se observa en la Fig. 6.5, y esto se debe a que las otras dos articulaciones tienen una alta influencia en su dinámica.

Los controlador propuestos para ORTE presentan una alta estabilidad y ofrecen una buena capacidad de seguimiento de la trayectorias deseadas, a pesar de la presencia de perturbaciones y de las diferentes fuerzas dinámicas que afectan a un sistema multivariable. Uno de los aspectos clave para conseguir una respuesta satisfactoria del sistema de control, es el correcto modelado dinámico del dispositivo a controlar.

La validez de los esquemas de control propuesto quedó demostrada a través de las simulaciones y provee una plataforma que puede servir de base para la implementación del controlador en el sistema real. Además, otro tipo de controladores pueden ser probados, utilizando la misma arquitectura y sus resultados compararse con los obtenidos en este trabajo. Parte de los requisitos del sistema de control, como el seguimiento correcto de la trayectoria y la adaptabilidad al paciente y su evolución, se cumplen con la implementación de los esquemas propuestos en esta tesis.

(a) Representación de un paciente recién invariado, i.e., 20 % de recuperación.

(b) Paciente recuperado en un 40%.

(c) Paciente recuperado en un 60%.

(d) Paciente recuperado en un 80%.

Figura 6.9: Resultados de la simulación del control por modelo dinámico inverso para el seguimiento de la trayectoria de abducción. En rojo, trayectoria del paciente en distintos estadios de la rehabilitación.

Capítulo 7

CONCLUSIONES

En esta tesis se han abordado distintos aspectos relacionados a la anatomía y biomecánica humana, así como de la robótica. La sinergia entre estas áreas diferentes del conocimiento es de vital importancia para el desarrollo de dispositivos de rehabilitación y de otros elementos relacionados a estos.

Un buen número de los dispositivos robóticos de rehabilitación de miembro superior han sido desarrollados para el tratamiento de pacientes con ictus, debido a la alta prevalencia de esta enfermedad y a sus repercusiones en la movilidad. Sin embargo, existen otras lesiones que afectan al hombro y al brazo, lo que ha producido un aumento considerable en los últimos años de los casos que requieren rehabilitación y una creciente demanda de este tipo de servicios. Dado que hoy en día las terapias se realizan uno a uno, es decir, un fisioterapeuta atiende a un paciente a la vez, ha crecido el interés por los dispositivos robóticos que puedan ayudar en la tarea y de allí se deriva los múltiples ejemplos que pueden encontrarse actualmente de exoesqueletos.

Debido a la gran movilidad que tiene el miembro superior, la mayoría de los exoesqueletos son voluminosos y carecen de portabilidad, y por ello su objetivo es ubicarlos en clínicas u hospitales a los que acuden los pacientes para rehabilitación. Los principales problemas por los cuales no es posible conseguir la portabilidad es el tamaño de los motores que se requieren para otorgar los pares adecuados, el número de estos para conseguir que el dispositivo tenga más movilidad, el peso de la estructura y la fuente de voltaje que se necesita para alimentar a todo el sistema. Se puede observar que mientras más grados de libertad posee el dispositivo, más voluminoso es su tamaño.

Los retos a cumplir en el diseño de los exoesqueletos de rehabilitación son bastante amplios y variados. Uno de los aspectos clave se refiere a la seguridad del paciente y del especialista, lo que requiere que se contemplen distintas situaciones que hagan más versátil y robusto el comportamiento del sistema. No debe perderse de vista el cumplimiento de la normativa vigente para productos sanitarios, un punto aún pendiente en la mayoría de los dispositivos y que requiere de tiempo, esfuerzo y recursos económicos para estudiarla e implementarla, con el fin de obtener la validación clínica del dispositivo.

Los métodos de control usados en los dispositivos de rehabilitación de miembro superior son variados, pero se resaltan aquellos que usan señales electromiográficas, dado que requieren un complejo procesamiento y tiempo para calibrar el dispositivo. Una de las ventajas que posee este método de control es que la asistencia que dará el dispositivo se basará en la ayuda que

requiera el paciente o en la intención de movimiento, teniendo así un sistema tipo activo en el que el sujeto participa constantemente.

El diseño del sistema de control de un dispositivo de rehabilitación supone un enorme reto al ser necesario que cumpla con varios requisitos, que van desde la funcionalidad del exoesqueleto hasta la seguridad del usuario. Los escenarios que deben contemplarse son ilimitados, como puede ser la respuesta del dispositivo ante la aparición de temblor involuntario en el paciente, hasta la adaptabilidad a distintas lesiones. Por ello, en su implementación se necesitan distintas etapas en las que se irá desarrollando un controlador más robusto y versátil que pueda cumplir, sino con todos, con la mayoría de los requerimientos de la tarea que debe realizar.

El software de modelado músculo-esquelético seleccionado basa la caracterización de los músculos en el modelo de Hill-Zajac, y una de sus características más relevantes para poder llevar a cabo este trabajo es la capacidad del software de poder configurar parámetros muy específicos de la arquitectura muscular y ósea, lo que permite realizar simulaciones más fiables. Además, otro requisito era que el software seleccionado pudiera dar datos relacionados a la dinámica del modelo, como las fuerzas y pares articulares, los cuales fueron usados en el sistema de control propuesto. Dichos datos, entre otros, son aportados por el MSMS.

El modelo músculo-esquelético desarrollado permitió realizar distintas animaciones cinemáticas y simulaciones dinámicas de movimientos, lo que le convierte en una importante herramienta de formación y estudio del comportamiento biomecánico del miembro superior tanto en sujetos sanos como en pacientes con lesiones. Además, aporta datos necesarios para la ingeniería de requerimientos de ORTE, como las condiciones de seguridad, y permite definir el uso que se le daría al dispositivo para cada patología. Los movimientos esenciales que forman parte de la terapia de rehabilitación de pacientes con lesión en el hombro, pudieron reproducirse correctamente en el modelo, gracias a las simulaciones. Además, los movimientos realizados por dos pacientes jóvenes con lesión de plexo braquial superior fueron también reproducidos en el modelo.

Contando con el diseño y el prototipo de un exoesqueleto de rehabilitación de 3 GDL, llamado ORTE, se realizó el estudio de la cinemática y se analizó la manipulabilidad del dispositivo. Esto demostró que ORTE puede llevar a cabo los movimientos típicos de rehabilitación y que los rangos alcanzados son adecuados para realizar la tarea para la cual fue desarrollado. También se obtuvo el modelo dinámico del mecanismo, usando para ello dos métodos distintos. El primer algoritmo utilizado fue el propuesto por Newton-Euler, pero no fue posible reducir las ecuaciones finales y presentarlas en la forma canónica de la ecuación de la dinámica de un robot. Se optó entonces por usar el método de Lagrange-Euler, con el cual fue posible conseguir de una manera más rápida dicha ecuación.

La validez del modelo dinámico fue demostrada con distintas simulaciones, pero los resultados mostraron que los motores con los que cuenta actualmente ORTE no son capaces de proveer el par necesario para levantar el brazo de un paciente y el material del que está hecho tampoco permite su uso en humanos, ya que podría romperse debido al peso del miembro superior.

La arquitectura de control propuesta en este trabajo incluye el modelo músculo-esquelético de un sujeto sano para obtener las señales de referencia relacionadas al movimiento. Del modelo de un paciente con lesión, se consiguen los pares articulares que forman parte de la ley de control y que permite adaptar el aporte en par que debe otorgar ORTE para conseguir realizar

el movimiento. Esto permite simular distintos esquemas de control previo a su implementación en la planta real y además sería posible estudiar y analizar el comportamiento del controlador ante perturbaciones, como puede ser el temblor involuntario.

Los dos esquemas de control implementados en este trabajo mostraron un correcto funcionamiento y si bien el PD con compensación presenta menos error en el seguimiento de la trayectoria, la diferencia no es significativa. En general, el control basado en el modelo dinámico inverso muestra estabilidad y la validez de los esquemas quedó demostrada a través de las simulaciones.

Finalmente, los resultados obtenidos en esta tesis ayudaron al desarrollo tecnológico de ORTE, que pasó de un nivel TRL 2 a un TRL 6. El modelo músculo-esquelético aportó datos relevantes para la ingeniería de requerimientos, lo que permitió el diseño y desarrollo de un prototipo con el que pudiésemos realizarse pruebas relacionados a los movimientos típicos de la rehabilitación de miembro superior. Siempre y cuando su topología siga siendo de tipo serial, la metodología seguida en esta tesis para el modelado cinemático y dinámico del dispositivo, así como para el desarrollo de la arquitectura de control, puede ser implementada en la siguiente versión de ORTE.

Apéndice A

Consentimientos informados para las pruebas con pacientes

Hospital Universitario Infanta Sofía SaludMadrid Comunidad de Madrid Paseo de Europa, 34 28702 San Sebastián de los Reyes Teléfono: 91 191 40 00	N.H.C.: 281556	
	Nombre y apellidos: SERGIO GARCIA DIAZ	
	Fecha de nacimiento: 10/06/2001	Sexo: Hombre
	Dirección: CALLE DE LUIS DE GONGORA 13 Algete Madrid 28110	
	CIP: GRDZ010610916019	
CONSENTIMIENTO INFORMADO		
DOCUMENTACIÓN FOTOGRAFÍAS		

¿Qué le vamos a hacer?

1. Descripción del procedimiento

En qué consiste: Fotografar o filmar con la condición de que dicho material sea exclusivamente utilizado para educación profesional y/o publicaciones científicas.

¿Nos autoriza?

Por este documento solicitamos su autorización para realizarle el procedimiento y/o prueba, y usar imágenes e información de su Historia Clínica con fines docentes o científicos, ya que está siendo atendido en un Hospital Universitario. Su anonimato será respetado.

Declaraciones y firmas

Antes de firmar este documento, si desea más información o tiene cualquier duda sobre su enfermedad, no dude en preguntarnos. Le atenderemos con mucho gusto. Le informamos que tiene derecho a revocar su decisión y retirar su consentimiento.

Conforme a lo dispuesto en la LOPD (Ley de Protección de Datos) 15/1999 de 13 de diciembre se informa que sus datos serán objeto de tratamientos e incorporados a ficheros del área 5 Atención especializada con fines asistenciales, de gestión investigación científica y docencia. Solo podrán ser cedidos a organismos autorizados. Podrá ejercer el derecho a acceso, cancelación, rectificación y oposición en la Gerencia del Área.

1. Relativo al paciente:

D./D.ª SERGIO GARCIA DIAZ con nss: 280458006106-B.

He sido informado/a suficientemente del procedimiento que se me va a realizar, explicándome sus riesgos, complicaciones y alternativas; la he comprendido y he tenido el tiempo suficiente para valorar mi decisión. Por tanto, estoy satisfecho/a con la información recibida. Por ello, doy mi consentimiento para que se me realice dicho procedimiento por el médico responsable y/o médico residente supervisado por facultativo especialista. Mi aceptación es voluntaria y puedo retirar este consentimiento cuando lo crea oportuno, sin que esta decisión repercuta en mis cuidados posteriores.

Sé que estoy siendo atendido en un Hospital Universitario. Autorizo SI X para utilizar material gráfico o biológico resultado de la intervención con fines docentes y científicos.

Firma del paciente

Fecha: 19/12/2013

2. Relativo al médico:

Dr./Dra. Javier López López he informado al paciente y/o al tutor o familiar del objeto y naturaleza del procedimiento que se le va a realizar explicándole los riesgos, complicaciones y alternativas posibles.

Firma del médico

Fecha: 19/12/2013

San Sebastián de los Reyes, a 19/12/2013 Firma del Paciente / Representante y/o Tutor	San Sebastián de los Reyes, a 19/12/2013 Identificación y firma del médico que PRESCRIBE Javier López López	San Sebastián de los Reyes, a 19/12/2013 Identificación y firma del médico que REALIZA LA PRUEBA

CONSEJERÍA DE SANIDAD Comunidad de Madrid Nota: Se deben firmar todas las páginas.	Red H s H Hospitales sin Humo Página 1 de 2	

En cumplimiento de la LOPD 15/99 se informa que sus datos identificativos y de salud serán objeto de tratamiento e incorporados a los ficheros de datos sanitarios cuya titularidad corresponde al Ente Público Hospital Universitario Infanta Sofía. Los datos únicamente serán utilizados con fines asociados a la atención y gestión sanitaria, investigación, docencia y seguimiento asistencial, estando prevista su comunicación a organismos públicos con competencia en materia sanitaria. El órgano ante el que ante el que podrá ejercer los derechos de acceso, cancelación, rectificación y oposición de datos es la Dirección Gerencia del Hospital Universitario Infanta Sofía.

Figura A.1: Página 1 del Consentimiento Informado-Voluntario 1.

Hospital Universitario Infanta Sofía SaludMadrid Comunidad de Madrid Paseo de Europa, 34 28702 San Sebastián de los Reyes Teléfono: 91 191 40 00	N.H.C.: 281556	
	Nombre y apellidos: SERGIO GARCIA DIAZ	
	Fecha de nacimiento: 10/06/2001	Sexo: Hombre
	Dirección: CALLE DE LUIS DE GONGORA 13 Algete Madrid 28110	
	CIP: GRDZ010610916019	
CONSENTIMIENTO INFORMADO		
DOCUMENTACIÓN FOTOGRAFÍAS		

3. Relativo a los familiares y tutores:

El paciente D./Dña. SERGIO GARCIA DIAZ no tiene capacidad para decidir en este momento.

D./Dña. CLAUDIA DIAZ BUENDIA con D.N.I. 51463520-P y en calidad de Madre he sido informado/a suficientemente del procedimiento que se le va a realizar. Por ello, doy expresamente mi consentimiento. Mi aceptación es voluntaria y puedo retirar este consentimiento cuando lo crea oportuno.

Firma del tutor o familiar

Fecha: 19/12/2013

San Sebastián de los Reyes, a 19/12/2013 Firma del Paciente / Representante y/o Tutor	San Sebastián de los Reyes, a 19/12/2013 Identificación y firma del médico que PRESCRIBE Javier Lopez Lopez	San Sebastián de los Reyes, a 19/12/2013 Identificación y firma del médico que REALIZA LA PRUEBA

Nota: Se deben firmar todas las páginas.	C.58.17	Página 2 de 2

En cumplimiento de la LOPD 15/99 se informa que sus datos identificativos y de salud serán objeto de tratamiento e incorporados a los ficheros de datos sanitarios cuya titularidad corresponde al Ente Público Hospital Universitario Infanta Sofía. Los datos únicamente serán utilizados con fines asociados a la atención y gestión sanitaria, investigación, docencia y seguimiento asistencial, estando prevista su comunicación a organismos públicos con competencia en materia sanitaria. El órgano ante el que ante el que podrá ejercer los derechos de acceso, cancelación, rectificación y oposición de datos es la Dirección Gerencia del Hospital Universitario Infanta Sofía

Figura A.2: Página 2 del Consentimiento Informado-Voluntario 1.

Hospital Universitario Infanta Sofía SaludMadrid Comunidad de Madrid Paseo de Europa, 34 28702 San Sebastián de los Reyes Teléfono: 91 191 40 00	N.H.C.: 828032	
	Nombre y apellidos: HUGO SIGUERO PANIZO	
CONSENTIMIENTO INFORMADO	Fecha de nacimiento: 25/08/1997	Sexo: Hombre
	Dirección: PASEO DE ALBACETE 141 2, I San Sebastián de los Reyes Madrid 28701	
	CIP: SGPN970825916014	
DOCUMENTACIÓN FOTOGRAFÍAS		

¿Qué le vamos a hacer?

1. Descripción del procedimiento

En qué consiste: Fotografiar o filmar con la condición de que dicho material sea exclusivamente utilizado para educación profesional y/o publicaciones científicas.

¿Nos autoriza?

Por este documento solicitamos su autorización para realizarle el procedimiento y/o prueba, y usar imágenes e información de su Historia Clínica con fines docentes o científicos, ya que está siendo atendido en un Hospital Universitario. Su anonimato será respetado.

Declaraciones y firmas

Antes de firmar este documento, si desea más información o tiene cualquier duda sobre su enfermedad, no dude en preguntarnos. Le atenderemos con mucho gusto. Le informamos que tiene derecho a revocar su decisión y retirar su consentimiento.

Conforme a lo dispuesto en la LOPD (Ley de Protección de Datos) 15/1999 de 13 de diciembre se informa que sus datos serán objeto de tratamientos e incorporados a ficheros del área 5 Atención especializada con fines asistenciales, de gestión investigación científica y docencia. Solo podrán ser cedidos a organismos autorizados. Podrá ejercer el derecho a acceso, cancelación, rectificación y oposición en la Gerencia del Área.

1. Relativo al paciente:

D./D.ª HUGO SIGUERO PANIZO con DNI: 54196897-L

He sido informado/a suficientemente del procedimiento que se me va a realizar, explicándome sus riesgos, complicaciones y alternativas; la he comprendido y he tenido el tiempo suficiente para valorar mi decisión. Por tanto, estoy satisfecho/a con la información recibida. Por ello, doy mi consentimiento para que se me realice dicho procedimiento por el médico responsable y/o médico residente supervisado por facultativo especialista. Mi aceptación es voluntaria y puedo retirar este consentimiento cuando lo crea oportuno, sin que esta decisión repercuta en mis cuidados posteriores.

Sé que estoy siendo atendido en un Hospital Universitario. Autorizo SI x para utilizar material gráfico o biológico resultado de la intervención con fines docentes y científicos.

Firma del paciente

Fecha: 19/12/2013

2. Relativo al médico:

Dr./Dra. Javier López López he informado al paciente y/o al tutor o familiar del objeto y naturaleza del procedimiento que se le va a realizar explicándole los riesgos, complicaciones y alternativas posibles.

Firma del médico

Fecha: 19/12/2013

San Sebastián de los Reyes, a 19/12/2013 Firma del Paciente / Representante y/o Tutor	San Sebastián de los Reyes, a 19/12/2013 Identificación y firma del médico que PRESCRIBE Javier López López	San Sebastián de los Reyes, a 19/12/2013 Identificación y firma del médico que REALIZA LA PRUEBA

CONSEJERÍA DE SANIDAD Comunidad de Madrid Nota: Se deben firmar todas las páginas.		Red H s H Hospitales sin Humo Página 1 de 2

En cumplimiento de la LOPD 15/99 se informa que sus datos identificativos y de salud serán objeto de tratamiento e incorporados a los ficheros de datos sanitarios cuya titularidad corresponde al Ente Público Hospital Universitario Infanta Sofía. Los datos únicamente serán utilizados con fines asociados a la atención y gestión sanitaria, investigación, docencia y seguimiento asistencial, estando prevista su comunicación a organismos públicos con competencia en materia sanitaria. El órgano ante el que ante el que podrá ejercer los derechos de acceso, cancelación, rectificación y oposición de datos es la Dirección Gerencia del Hospital Universitario Infanta Sofía

Figura A.3: Página 1 del Consentimiento Informado-Voluntario 2.

Hospital Universitario Infanta Sofía SaludMadrid Comunidad de Madrid Paseo de Europa, 34 28702 San Sebastián de los Reyes Teléfono: 91 191 40 00	N.H.C.: 828032	
	Nombre y apellidos: HUGO SIGUERO PANIZO	
CONSENTIMIENTO INFORMADO	Fecha de nacimiento: 25/08/1997	Sexo: Hombre
	Dirección: PASEO DE ALBACETE 141 2, I San Sebastián de los Reyes Madrid 28701	
	CIP: SGPN970825916014	
DOCUMENTACIÓN FOTOGRAFÍAS		

3. Relativo a los familiares y tutores:

El paciente D./Dña. HUGO SIGUERO PANIZO no tiene capacidad para decidir en este momento.

D./Dña. María Isabel Paizo Alonso con D.N.I. 02202742-D y en calidad de MADRE he sido informado/a suficientemente del procedimiento que se le va a realizar. Por ello, doy expresamente mi consentimiento. Mi aceptación es voluntaria y puedo retirar este consentimiento cuando lo crea oportuno.

Firma del tutor o familiar

Fecha: 19/12/2013

*

San Sebastián de los Reyes, a 19/12/2013 Firma del Paciente / Representante y/o Tutor	San Sebastián de los Reyes, a 19/12/2013 Identificación y firma del médico que PRESCRIBE Javier Lopez Lopez	San Sebastián de los Reyes, a 19/12/2013 Identificación y firma del médico que REALIZA LA PRUEBA

CONSEJERÍA DE SANIDAD Comunidad de Madrid Nota: Se deben firmar todas las páginas.	C.58.17	Red H's H Hospitales sin Humo Página 2 de 2

En cumplimiento de la LOPD 15/99 se informa que sus datos identificativos y de salud serán objeto de tratamiento e incorporados a los ficheros de datos sanitarios cuya titularidad corresponde al Ente Público Hospital Universitario Infanta Sofía. Los datos únicamente serán utilizados con fines asociados a la atención y gestión sanitaria, investigación, docencia y seguimiento asistencial, estando prevista su comunicación a organismos públicos con competencia en materia sanitaria. El órgano ante el que ante el que podrá ejercer los derechos de acceso, cancelación, rectificación y oposición de datos es la Dirección Gerencia del Hospital Universitario Infanta Sofía

Figura A.4: Página 2 del Consentimiento Informado-Voluntario 2.

Apéndice B

Escala de Mallet

La escala de Mallet, que se presenta en la Fig. B.1 es un sistema de calificación que permite a los fisioterapeutas y médicos documentar cambios funcionales en el hombro y el brazo [84]. Dado que requiere la cooperación del paciente, no es adecuado para niños menores.

La clasificación del movimiento se divide así:

- **Grado I:** no hay movimiento en el plano deseado.
- **Grado II:** abducción inferior a 30°. No hay rotación externa o ésta es igual 0°. Llevar la mano a la nuca o hacia atrás es imposible. Se lleva la mano a la boca en signo de trompeta.
- **Grado III:** hay abducción entre los 30 y 90°. La rotación externa es inferior a los 20°. Llevar la mano a la nuca es difícil. Logra mover la mano hacia atrás, a la altura de la vértebra S1 de la columna. Mano a la boca en signo de trompeta incompleta.
- **Grado IV:** abducción superior a los 90°. La rotación externa es superior a los 20°. Puede llevar la mano a la nuca. Logra mover la mano hacia atrás, a la altura de la vértebra T12 de la columna. Se lleva la mano a la boca sin dificultad.
- **Grado V:** existe movimiento completo.

	II	III	IV
Abducción Activa	Menos de 30°	30°-90°	Más de 90°
Rotación externa	0°	Menos de 20°	Más de 20°
Mano a la cabeza	Imposible	Con dificultad	Fácil
Mano a la espalda	Imposible	Con dificultad	Fácil
Mano a la boca	Imposible	Con dificultad	Fácil

Figura B.1: Escala de Mallet.

Apéndice C

Ecuaciones dinámicas de ORTE por NE

Los pasos y las ecuaciones que se presentan a continuación para obtener el modelo dinámico de ORTE están basados en la metodología presentada en Fu *et.al* [43]. Además, los parámetros de Denavit-Hartenberg y el sistema de referencia mostrados en el Cap. 5 se usan como base en el desarrollo de este algoritmo. En cada paso se presenta la ecuación general usada y dentro de los marcos, aparecen las ecuaciones halladas para cada elemento de ORTE.

Como primer paso, se obtienen las matrices rotacionales usando las ecuaciones C.1 y C.2:

$${}^{i-1}R_i = \begin{bmatrix} \cos\theta_i & -\cos\alpha_i\sin\theta_i & \sin\alpha_i\sin\theta_i \\ \sin\theta_i & \cos\alpha_i\cos\theta_i & -\sin\alpha_i\cos\theta_i \\ 0 & \sin\alpha_i & \cos\alpha_i \end{bmatrix} \quad (C.1)$$

$$[{}^{i-1}R_i]^{-1} = \begin{bmatrix} \cos\theta_i & \sin\theta_i & 0 \\ -\cos\alpha_i\sin\theta_i & \cos\alpha_i\cos\theta_i & \sin\alpha_i \\ \sin\alpha_i\sin\theta_i & -\sin\alpha_i\cos\theta_i & \cos\alpha_i \end{bmatrix} \quad (C.2)$$

$$\begin{aligned} {}^0R_1 &= \begin{bmatrix} C_1 & 0 & S_1 \\ S_1 & 0 & -C_1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}, {}^1R_2 = \begin{bmatrix} C_2 & -S_2 & 0 \\ S_2 & C_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, {}^2R_3 = \begin{bmatrix} C_3 & -S_3 & 0 \\ S_3 & C_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ {}^1R_0 &= \begin{bmatrix} C_1 & S_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ S_1 & -C_1 & 0 \end{bmatrix}, {}^2R_1 = \begin{bmatrix} C_2 & S_2 & 0 \\ -S_2 & C_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, {}^3R_2 = \begin{bmatrix} C_3 & S_3 & 0 \\ -S_3 & C_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \end{aligned}$$

Se definen las siguientes condiciones iniciales: $\omega_0 = \dot{\omega} = v_0 = 0$ y $v_0 = [g \ 0 \ 0]^T$.

Ecuaciones hacia adelante para $i = 1, 2, 3$. Se usa la ecuación C.3 para calcular las velocidades angulares de las tres articulaciones de revolución que tiene ORTE. Se tiene entonces:

$${}^iR_0\omega_i = {}^iR_{i-1}({}^{i-1}R_0\omega_{i-1} + z_0\dot{q}_1) \quad (C.3)$$

$${}^1R_0\omega_1 = \begin{bmatrix} 0 \\ \dot{q}_1 \\ 0 \end{bmatrix}, {}^2R_0\omega_2 = \begin{bmatrix} S_2\dot{q}_1 \\ C_2\dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \end{bmatrix}, {}^3R_0\omega_3 = \begin{bmatrix} S_2C_3\dot{q}_1 + C_2S_3\dot{q}_1 \\ -S_2S_3\dot{q}_1 + C_2C_3\dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 + \dot{q}_3 \end{bmatrix}$$

El siguiente paso consiste en obtener las aceleraciones angulares usando la ecuación C.4:

$${}^iR_0\dot{\omega}_i = {}^iR_{i-1} \left[{}^{i-1}R_0\dot{\omega}_{i-1} + z_0\ddot{q}_i + ({}^{i-1}R_0\omega_{i-1} \times z_0\dot{q}_i) \right] \quad (C.4)$$

$$\begin{aligned} {}^1R_0\dot{\omega}_1 &= \begin{bmatrix} 0 \\ \ddot{q}_1 \\ 0 \end{bmatrix}, {}^2R_0\dot{\omega}_2 = \begin{bmatrix} \dot{q}_1\dot{q}_2C_2 + \ddot{q}_1S_2 \\ -\dot{q}_1\dot{q}_2S_2 + \ddot{q}_1C_2 \\ \ddot{q}_2 \end{bmatrix}, \\ {}^3R_0\dot{\omega}_3 &= \begin{bmatrix} C_3(\dot{q}_1\dot{q}_2C_2 + \ddot{q}_1S_2 + \dot{q}_1\dot{q}_3C_2) + S_3(-\dot{q}_1\dot{q}_2S_2 + \ddot{q}_1C_2 - \dot{q}_1\dot{q}_3S_2) \\ -S_3(\dot{q}_1\dot{q}_2C_2 + \ddot{q}_1S_2 + \dot{q}_1\dot{q}_3C_2) + C_3(-\dot{q}_1\dot{q}_2S_2 + \ddot{q}_1C_2 - \dot{q}_1\dot{q}_3S_2) \\ \ddot{q}_2 + \ddot{q}_3 \end{bmatrix} \end{aligned}$$

Las ecuaciones C.5 y C.6 se usan para hallar las aceleraciones lineales. ${}^iR_0p_i^*$ es la localización de (x_i, y_i, z_i) desde el origen de $(x_{i-1}, y_{i-1}, z_{i-1})$ con respecto al sistema de coordenadas i -ésimo. Dada la complejidad y extensión de las ecuaciones simbólicas resultantes para $i = 2, 3$, que se obtuvieron en la implementación del algoritmo en Matlab, se presentan las ecuaciones simplificadas para ambas articulaciones.

$${}^iR_0p_i^* = \begin{bmatrix} a_i \\ d_i * \sin\alpha_i \\ d_i * \cos\alpha_i \end{bmatrix} \quad (C.5)$$

$${}^iR_0\dot{v}_i = ({}^iR_0\dot{\omega}_i) \times ({}^iR_0p_i^*) + ({}^iR_0\omega_i) \times [({}^iR_0\omega_i) \times ({}^iR_0p_i^*)] + {}^iR_{i-1} ({}^{i-1}R_0\dot{v}_{i-1}) \quad (C.6)$$

$${}^1R_0p_1^* = \begin{bmatrix} 0 \\ L_1 \\ 0 \end{bmatrix}, {}^2R_0p_2^* = \begin{bmatrix} L_2 \\ 0 \\ d_1 \end{bmatrix}, {}^3R_0p_3^* = \begin{bmatrix} L_3 \\ 0 \\ -d_1 \end{bmatrix}$$

$$\begin{aligned} {}^1R_0\dot{v}_1 &= [gC_1 \quad 0 \quad gS_1]^T \\ {}^2R_0\dot{v}_2 &= ({}^2R_0\dot{\omega}_2) \times ({}^2R_0p_2^*) + ({}^2R_0\omega_2) \times [({}^2R_0\omega_2) \times ({}^2R_0p_2^*)] + {}^2R_1 ({}^1R_0\dot{v}_1) \\ {}^3R_0\dot{v}_3 &= ({}^3R_0\dot{\omega}_3) \times ({}^3R_0p_3^*) + ({}^3R_0\omega_3) \times [({}^3R_0\omega_3) \times ({}^3R_0p_3^*)] + {}^3R_2 ({}^2R_0\dot{v}_2) \end{aligned}$$

Para obtener la aceleración del centro de masa, es necesario encontrar primero el vector de localiza dicho punto en cada eslabón de ORTE, tomando como referencia su propio sistema de coordenadas. La ubicación de esos vectores se toman del diseño CAD realizado en Inventor® y el esquema que se muestra en la Fig. C.1 se utilizó para obtener las ecuaciones que definen los centros de masas (ver ecuación C.7).

$${}^1R_0\bar{s}_1 = \begin{bmatrix} x_1 \\ -(L_1 - z_1) \\ -y_1 \end{bmatrix}, {}^2R_0\bar{s}_2 = \begin{bmatrix} -(L_2 - x_2) \\ -(L_1 - z_2) \\ -(d_1 + y_2) \end{bmatrix}, {}^3R_0\bar{s}_3 = \begin{bmatrix} -(L_2 + L_3 - x_3) \\ -(L_4 - z_3) \\ -y_2 \end{bmatrix} \quad (C.7)$$

Figure C.1: Esquema de ORTE usado para encontrar los centros de masa de cada eslabón.

Para hallar la aceleración del centro de masa, se usa la ecuación C.8.

$${}^i R_0 \bar{a}_i = ({}^i R_0 \dot{\omega}_i) \times ({}^i R_0 \bar{s}_i) + ({}^i R_0 \omega_i) \times [({}^i R_0 \omega_i) \times ({}^i R_0 \bar{s}_i)] + {}^i R_0 \dot{v}_i \quad (C.8)$$

$$\begin{aligned} {}^1 R_0 \bar{a}_1 &= \begin{bmatrix} y_1 \ddot{q}_1 + g C_1 & 0 & -y_1 (\dot{q}_1)^2 + g S_1 \end{bmatrix}^T \\ {}^2 R_0 \bar{a}_2 &= ({}^2 R_0 \dot{\omega}_2) \times ({}^2 R_0 \bar{s}_2) + ({}^2 R_0 \omega_2) \times [({}^2 R_0 \omega_2) \times ({}^2 R_0 \bar{s}_2)] + ({}^2 R_0 \dot{v}_2) \\ {}^3 R_0 \bar{a}_3 &= ({}^3 R_0 \dot{\omega}_3) \times ({}^3 R_0 \bar{s}_3) + ({}^3 R_0 \omega_3) \times [({}^3 R_0 \omega_3) \times ({}^3 R_0 \bar{s}_3)] + ({}^3 R_0 \dot{v}_3) \end{aligned}$$

Ecuaciones hacia atrás para $i = 3, 2, 1$. Se utilizan las ecuaciones C.9 y C.10 para calcular la fuerza ejercida sobre cada elemento.

$${}^i R_0 F_i = m_i {}^i R_0 \bar{a}_i \quad (C.9)$$

$${}^i R_0 f_i = {}^i R_{i+1} ({}^{i+1} R_0 f_{i+1}) + {}^i R_0 F_i \quad (C.10)$$

Suponiendo que no hay condiciones de carga, $f_4 = n_4 = 0$,

$$\begin{aligned} {}^3 R_0 F_3 &= m_3 {}^3 R_0 \bar{a}_3 \\ {}^2 R_0 F_2 &= m_2 {}^2 R_0 \bar{a}_2 \\ {}^1 R_0 F_1 &= m_1 {}^1 R_0 \bar{a}_1 \end{aligned}$$

$${}^3R_0f_3 = m_3 {}^3R_0\bar{a}_3$$

$${}^2R_0f_2 = {}^2R_3({}^3R_0f_3) + {}^2R_0F_2$$

$${}^1R_0f_1 = {}^1R_2({}^2R_0f_2) + {}^1R_0F_1$$

El siguiente paso es hallar el par ejercido en el centro de masa de cada elemento, usando para ello la ecuación C.11:

$${}^iR_0N_i = ({}^iR_0I_i^0R_i)({}^iR_0\dot{\omega}_i) + ({}^iR_0\omega_i) \times [({}^iR_0I_i^0R_i)({}^iR_0\omega_i)] \quad (C.11)$$

donde $({}^iR_0I_i^0R_i)$ es la matriz de inercia de cada elemento i relativo a su centro de masa referido a su propio sistema de coordenadas del elemento (x_i, y_i, z_i) .

$${}^3R_0N_3 = ({}^3R_0I_3^0R_3)({}^3R_0\dot{\omega}_3) + ({}^3R_0\omega_3) \times [({}^3R_0I_3^0R_3)({}^3R_0\omega_3)]$$

$${}^2R_0N_2 = ({}^2R_0I_2^0R_2)({}^2R_0\dot{\omega}_2) + ({}^2R_0\omega_2) \times [({}^2R_0I_2^0R_2)({}^2R_0\omega_2)]$$

$${}^1R_0N_1 = ({}^1R_0I_1^0R_1)({}^1R_0\dot{\omega}_1) + ({}^1R_0\omega_1) \times [({}^1R_0I_1^0R_1)({}^1R_0\omega_1)]$$

Después, se calcula el momento ejercido sobre cada elemento usando la ecuación C.12:

$${}^iR_0n_i = {}^iR_{i+1} [{}^{i+1}R_0n_{i+1} + ({}^{i+1}R_0p_i^*) \times ({}^{i+1}R_0f_{i+1})] + ({}^iR_0p_i^* + {}^iR_0\bar{s}_i) \times ({}^iR_0F_i) + {}^iR_0N_i \quad (C.12)$$

$${}^3R_0n_3 = ({}^3R_0p_3^* + {}^3R_0\bar{s}_3) \times ({}^3R_0F_3) + {}^3R_0N_3$$

$${}^2R_0n_2 = {}^2R_3 [{}^3R_0n_3 + ({}^3R_0p_2^*) \times ({}^3R_0f_3)] + ({}^2R_0p_2^* + {}^2R_0\bar{s}_2) \times ({}^2R_0F_2) + {}^2R_0N_2$$

$${}^1R_0n_1 = {}^1R_2 [{}^2R_0n_2 + ({}^2R_0p_1^*) \times ({}^2R_0f_2)] + ({}^1R_0p_1^* + {}^1R_0\bar{s}_1) \times ({}^1R_0F_1) + {}^1R_0N_1$$

donde,

$${}^3R_0p_2^* = \begin{bmatrix} L_2C_3 \\ -L_2S_3 \\ d_1 \end{bmatrix}, {}^2R_0p_1^* = \begin{bmatrix} L_1S_2 \\ L_1C_2 \\ 0 \end{bmatrix}$$

Finalmente, se obtienen los pares aplicados en las articulaciones para cada uno de los actuadores, usando para ello la ecuación C.13:

$$\tau_i = ({}^iR_0n_i)^T ({}^iR_{i-1}z_0) + b_i\dot{q}_i \quad (C.13)$$

$$\tau_3 = ({}^3R_0n_3)^T ({}^3R_2z_0) + b_3\dot{q}_3$$

$$\tau_2 = ({}^2R_0n_2)^T ({}^2R_1z_0) + b_2\dot{q}_2$$

$$\tau_1 = ({}^1R_0n_1)^T ({}^1R_0z_0) + b_1\dot{q}_1$$

Apéndice D

Validación del modelo dinámico

Figure D.1: Error absoluto obtenido para el movimiento de comer.

(a) Abducción del hombro.

(b) Flexión del hombro.

(c) Flexión del codo.

Figure D.2: Error absoluto obtenido en la simulación de los movimiento puros.

Bibliografía

- [1] K. Anam y A. Al-Jumaily. Active Exoskeleton Control Systems: State of Art. *Procedia Engineering*, 41:988-994, 2012. [1](#)
- [2] F. Badesa, J.M. Sabater, N. Garcia-Aracil, et. al. Experiencias en el desarrollo de un sistema robótico para rehabilitación de miembro superior para pacientes con daños cerebral sobrevenido. *Revista Universitaria en Telecomunicaciones, Informática y Control*, 1(1), Marzo 2012. [13](#)
- [3] M. Babaiasl, A. Ghanbari y S. Noorani. Mechanical Design, Simulation and Nonlinear Control of a New Exoskeleton Robot for Use in Upper-Limb Rehabilitation after Stroke. *Proceedings of 20th Iranian Conference on Biomedical Engineering, ICBME*, Diciembre 2013. [109](#)
- [4] M. Babaiasl, A. Ghanbari y S. Noorani. Anthropomorphic mechanical design and Lyapunov-based control of a new shoulder rehabilitation system. *Engineering Solid Mechanics*, 2: 151-162, 2014. [26](#)
- [5] M. Babaiasl, S. Nazari, M. Hadi, et. al. Sliding Mode Control of an Exoskeleton Robot for Use in Upper-Limb Rehabilitatio. *Proceedings of the 3rd RSI International Conference on Robotics and Mechatronics*, pp. 694-701, Octubre 2015. [26](#)
- [6] S. Balasubramanian, R. Wei, M. Perez, et. al. RUPERT: An exoeskeleton robot for assisting rehabilitation of arms functions. *IEEE Virtual Rehabilitation*, Septiembre 2008. [17](#), [18](#)
- [7] Antonio Barrientos, Luis Felipe Peñín, Carlos Balaguer, et. al. *Fundamentos de Robótica*, 2da. ed. McGraw-Hill, España, 2007. ISBN-10: 8448156366. [85](#), [86](#), [89](#)
- [8] A. Basteris, S. Nijenhuis, A. Stienen, et. al. Training modalities in robot-mediated upper limb rehabilitation in stroke: a framework for classification based on a systematic review. *Journal of Neuroengineering Rehabilitation*, 11(1):111, Julio 2014. [25](#)
- [9] N. Bernstein. *The Coordination and Regulation of Movement*. Editorial Pergamon, New York, Estados Unidos, 1967. [27](#)
- [10] J.A. Bertelli y M.F. Ghizoni. Nerve root grafting and distal nerve transfers for C5-C6 brachial plexus injuries. *Journal of Hand Surgery*, 35(5): 769-775, Mayo 2010. [76](#)
- [11] J. Borst, P. Forbes, R. Happee, et. al. Muscles parameters for musculoskeletal modelling of the human neck. *Journal of Clinical Biomechanics*, 26(4):343-351, Mayo 2011. [74](#)
- [12] W. Bradley, R. Daroff, G. Fenichel, et. al. *Neurology in Clinical Practice*, 5ta.ed. Editorial Butterworth-Heinemann Elsevier, Philadelphia, Estados Unidos, 2008. [48](#)

- [13] E. Brokaw, T. Murray, T. Nef, et. al. Retraining of interjoint arm coordination after stroke using robot-assisted time-independent functional training. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 48(4):299-316, 2011. [27](#)
- [14] V. B. Brooks. Adaptations and Learning of Arm Movements. *From Neuron to Action*, pp. 3-12, 1990. [111](#)
- [15] I. Brown, S. Scott y G. Loeb. Mechanics of feline soleus: II Design and validation of a mathematical model. *Journal of Muscle Research and Cell Motility*, 17(2):221-233, Abril 1996. [55](#)
- [16] I. Brown, T. Liinamaa y G. Loeb. Relationships between range of motion, Lo, and passive force in five strap-like muscle of the feline hind limb. *Journal of Morphology*, 230(1):69-77, Octubre 1996. [55](#)
- [17] I. Brown, E. Cheng y G. Loeb. Measured and modeled properties of mammalian skeletal muscle. II. The effects of stimulus frequency on force-length and force-velocity relationships. *Journal of Muscle Research and Cell Motility*, 20(7):627-643, Octubre 1999. [55](#), [57](#), [60](#)
- [18] P. Browne, D. Chandraratna, C. Angood, et. al. Atlas of Multiple Sclerosis 2013: A growing global problem with widespread inequity. *Neurology*, 83(11):1022-1024, Septiembre, 2014. [47](#)
- [19] M.A. Buckley, A. Yardley, R. Platts, et. al. Development of the specification for a motorized upper limb orthotic system. *IEEE Computing and Control Division Colloquium on Mechatronic Aids for the Disabled*, pp.9/1-9/2, Londres, 1995. [13](#)
- [20] M.A. Buckley y G. Johnson. Computer simulation of the dynamics of a human arm. *Journal of Engineering in Medicine*, 211(5):349-357, 1997. [13](#)
- [21] C. Carignan, J. Tang y S. Roderick. Development of an exoskeleton haptic interface for virtual task training. *Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots Systems*, IROS, pp. 3697-3702, 2009. [26](#)
- [22] E. Chadwick, D. Blana, A. Bogert, et. al. A real-time, 3-D musculoskeletal model for dynamic simulation of arm movements. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 56(4):941-948, Abril 2009. [55](#)
- [23] L. Cheze, F. Moissenet y R. Dumas. State of the art and current limits of musculo-skeletal models for clinical applications. *Movement and Sports Sciences*, 90:7-17, 2015. [1](#)
- [24] D. Crouch, Z. Li, J. Barnwell, et. al. Computer simulation of nerve transfer strategies for restoring shoulder function after adult C5 and C6 root avulsion injuries. *Journal of Hand Surgery*, 36(10):1644-1651, Octubre 2011. [61](#), [76](#)
- [25] M. Damsgaard, J. Rasmussen, S. Christensen, et. al. Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. *Simulation Modelling Practice and Theory*, 14(8):1110-1111, 2006. [8](#)
- [26] R. Davoodi, C. Urata, E. Todorov, et. al. Development of Clinician-Friendly software for Musculoskeletal Modeling and Control. *IEEE EMBS proceedings of the 26th Annual International Conference*, 6:4622-4625, 2004. [10](#)

- [27] Rahman Davoodi. *MSMS User's Manual*, versión 2.2. Medical Device Development Facility, Biomedical Engineering Department, University of Southern California, Estados Unidos, Septiembre 2012. [ix](#), [10](#), [60](#), [61](#)
- [28] B. Dellon y Y. Matsuoka. *Prosthetics, Exoskeletons, and Rehabilitation*. IEEE Robotics & Automation Magazine, 14(1):30-34, Abril 2007. [1](#)
- [29] S. Delp, P. Loan, M.G. Hoy, et. al. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 37(8):757-767, Agosto 1990. [52](#), [62](#)
- [30] S. Delp y P. Loan. A computational framework for simulating and analyzing human and animal movement. *IEEE Computing in Science and Engineering*, 2(5):46-55, Septiembre/Octubre 2000. [7](#)
- [31] S. Delp, F. Anderson, A. Arnold, et. al. OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11):1940-1950, Noviembre 2007. [8](#)
- [32] Marie André Destarac. *Estudio de la biomecánica del hombro. Modelado y simulación de la patología del plexo braquial unilateral*. Trabajo Fin de Máster, Universidad Politécnica de Madrid, 2013. [79](#)
- [33] James Doyle y Michael Botte. *Surgical anatomy of the Hand & Upper Extremity*. Lippincott Williams & Wilkins, 2003. [62](#)
- [34] Ricardo Espinoza. *Análisis Dinámico de un Exoesqueleto de Rehabilitación del Miembro Superior y Selección de Actuadores*. Trabajo Fin de Máster, EUITI, Universidad Politécnica de Madrid, Septiembre 2017. [99](#), [112](#)
- [35] V.L. Feigin, B. Norrving y G. A. Mensah. Global Burden of Stroke. *Circulation Research-Stroke Compendium*, 120(3):439–448, Febrero 2017. [47](#)
- [36] C.P. Ferri, C. Schoenborn, L. Kalra, et. al. Prevalence of stroke and related burden among older people living in Latin America, India and China. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 82(10):1074-1082, Octubre 2011. [47](#)
- [37] C. Fleischer y G. Hommel. A Human-Exoskeleton Interface Utilizing Electromyography. *IEEE Transactions on Robotics*, 24(4):872-882, Agosto 2008. [107](#)
- [38] R. Floyd y G. Thompson. *Manual of Structural Kinesiology*, 15a. ed. McGraw-Hill, Estados Unidos, 2004. [65](#)
- [39] A. Frisoli, F. Rocchi, S. Marcheschi, et. al. A New Force-Feedback Arm Exoskeleton for Haptic Interaction in Virtual Environments. *First Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, pp. 195–201, 2005. [17](#), [18](#), [26](#)
- [40] A. Frisoli, L. Borelli, A. Montagner, et. al. Arm rehabilitation with a robotic exoskeleton in Virtual Reality. *IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 631–642, Junio 2007. [17](#), [18](#)

- [41] A. Frisoli, L. Borelli, A. Montagner, et. al. Robot-mediated arm rehabilitation in Virtual Environments for chronic stroke patients: A clinical study. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 2465–2470, Mayo 2008. [17](#), [18](#)
- [42] A. Frisoli, C. Loconsole, D. Leonardis, et. al. A new gaze-BCI-driven control of an upper limb exoskeleton for rehabilitation in real-world tasks. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics: Part C (Applications and Reviews)*, 42(6):1169-1179, Noviembre 2012. [27](#)
- [43] K. Fu, R. González y C. Lee. *Robótica: Control, detección, visión e inteligencia*. McGraw-Hill, Madrid, España, 1988. ISBN: 84-7615-214-0 [93](#), [95](#), [111](#), [128](#)
- [44] Y.C.Fung. Biorheology of soft tissues. *Biorheology*, 10(2):139-155, 1973. [39](#), [52](#), [54](#)
- [45] Y.C. Fung. *Biomechanics: Mechanical properties of living tissues*. Springer-Verlag, 1993. ISBN 10: 0387979476 [56](#)
- [46] A. García, A. Saiz, C. Franco, et. al. *Lesiones del plexo braquial: Generalidades*. Unidad de cirugía de la mano y plexo braquial del hospital internacional Medimar, España, 2009. [49](#)
- [47] J. García, C.E. García Cena, L.J. Monge Chamorro, et. al. Mechanical Design of a Robotic Exoskeleton for Upper Limb Rehabilitation. En I.Chang, et.al.(Ed), *Advances in Automation and Robotics Research in Latin America: Proceedings of the 1st Latin American Congress on Automation and Robotics*, Panama City, Panama 2017, pp. 297–308. Springer International Publishing, 2017. [83](#), [84](#)
- [48] A. García-López y D. Peréa Tortosa. *Manual Secot de cirugía ortopédica y traumatología*, 2da. ed. Editorial Médica Panamericana, cap. 69, pp. 701-710, Madrid, 2009. [49](#)
- [49] J. Garrido, W. Yu y A. Soria. Modular design and modeling of an upper limb exoskeleton. *Proceedings of IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Mechatronics*, pp.508-513, 2014. [26](#)
- [50] B. Garner y M. Pandy. Musculoskeletal Model of the Upper Limb based on the visible human male dataset. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 4(2):93-126, Febrero 2001. [62](#), [74](#)
- [51] Leonardo Gómez Figueroa. *Análisis de señales EEG para detección de eventos oculares, musculares y cognitivos*. Trabajo Fin de Máster, Universidad Politécnica de Madrid, 2016. [85](#)
- [52] R. Gopura y K. Kiguchi. Development of a 6DOF exoskeleton robot for human upper-limb motion assist. *4th International Conference on Information and Automation for Sustainability (ICIAFS)*, pp.13-18, 2008. [20](#)
- [53] R. Gopura, K.Kiguchi y Y.Li. SUEFUL-7: A 7DOF upper-limb exoskeleton robot with muscle-model-oriented EMG-based control. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Octubre 2009. [20](#), [21](#)
- [54] R. Gopura, K. Kiguchi y D. Bandara. A brief review on upper extremity robotic exoskeleton systems. *6th IEEE International Conference on Industrial and Information Systems*, 8502:346- 351, Agosto 2011 [25](#)

- [55] A. Gordon, A. Huxley y F. Julian. Tension development in highly stretched vertebrate muscle fibres. *The Journal of Physiology*, 184(1):143-169, Mayo 1966. [55](#)
- [56] T. Goubier y F. Teboul. Technique of the double nerve transfer to recover elbow flexion in C5, C6 or C5 to C7 brachial plexus palsy. *Techniques in Hand & Upper Extremity Surgery*, 11(1):15-17, Marzo 2007. [61](#)
- [57] J. de Groot y R. Brand. A three-dimensional regression model of the shoulder rhythm. *Journal of Clinical Biomechanics*, 16(9):735-743, Noviembre 2001. [63](#)
- [58] Trent Guess y Antonis Stylianou. Simulation of anterior cruciate ligament deficiency in a musculoskeletal model with anatomical knees. *The Open Biomedical Engineering Journal*, 6:23-32, Marzo 2012. [11](#)
- [59] M. Guidali, M. Schmiedeskamp, V. Klamroth, et. al. Assessment and training of synergies with an arm rehabilitation robot. *Proceedings of the International Conference on Rehabilitation Robotics*, ICORR, pp. 772-776, 2009. [27](#)
- [60] M. Guidali, A. Duschau-Wicke, S. Broggi, et. al. A robotic system to train activities of daily living in a virtual environment. *Medical & Biological Engineering & Computation*, 49(10):1213-1223, Julio 2011. [27](#)
- [61] A. Gupta y M. O'Malley. Design of a haptic arm exoskeleton for training and rehabilitation. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 11(3):280-289, Junio 2006. [26](#)
- [62] J. He, E. Koenenman, R. Schultz, et. al. Design of a robotic upper extremity repetitive therapy device. *IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Agosto 2005. [16](#), [18](#)
- [63] A. Hill. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of Royal Society of London Series*, 195:126-136, 1938. [38](#), [52](#), [56](#)
- [64] K. Holzabur, W. Murray y S. Delp. A model of the Upper Extremity for Simulating Musculoskeletal Surgery and Analyzing Neuromuscular Control. *Annals of Biomedical Engineering*, 33(6):829-840, Junio 2005. [70](#)
- [65] S. Housman, K. Scott y D. Reinkensmeyer. A Randomized Controlled Trial of Gravity-Supported, Computer-Enhanced Arm Exercise for Individuals with Severe Hemiparesis. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 10:505-514, 2009. [15](#)
- [66] J. Huang, W. Huo, W. Xu, et.al. Control of Upper-Limb Power-Assist Exoskeleton Using a Human-Robot Interface Based on Motion Intention Recognition. *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering*, 12(4):1257-1270, Octubre 2015. [22](#)
- [67] J. Huang, X. Tu y J. He. Design and Evaluation of the RUPERT Wearable Upper Extremity Exoskeleton Robot for Clinical and In-Home Therapies. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics: Systems*, 46(7):926-935, Julio 2016. [17](#)
- [68] J.D. Humphrey. Continuum biomechanics of soft biological tissues. *Proceedings of the Royal Society: Mathematical and Engineering Sciences*, 175:1-44, 2002. [39](#)

- [69] W. Huo, J. Huang, Y. Wang, et. al. Control of a rehabilitation robotic exoskeleton based on Intentional Reaching Direction. *International Symposium on Micro-Nano Mechatronics and Human Science (MHS)*, pp.357-362, 2010. [22](#)
- [70] W. Huo, J. Huang, Y. Wang, et. al. Control of upper-limb power-assist exoskeleton based on Motion Intention Recognition. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp.2243-2248, 2011 [22](#)
- [71] A. Huxley. Muscle structure and theories of contraction. *Progress in Biophysics and Biophysical Chemistry*, 173:257-318, 1957. [54](#)
- [72] Chris Jarmey. *Atlas conciso de los músculos*, 1era.ed. Editorial Paidotribo, Barcelona, España, 2008. [40](#)
- [73] G. Johnson, D.Carus, G.Parrini, et. al. The design of a five-degree-of-freedom powered orthosis for the upper limb. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*, 215(3):275-284, 2001.
- [74] J.E. Joy y R.B. Johnston. *Multiple Sclerosis: Current Status and Strategies for the Future*. National Academies Press, Estados Unidos, 2001. [47](#)
- [75] F. Just, K. Baur, R. Riener, et. al. Online adaptive compensation of the ARMin Rehabilitation Robot. *IEEE 6th International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, pp.747-752, Junio 2016. [15](#), [18](#)
- [76] L. y F. Richmond. Morphometry of Human Neck Muscles. *Spine*, 23(12):1314-1323, Junio 1998. [74](#)
- [77] A. I. Kapandji. *Fisiología Articular*, Tomo I. Editorial Médica Panamericana, Madrid, España, 2007. [IX](#), [IX](#), [31](#), [32](#), [58](#), [63](#), [64](#), [65](#), [73](#)
- [78] Y. Kawakami, K. Nakazawa, T. Fujimoto, et. al. Specific tension of elbow flexor and extensor muscles based on magnetic resonance imaging. *European Journal of Applied Physiology*, 68(2):139-147, Febrero 1994. [68](#)
- [79] Rafael Kelly, Victor Santibáñez y Antonio Loría. *Control of Robot Manipulators in Joint Space*. Springer-Verlag, Londres, 2005. ISBN-10: 1852339942 [106](#), [108](#), [110](#), [111](#)
- [80] K. Kiguchi, K. Kado y Y. Hayashi. Design of a 7DOF upper-limb power-assist exoskeleton robot with moving shoulder joint mechanism. *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, ROBIO 2011, pp. 2937–2942, 2011. [21](#)
- [81] P. K. Khosla y T. Kanade. Real-Time Implementation and Evaluation of the Computed Torque Scheme. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 5(2):245-253, Abril 1989. [111](#)
- [82] K. Kiguchi y Y. Hayashi. An EMG-Based Control for an Upper-Limb Power-Assist Exoskeleton Robot. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics-Part B: Cybernetics*, 42(4):1064-1071, Agosto 2012. [28](#)
- [83] K. Kiguchi y Y. Hayashi. Upper-limb tremor suppression with a 7DOF exoskeleton power-assist robot. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, EMBS, pp. 6679–6682, 2013 [21](#)

- [84] M. Kirjavainen. *Long-term results of obstetric brachial plexus surgery*. PhD Thesis, Universidad de Helsinki, Finlandia, 2010. [49](#), [126](#)
- [85] V. Klamroth-Marganska, J. Blanco, K. Campen, et. al. Three-dimensional, task-specific robot therapy of the arm after stroke: a multicentre, parallel-group randomised trial. *The Lancet Neurology* 13(2):159-166, Febrero 2014. [15](#), [18](#)
- [86] J. Klein, S. Spencer, J. Allington, et. al. Biomimetic orthosis for the neurorehabilitation of the elbow and shoulder (BONES). *2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, pp. 535–541, Agosto 2008. [21](#)
- [87] J. Klein, S. Spencer, J Allington, et.al. Optimization of a Parallel Shoulder Mechanism to Achieve a High-Force, Low-Mass, Robotic-Arm Exoskeleton. *IEEE Transactions on Robotics*, 26(4):710–715, Agosto 2010. [21](#)
- [88] S. Klug, O. von Stryk y B. Möhl. Design and control mechanisms for a 3 DOF bionic manipulator. *Proceedings of the First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, BioRob, pp. 450–454, 2006. [21](#)
- [89] S. Kousidou, N. Tsagarakis, C. Smith, et. al. Task-oriented biofeedback system for the rehabilitation of the upper limb. *Proceedings of the International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 376-384, 2007. [26](#), [28](#)
- [90] E. S. Lawrence, C. Coshall, R. Dundas et. al. Estimates of the Prevalence of Acute Stroke Impairments and Disability in a Multiethnic Population. *Stroke*, 32(6):1279–1284, Junio 2001. [2](#), [47](#)
- [91] D. Lee, M. Azam y E. Ken. A survey of modeling and simulation of skeletal muscle. *ACM Transactions on Graphics*, 28(4), article 106, Enero 2010. [53](#), [55](#)
- [92] T. Lenzi, S. DeRossi, N. Vitiello, et. al. The Neuro-Robotics Paradigm: NEURARM, NEUROExos, HANDEXOS. *31st International Conference of the IEEE EMBS*, pp.2430-2433, 2009. [18](#), [19](#)
- [93] T. Lenzi, T., S. DeRossi, N. Vitiello, et. al. Intention-based EMG control for powered exoskeletons. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(8):2180-2190, Agosto 2012. [18](#), [19](#), [29](#)
- [94] Frank Lewis, Darren Dawson y Chaouki Abdallah. *Robot Manipulator Control: Theory and Practice*, 2da. ed. Editorial Marcel Dekker, New York, Estados Unidos, 2004. [111](#)
- [95] Z. Li, C. Su, G. Li, et. al. Fuzzy approximation-based adaptive backstepping control of an exoskeleton for human upper limbs. *IEEE Transactions on Fuzzy Systems*, 23(3):555-566, Junio 2015. [26](#)
- [96] R. Lieber, M. Jacobson, B. Fazeli, et. al. Architecture of selected muscles of the arm and forearm: Anatomy and implications for tendon transfer. *The Journal of Hand Surgery*, 17(5):787-98, Septiembre 1992. [62](#)
- [97] H. S. Lo y S. Q. Xie. Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: state of the art and future prospects. *Medical Engineering & Physics*, 34(3):261-268, Abril 2012. [1](#), [12](#)

- [98] C. Loconsole, S. Dettori, A. Frisoli, et. al. An EMG-based approach for on-line predicted torque control in robotic-assisted rehabilitation. *Proceedings of IEEE HAPTICS Symposium*, pp. 181-186, 2014. [29](#)
- [99] M. López y A. Braidot. Generación de modelos músculo-esqueléticos de pacientes a partir de imágenes médicas. *Actas de Ingeniería Clínica y Tecnología Médica*, artículo 35, Octubre, 2010. ISBN: 978-950-698-259-1. [8](#)
- [100] Edgar A. Loranca. *Modelado y análisis cinemático del hombro para el tratamiento de la patología del plexo braquial unilateral*. Trabajo Fin de Máster de Ingeniería Electromecánica, EUITI, Universidad Politécnica de Madrid, marzo 2013. [79](#)
- [101] M. Lotze, C. Braun, N. Birbaumer, et. al. Motor learning elicited by voluntary drive. *Brain*, 126(4):866-872, Abril 2003. [11](#)
- [102] R. Loureiro, W. Harwin, K. Nagai, et. al. Advances in upper limb stroke rehabilitation: a technology push. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 49(10):1103-1118, Octubre 2011. [12](#), [13](#)
- [103] M. A. Lugo. *Diseño robótico de un exoesqueleto pediátrico de miembro superior basado en criterios clínicos y antropomórficos para análisis de movimiento y rehabilitación*. Tesis de Máster, Universidad Politécnica de Sinaloa, México, 2013. [12](#)
- [104] J. Luh, M. Walker y R. Paul. On-line computational scheme for mechanical manipulators. *Journal of Dynamic Systems, Measurements and Control*, 102(2):69-76, Junio 1980. [93](#)
- [105] A. Manan, D. Yun, M. Ashfaq, et.al. Passivity Based Adaptive Control for Upper Extremity Assist Exoskeleton. *International Journal of Control, Automation, and Systems*, 14(1):291-300, 2016. [29](#)
- [106] Y. Mao y S.Agrawal. Wearable cable-driven upper arm exoskeleton-motion with transmitted joint force and moment minimization. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Mayo 2010. [18](#), [22](#)
- [107] Y. Mao y S.Agrawal. A cable driven upper arm exoskeleton for upper extremity rehabilitation. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Mayo 2011. [18](#), [21](#), [28](#)
- [108] Y. Mao y S.Agrawal. Design of a cable-driven arm exoskeleton (CAREX) for neural rehabilitation. *IEEE Transactions on Robotics*, 28(4):922-931, Agosto, Marzo 2012. [18](#), [22](#)
- [109] Y. Mao y S.Agrawal. Real-Time Estimation of Glenohumeral Joint Rotation Center With Cable-Driven Arm Exoskeleton (CAREX)-A Cable-Based Arm Exoskeleton. *Journal of Mechanisms and Robotics*, 6(1):0145021-145025, Febrero 2014. [18](#), [21](#), [22](#)
- [110] Y. Mao, X. Jin, G. Dutta, et. al. Human Movement Training With a Cable Driven ARm EXoskeleton (CAREX). *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 23(1):84-92, Enero 2015. [18](#), [21](#), [27](#)

- [111] F. Martinez, I. Retolaza, A. Pujana-Arrese, et. al. Design of a five actuated DoF upper limb exoskeleton oriented to workplace help. *2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, pp. 169–174, Octubre 2008 [21](#)
- [112] K. McBeth y K. Jones. Epidemiology of chronic musculoskeletal pain. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 21(3):403-425, Junio 2007. [47](#)
- [113] R. Midha. Nerve transfers for severe brachial plexus injury: a review. *Neurosurgery Focus*, 16(5):E5, Mayo 2004. [76](#)
- [114] M.Mihelj, T. Nef y R. Riener. ARMin II - 7 DoF rehabilitation robot: Mechanics and kinematics. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp.4120–4125, Abril 2007. [14](#), [18](#)
- [115] Rodrigo Miralles y Misericordia Puig. *Biomecánica clínica del aparato locomotor*. Editorial Masson, Barcelona, España, 2000. ISBN: 9788445807286. [72](#)
- [116] Luis Monge Chamorro. *Modelado y Simulación de Servomotores para Rehabilitación. Análisis de la influencia en el movimiento biomecánico*. Trabajo Fin de Grado, Universidad Politécnica de Madrid, Febrero 2016. [112](#)
- [117] H. Moreno, R. Saltaren, I. Carrera, et. al. Índices de Desempeño de Robots Manipuladores: una revisión del Estado del Arte. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI*, 9(2):111–122, Abril-Junio 2012. [91](#)
- [118] C. Murray, T. Vos, M. Naghavi, et. al., Global Burden of Diseases, Injuries and Risk Factors Study 2013. *The Lancet*, Julio, 2014. [2](#), [47](#)
- [119] T. Nef y R. Riener. ARMin: Design of a novel arm rehabilitation robot. *9th IEEE Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, pp.57-60, Julio 2005. [14](#), [96](#)
- [120] T. Nef, M. Mihelj, G. Colombo, et. al. ARMin-robot for rehabilitation of the upper extremities. *Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp.3152–3157, Mayo 2006. [14](#)
- [121] T. Nef, M. Mihelj y R. Riener. ARMin: A robot for patient-cooperative arm therapy. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 45(9):887-900, Septiembre, 2007. [26](#), [111](#)
- [122] T. Nef, M. Guidali y R. Riener. ARMin III-arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation. *Applied Bionics and Biomechanics*, 6(2):127-142, Abril 2009. [14](#), [18](#)
- [123] T. Nef, M. Guidali, V. Klamroth-Marganska, et. al. ARMin-Exoskeleton robot for stroke rehabilitation. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, 25(9):127-130, Septiembre 2009.
- [124] Frank Netter. *Atlas de anatomía humana*, 2da.ed. Masson, S.A., España, 2001. [32](#), [33](#), [41](#), [62](#)
- [125] Margaret Nordin y Victor Frankel. *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético*, 3era.ed. Editorial McGraw-Hill, Madrid, España, 2004. [31](#), [34](#), [36](#), [38](#), [39](#), [40](#), [46](#), [57](#), [58](#), [70](#), [72](#)

- [126] C. Oliveira, R. Navarro García, R. Navarro Navarro, et. al. Biomecánica del hombro y sus lesiones. *Canarias Médica y Quirúrgica*, 4(12):8-16, 2007. [48](#)
- [127] Joan Ordoñez Borrell. *Desarrollo de un sistema electrónico de adquisición de señales electromiográficas*. Trabajo Fin de Grado, Univesidad Politécnica de Madrid, 2016. [85](#)
- [128] S. M. Orozco y J. C. Ramos. Control par calculado difuso basado en pasividad para seguimiento de trayectorias de robots manipuladores. *Research in Computing Science*, 91, pp.131-141, 2015. [106](#), [111](#)
- [129] N. Palastanga, D. Field y R. Soames. “The Upper limb” en *Anatomy and human movement: structure and function*, 3era.ed. Oxford Butterworth-Heinemann, 1998. [30](#), [31](#), [32](#)
- [130] J. Perry, J. Rosen y S. Burns. Upper-limb powered exoskeleton design. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 12(4):408-417, Agosto 2007. [18](#), [19](#)
- [131] L. Peternel, T. Noda, T. Petric, et. al. Adaptive Control of Exoskeleton Robots for Periodic Assistive Behaviours Based on EMG Feedback Minimisation. *PLoS One*, 11(2), Febrero 2016. [110](#)
- [132] L. Pignolo, G. Dolce, G. Basta, et. al. Upper-limb rehabilitation after stroke: Aramis a robo-mechatronic innovative approach and prototype. *Proceedings of the IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, pp. 1410-1414, Junio 2012. [28](#)
- [133] E. Pirondini, M. Coscia, S. Marcheschi, et. al. Evaluation of the effects of the Arm Light Exoskeleton on movement execution and muscle activities: a pilot study on healthy subjects. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 13(9), Enero 2016. [18](#), [24](#)
- [134] T. Proietti, V. Crocher, A. Roby-Brami, et. al. Upper-Limb Robotic Exoskeletons for Neurorehabilitation: A Review on Control Strategies. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 9:4-14, Abril 2016. [11](#), [25](#), [26](#), [27](#), [28](#), [29](#)
- [135] Lisandro Puglisi. *Advanced Control Strategies for a 6 DoF Hydraulic Parallel Robot Based on the Dynamic Model*. PhD tesis, Universidad Politécnica de Madrid, 2016. [97](#)
- [136] M. Rahman, T. Kittel-Ouimet, M. Saad, et. al. Development and control of a robotic exoskeleton for shoulder, elbow and forearm movement assistance. *Applied Bionics and Biomechanics*, 9(3):275-292, 2012. [23](#), [106](#)
- [137] M. Rahman, C. Ochoa-Luna y M. Saad. EMG Based Control of a Robotic for Shoulder and Elbow Motion Assist. *Journal of Automation and Control Engineering*, 3(4):270-279, Agosto 2015. [29](#)
- [138] T. Rahman, W. Sample y R. Seliktar. Design and testing of WREX. *Advances in Rehabilitation Robotics*, LNCIS 306:243-250, 2006. [15](#)
- [139] T. Rahman, W. Sample, S. Jayakumar, et. al. Passive exoskeletons for assisting limb movement. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 43(5):583-590, Agosto-Septiembre 2006. [15](#)

- [140] D. Ragonesi, T. Rahman, W. Sample, et. al. Dynamic simulation and experimental validation of an upper extremity powered orthosis. *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, Julio 2010. [15](#)
- [141] D. Ragonesi, S. Agrawal, W. Sample, et. al. Series elastic actuator control of a powered exoskeleton. *33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Diciembre 2011. [15](#)
- [142] M. Rahman, T.K-Ouimet, M.Saad, et. al. Tele-operation of a robotic exoskeleton for rehabilitation and passive arm movement assistance. *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, pp.443-448, 2011. [23](#)
- [143] M. Rahman, T.K-Ouimet, M.Saad, et. al. Control of a powered exoskeleton for elbow, forearm and wrist joint movement. *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, pp.1561-1566, 2011. [23](#)
- [144] M. Rahman, T.K. Ouimet, M.Saad, et. al. Development and control of a wearable robot for rehabilitation of elbow and shoulder joint movements. *Proceedings of the 36th Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society, IECON*, pp. 1506-1511, 2010. [26](#)
- [145] M. Rahman, T.K. Ouimet and M.Saad. Development of a 4DoFs exoskeleton robot for passive arm movement assistance. *International Journal of Mechatronics and Automation*, 2(1), 2012. [26](#)
- [146] A. Ramírez, J. Grasa, A. Alonso et. al. Active response of skeletal muscle: In vivo experimental results and model formulation. *Journal of Theoretical Biology*, 276(4):546-553, Diciembre 2010. [55](#)
- [147] Angélica Ramírez. *Modelado y simulación del tejido músculo-esquelético: Validación experimental con el músculo tibial anterior de rata*. PhD Tesis, Universidad de Zaragoza, España, 2011. [35](#), [36](#), [37](#), [39](#), [52](#), [53](#), [54](#), [55](#), [56](#), [57](#)
- [148] David Reinkensmeyer y Volker Dietz. *Neurorehabilitation Technology*, 2da. ed. Springer International Publishing, 2016. [16](#), [18](#)
- [149] Y. Ren, S. Kang, H. Park, et. al. Developing a multijoint upper limb exoskeleton robot for diagnosis, therapy, and outcome evaluation in neurorehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 21(3):490-499, Mayo 2013. [27](#)
- [150] R. Riener, M. Guidali, U. Keller, et. al. Transferring ARMin to the Clinics and Industry. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, 17(1):54-59, 2011. [12](#), [14](#), [15](#), [18](#), [96](#)
- [151] K. Robinette, S. Blackwell, H. Daanen, et. al. *Civilian american and european surface anthropometric resource (CAESAR) final report*, Vol. 1. United States Air Force Research Laboratory, Junio 2002. [57](#)
- [152] Charles Rockwood y Frederick Matsen. *The Shoulder, Vol. 1*, 4ta. ed. Saunders Elsevier, Estados Unidos, 2009. [65](#), [75](#)
- [153] J. Rosen y J.Perry. Upper limb powered exoskeleton. *International Journal of Humanoid Robotics*, 4(3):529-548, Agosto 2007. [18](#), [19](#)

- [154] E. Ruffaldi, M. Barsotti, D. Leonardis, et. al. Evaluating Virtual Embodiment with the ALEx Exoskeleton. *Haptics: Neuroscience, Devices, Modeling and Applications*, 8618:133-140, Octubre 2014. [18](#), [24](#)
- [155] A. Ruiz, A. Forner-Cordero, E. Rocon, et. al. Exoskeletons for rehabilitation and motor control. *First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, Febrero 2006. [13](#), [49](#)
- [156] T. Sakurada, T. Kawase, K. Takano, et. al. A BMI-based occupational therapy assist suit: asynchronous control by SSVEP. *Frontiers in Neuroscience*, 7, p. 172, 2013. [27](#), [29](#)
- [157] R.J. Sanchez, E. Wolbrecht, R. Smith, et. al. A pneumatic robot for re-training arm movement after stroke: rationale and mechanical design. *9th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, pp. 500-504, Junio-Julio, 2005. [16](#), [18](#)
- [158] A. Schouten, E. de Vlugt, F. van der Helm, et. al. Optimal posture control of a musculo-skeletal arm model. *Biological Cybernetics*, 84(2):143-152, Febrero 2001. [111](#)
- [159] N. Schweighofer, Y. Choi, C. Winstein, et. al. Task-oriented rehabilitation robotic. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 91(11): S270-S279, Noviembre 2012. [12](#)
- [160] B. Siciliano, L. Sciavicco, L. Villani, et. al. *Robotics: Modelling, Planning and Control*. Springer-Verlag, Londres, Inglaterra, 2009. ISBN: 978-1-84628-641-4 [86](#), [106](#)
- [161] M. Simkins, H. Kim, G. Abrams, et. al. Robotic unilateral and bilateral upper-limb movement training for stroke survivors afflicted by chronic hemiparesis. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Junio 2013. [18](#), [20](#)
- [162] *SIMM 5.0 and OpenSim 2.0*. OpenSim Documentation, Simtk, Estados Unidos, Marzo 2010. [8](#)
- [163] D. Song, G. Raphael, N. Lan, et. al. Computationally efficient models of neuromuscular recruitment and mechanics. *Journal of Neural Engineering*, 5(2):175-184, Junio 2008. [60](#)
- [164] P. Staubli, T. Nef, V. Klamroth-Marganska, et. al. Effects of intensive arm training with the rehabilitation robot ARMin II in chronic stroke patients: Four single cases. *Journal of Neuroengineering Rehabilitation*, 6, p.46, Diciembre 2009. [26](#), [28](#)
- [165] T. Sugar, J. He, E. Koeneman, et. al. Design and control of RUPERT: A device for Robotic Upper Extremity Repetitive Therapy. *IEEE Transactions on Neural systems and rehabilitation engineering*, 15(3):336-346, Septiembre 2007. [16](#), [18](#)
- [166] T. Sutcliffe. Brachial plexus injury in the newborn. *Neo Reviews: An official Journal of the American Academy of Pediatrics*, 8(6):239-246, Junio, 2007. [48](#), [49](#)
- [167] R.M. Teece, J.B. Lunden, A.S. Lloyd, et. al. Three-Dimensional Acromioclavicular motions during Elevation of the Arm. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38(4):181-190, Abril 2008. [33](#)
- [168] Carol Teitz y Dan Graney. *Musculoskeletal Atlas: A Musculoskeletal Atlas of the Human Body*. University of Washington, 2007. [41](#), [43](#), [44](#), [46](#)

- [169] B. Tsai, W. Wang, L. Hsu, et. al. An articulated rehabilitation robot for upper limb physiotherapy and training. *Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Systems*, pp. 1470-1475, Octubre 2010. [26](#)
- [170] A. Vasavada, S. Li y S. Delp. Influence of Muscle Morphometry and Moments Arms on the Moment-Generating Capacity of Human Neck Muscles. *Spine*, 23(4):412-422, Febrero 1998. [74](#)
- [171] Fabián Vázquez. *Modelo dinámico inverso de la articulación del hombro: Análisis biomecánico del movimiento de flexoextensión mediante exoesqueleto robotizado*. Trabajo Fin de Grado, Facultad de Medicina, Universidad Autónoma de Madrid, 2017. [84](#)
- [172] H. Venkatramani, P. Bhardwaj, S. Faruquee, et. al. Functional outcome of nerve transfer for restoration of shoulder and elbow function in upper brachial plexus injury. *Journal of Brachial Plexus Peripheral Nerve Injuries*, 3(15), Mayo 2008. [49](#)
- [173] R. Vertechy, A. Frisoli, A. Dettori, et. al. Development of a new exoskeleton for upper limb rehabilitation. *Proceedings of the International Conference on Rehabilitation Conference, ICORR*, pp. 188-193, 2009. [26](#)
- [174] N. Vitiello, T. Lenzi, S. Roccella, et. al. NEUROExos: A Powered Elbow Exoskeleton for Physical Rehabilitation. *IEEE Transactions on Robotics*, 29(1):220-235, Febrero 2013. [18](#)
- [175] J. Webb, S. Blemker y S. Delp. 3D Finite Elements Models of Shoulder Muscles for Computing Lines of Actions and Moments Arms. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17(8):829-837, 2014. [46](#), [70](#)
- [176] R. Wei, S. Balasubramanian, L. Xu, et. al. Adaptive Iterative Learning Control Design for RUPERT IV. *2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, pp. 647-625, 2008. [17](#), [18](#), [26](#), [29](#)
- [177] Y. Wei, P. Bajaj, R. Scheidt, et. al. Visual error augmentation for enhancing motor learning and rehabilitative relearning. *Proceedings of International Conference on Rehabilitation Robotics, ICORR*, pp. 505-510, Julio 2005. [28](#)
- [178] E. Wolbrecht, V. Chan, D. Reinkensmeyer, et. al. Optimizing compliant, model-based robotic assistance to promote neurorehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 16(3):286-297, Junio 2008. [26](#), [29](#)
- [179] Anthony Woolf y Bruce Pfleger. Burden of major musculoskeletal conditions. *Bulletin of the World Health Organization*, 81(9), 2013. [47](#)
- [180] T. Yoshikawa. Manipulability of robotic mechanisms. *The International Journal of Robotics Research*, 4(2):3-9, Junio 1985. [91](#)
- [181] A. Young y D. Ferris. State of the Art and Future Directions for Lower Limb Robotic Exoskeletons. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Robotics*, 25(2):171-182, Febrero 2017. [1](#)

- [182] Soo Young Kim. *Supraspinatus musculotendinous architecture: A cadaveric and in vivo ultrasound investigation of the normal and pathological muscle*. PhD Thesis, University of Toronto, 2009. [62](#), [71](#)
- [183] F. Zajac. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical reviews in Biomedical Engineering*, 17(4):359-411, 1989. [54](#)
- [184] H. Zhang, H. Austin, S. Buchanan, et. al. Feasibility study of robot-assisted stroke rehabilitation at home using RUPERT. *IEEE/ICME International Conference on Complex Medical Engineering*, pp. 604-609, 2011. [17](#)
- [185] J. Zhang y C. Chern. Passivity and Stability of Human-Robot Interaction Control for Upper-Limb Rehabilitation Robots. *IEEE Transactions on Robotics*, 31(2): 233-245, Abril 2015. [28](#)
- [186] Z. Zhang, W. Wong y J. Wu. Ubiquitous Human Upper-Limb Motion Estimation using Wearable Sensors. *IEEE transactions on Information Technology in Biomedicine*, 15(4):513-521, Julio 2011.