

# Estudio de las Fuerzas de Interacción para la Minimización de Esfuerzos en Rehabilitación Robotizada

**Luis Ernesto Amigo Vásquez**

Tesis presentada para obtener el grado de  
Doctor en Ingeniería Biomédica

**Alicia Casals Gelpí**

Directora de Tesis



Grup de Recerca en Robòtica Intel·ligent i Sistemes  
Departament d'Enginyeria de Sistemes, Automàtica i Informàtica Industrial

Universitat Politècnica de Catalunya, BarcelonaTECH

Barcelona, España

Julio 2013



# **Estudio de las Fuerzas de Interacción para la Minimización de Esfuerzos en Rehabilitación Robotizada**

**Luis Ernesto Amigo Vásquez**

Tesis presentada para obtener el grado de Doctor en Ingeniería Biomédica

Julio 2013



*A Paola, Anaís y Josep, mi pilar, mi sol y mi alegría*

*a mis padres, Miguel y Silvia*



# Agradecimientos

Al finalizar esta etapa, quiero agradecer en primer lugar a Alicia Casals por acogerme en el grupo de robótica y supervisar mi trabajo doctoral. Gracias por esa incansable energía, por compartir sus conocimientos, su experiencia y por guiarme a través de los diversos desafíos de este trabajo doctoral.

Un agradecimiento al equipo de trabajo del grup de robòtica del Institut de Bioenginyeria de Catalunya y del grup de recerca en robòtica intel·ligent i sistemes, con los cuales he compartido muchos momentos, su soporte y ayuda han sido muy valiosos para mi. Un especial agradecimiento a Xavier y Manuel que me han ofrecido su ayuda, confianza, soporte y solidaridad a lo largo de mi estancia en España.

De manera muy especial a Miguel y Silvia. Ahora que soy padre también, he comprendido todo el amor y sacrificio que han volcado en mi, muchas gracias. A mis hermanos Aurora y Carlos por su apoyo incondicional.

Mi más profundo agradecimiento a Paola, mi compañera en esta travesía, he podido realizar esta tesis gracias a que ella está junto a mi. Por último, gracias a Anaís y Josep, ambos han sido mi motivación y mi fuerza.

A Dios, quien és y basta...

A todos, mi más sincera gratitud.



# Resumen

Los accidentes cerebrovasculares son una de las principales causas de mortalidad y discapacidad en adultos y su incidencia en la población se incrementa cada año. Sin embargo, gracias a los avances en los protocolos de atención, estabilización y rehabilitación de los pacientes, se ha logrado disminuir la tasa de mortalidad a pesar del aumento de casos, lo que conlleva un significativo aumento de pacientes con algún grado de secuelas o discapacidad. Los investigadores y médicos trabajan en diversos frentes, buscando comprender los mecanismos que permitan evitar o detectar de forma anticipada un accidente cerebrovascular, los procesos involucrados en la reorganización neuronal y mejorar las terapias que permitan recuperar las actividades de la vida diaria, entre otros. Todo ello ha permitido que la ingeniería tome un papel relevante a la hora de desarrollar técnicas y mecanismos que faciliten la tarea de los especialistas. En este sentido, la robótica se ha hecho un lugar importante durante las distintas fases de recuperación del paciente.

El uso de robots para la rehabilitación entrega diversas herramientas y beneficios no sólo a los investigadores, sino también al cuerpo médico y los pacientes. A los investigadores les facilita datos cinemáticos y dinámicos que permiten el estudio de nuevas técnicas de rehabilitación, a los médicos les permite tener un mayor control de las terapias que se están aplicando así como indicadores que mejoren la evaluación del control motor y de la evolución del paciente. Al beneficiario último, el paciente, las nuevas investigaciones buscan precisamente que las terapias de rehabilitación tengan un efecto a nivel neuronal, motor y funcional que permita la recuperación de sus funciones mejorando significativamente su calidad de vida. Sin embargo, la interacción entre el robot y la persona conlleva importantes retos, tanto a nivel de control como de diseño, de seguridad y ergonómicos. La resolución favorable de todos ellos permitiría maximizar los beneficios de las terapias de rehabilitación.

Realizando una revisión de las publicaciones científicas sobre la rehabilitación por medio de dispositivos robóticos, se observa que efectivamente el uso de robots mejora tanto el control motor como el control funcional de los pacientes. Sin embargo, investigaciones que comparan los beneficios conseguidos respecto a terapias convencionales cuestionan la relación costo-efectividad de su uso e incluso plantean sus potenciales efectos negativos si no se aplica de modo individualizado y adaptando el control a la evolución del paciente. Diversos factores pueden estar limitando la eficacia de las terapias robotizadas, uno de ellos es la correcta modelización y diseño mecánico que garantice una adecuada interacción entre el robot y el paciente. Una incorrecta transmisión de fuerzas sobre el paciente puede provocar una variación en el patrón normal de activación muscular, fatiga, incomodidad, dolor y rechazo a la terapia. Esta sobrecarga es generada por un desalineamiento entre las articulaciones del exoesqueleto y sus equivalentes biológicas, causada por la imposibilidad del diseño mecánico de adaptarse al movimiento de los tejidos blandos, la variabilidad antropométrica de los pacientes y los complejos movimientos de las articulaciones biológicas.

Esta tesis estudia las fuerzas de interacción ortesis-paciente, sus efectos sobre los patrones musculares y la adaptación de las arquitecturas robóticas al paciente. En base a este estudio se presenta el diseño y validación de un sistema articular de 3 grados de libertad con servoadaptación dinámica que garantice una correcta transmisión de fuerzas entre el robot y el paciente. Gracias a su capacidad de rotar respecto a un centro de rotación variable, el sistema permite adecuarse a las diferentes medidas antropométricas del paciente, compensar el movimiento de los tejidos blandos y el movimiento de roto-traslación de las articulaciones biológicas. El estudio y evaluación de dicha servoadaptación se ha focalizado sobre la articulación del codo, ya que esta articulación permite desacoplar la acción de otros movimientos a la hora del análisis. El desarrollo del sistema articular abarcó las siguientes fases:

1. Estudio de las fuerzas de interacción entre el robot y el paciente, identificación de las causas del desalineamiento y estudio del estado del arte de los dispositivos robóticos en cuanto a soluciones articulares que minimicen las fuerzas.
2. Diseño y validación de un banco de ensayo que permita emular la acción de un exoesqueleto durante el ejercicio de flexo-extensión del codo y a su vez generar distintos

---

grados de desalineamientos del robot sobre la extremidad superior.

3. Estudio de los efectos de los desalineamientos sobre los patrones musculares y las fuerzas transmitidas al paciente. Este estudio sienta las bases que justifican la compensación de los efectos del desalineamiento. La información obtenida es usada para modelar el sistema articular.
4. Diseño y validación de un sistema articular de 3 grados de libertad. Este diseño se modela e implementa de forma virtual sobre el banco de ensayo, para su posterior evaluación a través de diversos desalineamientos generados.
5. Implementación de una estrategia de control que permita al sistema articular rotar respecto a un centro instantáneo de rotación de forma que minimice las fuerzas de interacción sobre el paciente.

Si bien se enfocó el estudio a la articulación del codo, el sistema articular diseñado es extrapolable a cualquier articulación del plano sagital o frontal, mientras que el estudio de las fuerzas de interacción es generalizable a todas las articulaciones biológicas.

Los resultados corroboran que a mayor desalineamiento, mayores son las fuerzas transmitidas sobre el paciente, siendo la componente en la dirección  $x$  del plano sagital la más afectada por los desalineamientos. Además, del análisis de las señales electromiográficas, se observó que la transmisión inadecuada de fuerzas causa una variación en los patrones musculares normales, en lo que se refiere a velocidad de conducción de los potenciales de acción y al reclutamiento de las moto-neuronas. Se comprobó que el sistema articular permite al exoesqueleto adaptarse a diferentes medidas antropométricas y que es capaz de servoadaptarse durante el movimiento para mantenerse alineado con su equivalente biológica. De las pruebas realizadas se observó que el sistema es capaz disminuir las fuerzas transmitidas, las cuales convergen rápidamente a una zona de estabilización, configurada al inicio de la terapia, donde las fuerzas de interacción se encuentran dentro de rangos aceptables y no suponen una sobrecarga al paciente.



# Abstract

Stroke is a leading cause of death and disability in adults and its prevalence is increasing every year. However, thanks to advances in treatment protocols, stabilization and rehabilitation of patients, the mortality rate has decrease, however leading to a significant increase of patients with dependence and disability. Researchers and clinicians work in various fronts, seeking to understand the mechanism that allow early recognition of stroke, the processes involved in neuronal reorganization and improve therapies that might allow patients recovering their ability to perform daily activities, among others. This has allowed engineers to take an important role in developing the techniques and mechanisms that can facilitate the task of clinicians. In this respect, robotics has become an important tool all along the different stages of stroke recovery.

The use of robots for rehabilitation provides benefits not only to researchers, but also to medical professionals and patients. Researchers are provided with kinematic and dynamic data that allow the study of new rehabilitation techniques. Robotics provide clinicians with means for better controlling undergoing therapies, improving both the assesment and indicators of the evolution of patient. For the ultimate beneficiary, the patient, new research seeks that rehabilitation therapies have an effect at neuronal, motor and functional levels, resulting in better recovery functions and improving their quality of life. However, the interaction between a robot and a human carries significant challenges, in terms of design control, safety and ergonomics. The favorable resolution of all of them would maximize the benefits of a rehabilitation therapy.

Conducting a review of the scientific literature on robot aided therapy, it is observed that the effective use of robots improves both patient motor and functional control, however, comparing the benefits with respect to conventional therapies puts into question the cost-

effectiveness of their use and even their potential effects if they are not applied on an individual basis and if their control is not dynamically adapted to the patient's progress. Several factors may be limiting the effectiveness of a robotic therapy, one of them is the correct modeling and mechanical design to ensure proper interaction between the robot and the patient. Incorrect forces on the patient can cause a variation in the normal pattern of muscle activation, fatigue, discomfort, pain and rejection of the therapy. This overload is generated by a misalignment between the joints of the exoskeleton and its biological counterparts, caused by the impossibility of designing a mechanical that accommodates the movement of soft tissues, the anthropometric variability of patients and the complex biological joint movements.

This thesis studies the interaction forces between orthosis and patient, their effects on muscle patterns and the adaptation of robotic architectures to the patient. Based on this study we present the design and validation of a joint system with 3 degrees of freedom with dynamic servo-adaptation that ensures correct robot force transmissions to the patient. Thanks to its ability to rotate around a variable center of rotation, the system can adapt to different anthropometric measurements of the patient, compensating the soft tissue movements and the roto-translational movement of a biological joint. The study and evaluation of such servo-adaptation has focused on the elbow joint, as it is possible to decouple the action of other movements for analysis. The joint system development included the following phases:

1. Study of the interaction forces between the robot and the patient, identifying the causes of misalignment and state of the art of robotic devices for solutions that minimize joint forces.
2. Design and validation of a test bench that allows to emulate the action of an exoskeleton for the exercise of elbow flexion and extension and in turn generate different degrees of misalignment of the robot on the upper extremity.
3. Study of the effects of misalignments on muscle patterns and the forces transmitted to the patient. This study lays the groundwork to justify compensation of the effects of misalignment. The information obtained is used to model the joint system.

4. Design and validation of the joint system of 3 degrees of freedom. Is modeled and implemented virtually on the test bench for evaluation through various misalignments generated.
5. Implementation of a control strategy that enables the joint system to rotate around an instantaneous center of rotation to minimize the interaction forces on the patient.

While the study is focused on the elbow joint, the joint system designed can be extrapolated to any joint in the sagittal or frontal plane, while the study of the interaction forces is generalizable to all biological joints.

The results confirm that the greater the misalignment, the greater the forces transmitted to the patient are, with the component in the  $x$  direction of sagittal being the most affected by misalignments. Furthermore, analysis of the electromyographic signals, shows that improper transmission of forces causes a variation in normal muscle patterns in terms of conduction velocity and action potential recruitment of motor neurons. It was verified that the joint system enables the exoskeleton to fit to different anthropometric measurements and is capable of servo-adapt itself to the patient's conditions during the movement in order to maintain the alignment with the biological joint. Of the tests performed it was observed that a joint system can reduce transmitted forces and quickly converge to a stabilization zone, configured at the start of the therapy, where the interaction forces are within an acceptable range.



# Nomenclatura

ACV	Accidente Cerebrovascular
ANOVA	Análisis de la Varianza
AVD	Actividades de la Vida Diaria
CIR	Centro Instantáneo de Rotación
EMG	Electromiografía
FES	Estimulación Eléctrica Funcional
GdL	Grados de Libertad
HYPER	Hybrid Neuroprosthetic and Neurorobotic Devices for Functional Compensation and Rehabilitation of Motor Disorders
IMU	Inertial Measurement Unit (sensor inercial)
MNF	Mean Frequency
RMS	Root Mean Square
ROM	Range of Movement (Rango de movimiento)
sEMG	Electromiografía de Superficie
UM	Unidad Motoras



# Índice general

<b>Agradecimientos</b>	<b>VII</b>
<b>Resumen</b>	<b>IX</b>
<b>Abstract</b>	<b>XIII</b>
<b>Nomenclatura</b>	<b>XVII</b>
<b>Objetivos y Descripción del Trabajo</b>	<b>1</b>
<b>1. Introducción. Rehabilitación por Medio de Dispositivos Robotizados.</b>	<b>7</b>
1.1. Introducción . . . . .	8
1.2. Accidente cerebrovascular . . . . .	9
1.2.1. Aspectos clínicos . . . . .	9
1.2.2. Rehabilitación . . . . .	11
1.3. Estado del arte de los dispositivos robóticos . . . . .	14
1.3.1. Fuerzas de interacción . . . . .	15
1.3.2. Extremidad superior . . . . .	17
1.3.3. Extremidad inferior . . . . .	27
1.4. Conclusión . . . . .	28
1.5. Investigación en el marco del proyecto HYPER . . . . .	31
<b>2. Estudio de los Patrones Musculares y de las Fuerzas de Interacción.</b>	<b>33</b>
2.1. Anatomía del codo . . . . .	34
2.1.1. Flexo-extensión . . . . .	35
2.1.2. Movimiento varo-valgo . . . . .	36

---

2.1.3.	Músculos involucrados en la flexo-extensión del codo . . . . .	37
2.2.	Estudio de la interacción persona-robot . . . . .	37
2.2.1.	La terapia robotizada y la adaptación robot-paciente . . . . .	38
2.2.2.	Plataforma robótica . . . . .	40
2.3.	Metodología para el análisis de los patrones musculares. . . . .	45
2.3.1.	Sujetos . . . . .	45
2.3.2.	Definición de la tarea . . . . .	45
2.3.3.	Pruebas realizadas . . . . .	46
2.4.	Técnicas de análisis y parámetros a extraer de las señales registradas . . .	48
2.4.1.	Señales electromiográficas . . . . .	48
2.4.1.1.	Registro . . . . .	48
2.4.1.2.	Preprocesamiento . . . . .	49
2.4.1.3.	Extracción de parámetros de la señal EMG . . . . .	52
2.4.2.	Señales de fuerza y par . . . . .	53
2.4.2.1.	Registro . . . . .	53
2.4.2.2.	Extracción de parámetros de la señal de fuerza/par . . . .	53
2.4.3.	Tratamiento estadístico . . . . .	55
2.5.	Resultados y discusión . . . . .	55
2.5.1.	Señales EMG . . . . .	55
2.5.2.	Señales de fuerza/par . . . . .	62
2.6.	Conclusiones del capítulo . . . . .	70
<b>3.</b>	<b>Estructura Articular de 3-GdL con Servoadaptación Dinámica</b>	<b>73</b>
3.1.	Centro de rotación del codo invariante durante su movimiento . . . . .	77
3.2.	Centro de rotación del codo variable durante su movimiento . . . . .	82
3.3.	Medición del centro instantáneo de rotación . . . . .	89
3.4.	Cálculo del centro instantáneo de rotación por medio de la minimización de las fuerzas de interacción . . . . .	91
3.5.	Evaluación del sistema articular . . . . .	97
3.5.1.	Sujeto . . . . .	97
3.5.2.	Definición de la tarea . . . . .	99

---

3.5.3. Configuración de la plataforma robótica y registro de las señales de fuerza . . . . .	100
3.5.4. Análisis de las señales de fuerza . . . . .	101
3.5.5. Análisis estadístico . . . . .	101
3.5.6. Resultados y discusión . . . . .	102
3.6. Arquitectura ortésica propuesta para el miembro superior . . . . .	109
3.7. Conclusiones del capítulo . . . . .	110
<b>4. Conclusiones, Principales Aportaciones y Trabajos Futuros</b>	<b>113</b>
4.1. Conclusiones . . . . .	114
4.2. Principales Aportaciones . . . . .	115
4.3. Trabajos futuros . . . . .	116
4.4. Difusión científica de los resultados . . . . .	117
<b>Bibliografía</b>	<b>120</b>



# Índice de figuras

1.1. Tasa de mortalidad del accidente cerebrovascular en Cataluña. . . . .	10
1.2. Evolución de la funcionalidad del paciente con ictus comparando la terapia robotizada y convencional. . . . .	13
1.3. Tipos de dispositivos robóticos. (a) Robots con sujeción en el elemento terminal. (b) Exoesqueletos. . . . .	14
1.4. (a) Desajuste entre articulaciones mecánicas-biológicas referidas a la anatomía del paciente, debido a la migración del centro de rotación y a la variabilidad antropomórfica. (b) Desalineamiento y transmisión inadecuada de fuerzas a la extremidad. . . . .	15
1.5. Cadena cinemática de las extremidades superior e inferior. (a) Extremidad superior. (b) Extremidad inferior. . . . .	17
1.6. Modelos mecánicos de articulaciones humanas. (a) Modelo de bisagra. (b) Modelo de rótula. . . . .	18
1.7. Planos del cuerpo humano. . . . .	18
1.8. SUEFUL-7, Universidad de Saga. . . . .	19
1.9. Mecanismo de adaptación del centro de rotación para el hombro . . . . .	20
1.10. Exoesqueletos Hospital Wilmington. (a) WREX. (b) ARMEOSPRING®. . .	21
1.11. Exoesqueletos ARMIN Y ARMEOPOWER . . . . .	22
1.12. HAL, CYBERDYNE . . . . .	23
1.13. RUPERT IV, Universidad del Estado de Arizona . . . . .	23
1.14. ABLE, CEA-LIST . . . . .	24
1.15. Exoesqueleto Universidad de Washington EXO-UL7 . . . . .	25
1.16. MEDARM, Universidad de Queen's . . . . .	26

1.17. ESA <i>Human Arm Exoskeleton</i> . . . . .	26
1.18. NEUROExos . . . . .	27
2.1. Complejo articular del codo . . . . .	34
2.2. Movimiento de flexo-extensión . . . . .	36
2.3. Sectores de función del codo . . . . .	37
2.4. Movimiento de varo-valgo del brazo. . . . .	38
2.5. Músculos del brazo . . . . .	39
2.6. Fuerzas estimadas por el robot y medidas por el sensor. . . . .	41
2.7. Banco de ensayo utilizado en la terapia de flexo-extensión del codo. <i>a)</i> Robot de 7 GdL. <i>b)</i> Soporte para el torso y el brazo. <i>c)</i> Sujeción del robot al antebrazo. Aquí se ubica el sensor de fuerza. <i>d)</i> Sistema de adquisición EMG. <i>e)</i> Interfaz de visualización de datos y control de la terapia. . . . .	42
2.8. Diagrama de control de la plataforma robótica. . . . .	44
2.9. Ejercicio de flexo-extensión modelado. (a) Trayectoria del robot en torno al centro de rotación $\Theta$ . (b) Posiciones de los desalineamientos generados en el plano sagital. . . . .	46
2.10. Tarea de flexo-extensión a efectuar por los sujetos. . . . .	47
2.11. Proceso de <i>denoise</i> de la señal EMG. (a) Señal original.(b) Identificación de <i>outliers</i> . (c) Señal limpia de ruido. . . . .	51
2.12. Señal de Fuerza vs $w$ característica. (a) Veinte ciclos de flexo-extensión. (b)Fuerza vs $w$ promediado. La curva muestra la flexión y la extensión indicadas por las flechas. . . . .	54
2.13. Señal EMG del bíceps durante un ejercicio de flexión. La señal está dividida en intervalos de $20^\circ$ . . . . .	56
2.14. Parámetros MNF y RMS extraídos del braquiorradial para $\mathbb{C}_1$ . (a) Músculo braquiorradial durante el movimiento de flexión. (b) Músculo braquiorradial durante el movimiento de extensión. . . . .	57
2.15. Parámetros MNF y RMS extraídos del bíceps para $\mathbb{C}_1$ . (a) Músculo bíceps durante el movimiento de flexión. (b) Músculo bíceps durante el movimiento de extensión. . . . .	58

2.16. Parámetros MNF y RMS extraídos del tríceps para $\mathbb{C}_1$ . (a) Músculo tríceps durante el movimiento de flexión. (b) Músculo tríceps durante el movimiento de extensión. . . . .	58
2.17. Parámetros MNF y RMS extraídos del braquiorradial para $\mathbb{C}_2$ . (a) Músculo braquiorradial durante el movimiento de flexión. (b) Músculo braquiorradial durante el movimiento de extensión. . . . .	59
2.18. Parámetros MNF y RMS extraídos del bíceps para $\mathbb{C}_2$ . (a) Músculo bíceps durante el movimiento de flexión. (b) Músculo bíceps durante el movimiento de extensión. . . . .	60
2.19. Parámetros MNF y RMS extraídos del tríceps para $\mathbb{C}_2$ . (a) Músculo tríceps durante el movimiento de flexión. (b) Músculo tríceps durante el movimiento de extensión. . . . .	60
2.20. Gráfico Fuerza/Par vs Ángulo de flexo-extensión para desalineamientos en la dirección $x$ durante $\mathbb{C}_1$ . . . . .	62
2.21. Gráfico Fuerza/Par vs Ángulo de flexo-extensión para desalineamientos en la dirección $y$ durante $\mathbb{C}_1$ . . . . .	63
2.22. Gráfico Fuerza/Par vs Ángulo de flexo-extensión para desalineamientos en la dirección $xy$ durante $\mathbb{C}_1$ . . . . .	63
2.23. Gráfico Fuerza/Par vs Ángulo de flexo-extensión para desalineamientos en la dirección $yx$ durante $\mathbb{C}_1$ . . . . .	64
2.24. Gráfico Fuerza/Par vs Ángulo de flexo-extensión para desalineamientos en la dirección $x$ durante $\mathbb{C}_2$ . . . . .	64
2.25. Gráfico Fuerza/Par vs Ángulo de flexo-extensión para desalineamientos en la dirección $y$ durante $\mathbb{C}_2$ . . . . .	65
2.26. Gráfico Fuerza/Par vs Ángulo de flexo-extensión para desalineamientos en la dirección $xy$ durante $\mathbb{C}_2$ . . . . .	65
2.27. Gráfico Fuerza/Par vs Ángulo de flexo-extensión para desalineamientos en la dirección $yx$ durante $\mathbb{C}_2$ . . . . .	66
2.28. Energía normalizada para la fuerza en la dirección $x$ . . . . .	67
2.29. Fuerza de interacción en la dirección $x$ considerando un ángulo de $0^0$ . . . . .	67
2.30. Pendiente a los $0^0$ para la fuerza en la dirección $x$ . . . . .	67

2.31. Gráfico polar de la energía normalizada realizada durante el movimiento de flexión para las componentes $x$ , $y$ , y $z$ de la fuerza. (a) 100 % asistencia. (b) 0 % asistencia. . . . .	68
2.32. Variación del peso del antebrazo con respecto al ángulo de flexo-extensión.	69
3.1. Sistema articular aplicado a otras articulaciones de las extremidades superior e inferior. (a) Extremidad superior. (b) Extremidad inferior. . . . .	76
3.2. Variación del centro de rotación $O$ hasta $O'$ para un sistema de 2 GdL. . .	77
3.3. Rotación en torno a $O$ de un sistema de 3 GdL. . . . .	77
3.4. Cadena cinemática con sólo una articulación activa. (a) Máxima extensión. (b) Articulación B activa. . . . .	78
3.5. Desplazamiento de los eslabones 1 y 4 para reducir la longitud de la cadena por medio de las articulaciones A y C. . . . .	79
3.6. Triángulo para el cálculo de las ecuaciones del movimiento. . . . .	80
3.7. Funcionamiento del sistema articular en torno a un centro de rotación fijo. (a) Ajuste inicial del sistema articular. (b) Rotación en torno a un centro fijo.	81
3.8. Movimiento de los actuadores. (a) Ajuste inicial (b) Rotación en torno a un centro fijo . . . . .	82
3.9. Sistema articular con variación del centro de rotación. . . . .	83
3.10. Matriz de transformación H. . . . .	83
3.11. Sistema articular con centro de rotación variable. . . . .	84
3.12. Configuración geométrica del sistema articular para una posición $\Theta$ determinada . . . . .	85
3.13. Trayectorias modeladas para evaluar el sistema articular. (a) Variación del centro de rotación del codo. (b) Variación del centro de rotación de la rodilla.	87
3.14. Evaluación del sistema articular según los diferentes modelos. (a) 1 GdL. (b) Articulación del codo. (c) Articulación de la rodilla. . . . .	88
3.15. Movimientos de los actuadores para el caso estudiado. . . . .	89
3.16. IMUs para determinar la cinemática de la extremidad superior. . . . .	91
3.17. Aumento de las fuerzas de interacción según el sentido y la dirección del desalineamiento. . . . .	92

3.18. Sistemas de referencias del robot y el sensor. . . . .	93
3.19. Minimización de las fuerzas hasta un determinado <i>threshold</i> . . . . .	94
3.20. Función <i>offset<sub>S</sub></i> . . . . .	94
3.21. (a) Fuerzas de interacción y ángulo de flexo-extensión. (b) Curvas de <i>offset</i> aplicados durante el procesos de minimización de fuerzas. (c) Algoritmo de minimización de las fuerzas de interacción. . . . .	98
3.22. Posiciones de los desalineamientos generados en el plano sagital. . . . .	99
3.23. Variación de la componente $x$ de la fuerza en el tiempo y respecto a $\omega$ durante $\mathbb{C}_1$ . . . . .	103
3.24. Variación de la componente $x$ de la fuerza en el tiempo y respecto a $\omega$ durante $\mathbb{C}_2$ . . . . .	104
3.25. Fuerzas máximas en la dirección $x$ durante la flexión y la extensión. . . . .	105
3.26. Comportamiento del sistema articular para el desalineamiento G. (a) Variación de la fuerza en $x$ para el desalineamiento G. (b) Variación del CIR del sistema articular. . . . .	106
3.27. Roto-traslación del CIR del sistema articular. . . . .	106
3.28. <i>Offsets</i> referidos a $S_R$ calculados por el sistema de minimización de fuerzas. (a) Dirección $x$ . (b) Dirección $y$ . . . . .	107
3.29. Variación de la energía normalizada en la dirección $x$ para el sujeto 1 por cada ciclo de flexo-extensión. (a) 100 % de asistencia. (b) 0 % asistencia. . . . .	108
3.30. Variación de la energía normalizada en la dirección $x$ para el sujeto 1 por cada ciclo de flexo-extensión. (a) 100 % de asistencia. (b) 0 % asistencia. . . . .	108
3.31. Variación de la energía normalizada y la fuerza máxima en la dirección $y$ para el sujeto 1 por cada ciclo de flexo-extensión. (a) 100 % de asistencia. (b) 0 % asistencia. . . . .	108
3.32. Variación de la energía normalizada y la fuerza máxima en la dirección $z$ para el sujeto 1 por cada ciclo de flexo-extensión. (a) 100 % de asistencia. (b) 0 % asistencia. . . . .	109
3.33. Arquitectura propuesta. . . . .	110



# Índice de cuadros

1.1. Fases del accidente cerebrovascular. . . . .	12
1.2. Detalles anatómicos del complejo articular de la extremidad superior. (*)	
Movimientos referidos a la figura 1.5a. . . . .	19
2.1. Músculos responsables de la flexo-extensión del codo . . . . .	39
2.2. Desalineamientos generados en el plano sagital relativos al centro de rotación del codo <b>O</b> . . . . .	47
3.1. Valores de las variables a configurar del sistema articular . . . . .	81
3.2. Desalineamientos generados en el plano sagital relativos al centro de rotación del codo <b>O</b> . . . . .	99
3.3. Parámetros de configuración del sistema articular. . . . .	101
3.4. Rango de movimiento y par de los actuadores. . . . .	111



# Objetivos y Descripción del Trabajo

En España, cada año se producen más de 100000 casos de accidentes cerebrovasculares, siendo la primera causa de discapacidad en adultos. Estos datos explican el creciente interés por parte de la comunidad médica y científica de investigar, desarrollar e implementar terapias de rehabilitación capaces de recuperar al máximo la movilidad y en consecuencia el grado de independencia de la persona afectada durante las actividades de la vida diaria, mejorando así su calidad de vida.

El uso de dispositivos robóticos para la rehabilitación del control motor en pacientes con ictus es cada vez más aceptado por los médicos y terapeutas, ya que la incorporación de robots en los protocolos de rehabilitación permite tener un completo control de los parámetros cinemáticos y dinámicos aplicados sobre el miembro afectado, obtener una alta repetitibilidad y exactitud en los ejercicios a desarrollar, valorar la evolución en el tiempo del paciente y contar con un completo registro de sus datos. Esto permite orientar las terapias a la rehabilitación de funciones más que a la rehabilitación de acciones, utilizando un enfoque más proactivo, donde no sólo se rehabilitan los músculos, tendones o articulaciones, sino que se busca, en el caso de afecciones neuromusculares, estimular a nivel neuronal y reeducar, reencauzar o recuperar las conexiones nerviosas perdidas. Las nuevas investigaciones buscan precisamente que las terapias de rehabilitación tengan un efecto a nivel neuronal que permita la recuperación de funciones en el paciente mejorando significativamente su calidad de vida.

De forma global, los principales objetivos de la terapia asistida por robots es disminuir el tiempo de recuperación con respecto a los métodos convencionales y aumentar la funcionalidad de la extremidad afectada al finalizar la terapia. Sin embargo, el colocar un exoesqueleto robótico a una persona para guiar y controlar el movimiento de su ex-

tremidad afectada plantea varios retos: diseños estéticos y ergonómicos que permitan una buena aceptación del robot y la terapia por parte del paciente; sistemas de control del robot que permitan maximizar los beneficios de la terapia y que permitan promover la recuperación moto-neuronal; diseños mecánicos que modelen la compleja acción del sistema locomotor, entre otros. De hecho, diversas investigaciones han puesto en duda la relación costo-efectividad de la terapia asistida por robots con respecto a los resultados obtenidos en terapias convencionales.

Diversos estudios se están realizando para incrementar la efectividad de la terapia robotizada, uno de ellos es el estudio de la interacción persona-robot y el análisis de cómo las fuerzas de interacción que se producen entre ambos pueden afectar el progreso de la terapia. Una incorrecta transmisión de fuerzas sobre el paciente puede provocar una variación en el patrón normal de activación muscular, fatiga, incomodidad, dolor y rechazo a la terapia. Esta sobrecarga es generada por una incorrecta alineación entre las articulaciones del exoesqueleto y sus equivalentes biológicas, causada por la imposibilidad del diseño mecánico de adaptarse al movimiento de los tejidos blandos, a la variabilidad antropométrica de los pacientes y a los complejos movimientos de las articulaciones biológicas.

## Objetivos

Los principales objetivos de esta tesis son estudiar las causas y efectos de una incorrecta transmisión de fuerzas del robot al paciente, con el fin de proponer y evaluar una articulación mecánica capaz de servoadaptarse a los desajustes que se puedan producir entre las articulaciones del robot y el paciente durante la terapia de rehabilitación. La mayoría de exoesqueletos que se están investigando y desarrollando se basan en modelos simplificados de las articulaciones biológicas, lo que restringe sus movimientos y sus posibilidades para adaptarse y ajustarse al movimiento natural de las extremidades. Por otra parte, no se han analizado ni cuantificado las fuerzas de interacción entre la ortesis y el paciente, por lo que estas fuerzas no se han analizado ni cuantificado. Estas fuerzas aumentan cuando se producen desalineamientos entre articulaciones, ya sea por desajustes durante el movimiento, por variaciones del centro de rotación de las articulaciones biológicas o por un mal ajuste del robot al inicio de la terapia.

Con el fin de estudiar cómo las fuerzas transmitidas por el robot afectan al paciente y sus implicaciones en la terapia, se ha implementado un banco de ensayo capaz de emular la acción de un exoesqueleto durante el ejercicio de flexo-extensión del codo. Este banco de ensayo es lo suficientemente flexible como para emular diversos desalineamientos entre el robot y el usuario, así como emular la modelización de una articulación virtual que permita una adaptación dinámica de su centro de rotación. La plataforma consta de un sistema robótico dotado de un sensor de fuerza/par y sensores electromiográficos con el objetivo de caracterizar los efectos de los desalineamientos generados, tanto a nivel de fuerzas de interacción como en la activación y velocidad de conducción de las fibras musculares.

A fin de poder compensar estos desalineamientos, otro objetivo de este estudio es el diseño de una articulación con grados de libertad redundantes que permita modelizar una articulación adaptativa capaz de rotar en torno a un centro variable, con el objetivo de minimizar las fuerzas de interacción entre el paciente y el robot. Las pruebas se realizaron para el movimiento de flexo-extensión del codo, sin embargo, la articulación diseñada es extrapolable a cualquier articulación del plano sagital, mientras que el estudio de las fuerzas de interacción es generalizable a todas las articulaciones biológicas.

En resumen, los objetivos de esta tesis doctoral son:

- Estudiar las causas de los desajustes entre las ortesis y el miembro afectado y evaluar la acción de una ortesis robótica sobre el miembro superior.
- Estudiar los efectos del desalineamiento en las unidades motoras de los músculos y en las fuerzas transmitidas sobre el paciente.
- Modelizar una articulación servoadaptativa capaz de variar su centro de rotación según las necesidades del paciente.
- Implementar una estrategia de control que permita minimizar las fuerzas de interacción por medio de la utilización de una plataforma robótica que emula el accionamiento del sistema articular desarrollado.

## Descripción del Trabajo

La metodología utilizada para desarrollar estos objetivos se basa en el estudio de los exoesqueletos existentes y su interacción con el usuario. Se han abarcado diversas áreas como es la adquisición, procesamiento y análisis de señales electromiográficas durante contracciones dinámicas, el análisis del comportamiento biomecánico de la extremidad superior, desarrollo de algoritmos de control para el robot utilizado y estudio de las patologías asociadas al accidente cerebrovascular. A continuación se describe el trabajo realizado en cada capítulo de esta tesis, relacionados con las áreas de trabajo y objetivos mencionados anteriormente.

El capítulo 1 comienza con una descripción de la incidencia del ictus en España y Cataluña, describe los aspectos sintomáticos, clínicos, secuelas, tratamiento y sus distintas fases de recuperación y plantea la progresiva utilización de dispositivos robóticos como herramienta rehabilitadora. Posteriormente se estudia la utilización de dispositivos robóticos durante la rehabilitación y se cuestiona la relación costo-efectividad de la terapia asistida por robots comparada con una terapia convencional. Se plantea el problema de la incorrecta transmisión de fuerzas del robot sobre el paciente como una de las causas de no obtener los resultados esperados y se analizan las fuerzas de interacción durante el ejercicio y el incremento de éstas debido al desalineamiento. Posteriormente se realiza un estado del arte con un enfoque en el diseño articular de los exoesqueletos del miembro superior con el fin de analizar cómo los investigadores han resuelto la problemática del alineamiento entre los ejes de rotación de las articulaciones biológicas y las mecánicas.

En el capítulo 2 se estudian los desalineamientos entre los dispositivos robóticos y la extremidad superior. Sus efectos sobre el patrón normal de activación muscular y las fuerzas transmitidas sobre el usuario. El principal objetivo es constatar que una mala transmisión de fuerzas sobre el usuario repercute en una sobrecarga muscular, con lo que pueden variar los resultados esperados de la terapia. Se plantea la necesidad de acotar el estudio a un movimiento planar para analizar los desalineamientos que se producen en ese plano y se selecciona la articulación del codo ya que al tener un solo movimiento se evitan acoplamientos con otros grados de libertad. Se comienza con un estudio de la anatomía de la articulación del codo, con el objetivo de definir los requerimientos del

banco de ensayo que permitan evaluar la acción de un exoesqueleto sobre el brazo durante un movimiento de flexo-extensión. Se detalla la plataforma robótica y la metodología para analizar los patrones musculares. Se realiza una experimentación sobre sujetos sanos y se adquieren señales electromiográficas y de fuerza/par, de las que se obtienen parámetros que permitirán evaluar el efecto de distintos desalineamientos generados sobre el usuario. Con los resultados obtenidos se plantea la necesidad de minimizar las fuerzas de interacción durante una terapia asistida por dispositivos robóticos.

En el capítulo 3 se estudia la cinemática que permite compensar las causas del desalineamiento a partir de la minimización de las fuerzas de interacción entre el robot y el paciente, para poder diseñar estructuras articulares que permitan una servoadaptación dinámica de la ortesis a la anatomía del paciente. Se desarrolla el modelamiento de una articulación de 3 grados de libertad activos y se prueba su operatividad sobre modelos anatómicos, realizados por investigadores, de articulaciones biológicas. Se implementa de forma virtual esta articulación en la programación de la plataforma robótica y se plantea una estrategia de control capaz de estimar el centro instantáneo de rotación de la articulación biológica por medio de la minimización de las fuerzas generadas sobre el paciente. Se realizan pruebas sobre sujetos sanos y se evalúa el desempeño del sistema articular.

Por último, en el capítulo 4 se resumen las conclusiones obtenidas durante la realización de esta tesis doctoral, se identifican las contribuciones más relevantes del trabajo desarrollado y se presenta la difusión científica realizada, finalmente se plantean las líneas de investigación futura.

Este trabajo ha sido llevado a cabo con el financiamiento de la beca “Presidente de la República” de la Comisión Nacional de Investigación Científica y Tecnológica (CONICYT) del Gobierno de Chile y se enmarca dentro del marco del proyecto HYPER (Hybrid Neuroprosthetic and Neurorobotic Devices for Functional Compensation and Rehabilitation of Motor Disorders), CONSOLIDER-INGENIO 2010 (CSD-2009-00067).



# Capítulo 1

## Introducción. Rehabilitación por Medio de Dispositivos Robotizados.

*En este capítulo se presentan los antecedentes y la justificación de esta tesis. Se comienza con la epidemiología del accidente cerebrovascular en España y Cataluña, para posteriormente comentar su sintomatología, secuelas y el tratamiento en sus distintas fases de recuperación. Luego se estudia la utilización de dispositivos robóticos de rehabilitación y se cuestiona la relación costo-efectividad de la terapia asistida por robots comparada con una terapia convencional. El estudio se centra en ortesis de la extremidad superior, se analizan las fuerzas de interacción durante un ejercicio y el incremento de éstas debido al desalineamiento. Posteriormente se realiza un estado del arte con un enfoque en el diseño articular de los exoesqueletos con el fin de analizar cómo distintos investigadores han resuelto la problemática del alineamiento de los ejes de rotación entre las articulaciones biológicas y las mecánicas.*

## 1.1. Introducción

En España, cada año se producen más de 100000 casos de accidentes cerebrovasculares (ACV) [1]. En Cataluña, la cifra ronda los 15000 casos al año, cifra que se ha ido incrementando progresivamente desde 2009. Del total de casos, aproximadamente dos tercios de los pacientes sobreviven, pudiendo quedar con alteraciones importantes en el movimiento, visión, habla, sensibilidad y emociones, lo que conlleva a que sea la primera causa de discapacidad en adultos. Estos datos explican el creciente interés por parte de la comunidad médica y científica de investigar, desarrollar e implementar terapias de rehabilitación capaces de recuperar al máximo la movilidad e independencia de la persona durante las actividades de la vida diaria (AVD), mejorando así su calidad de vida.

En este sentido, la robótica va jugando cada día un papel más importante a la hora de desarrollar nuevas investigaciones que optimicen el proceso de recuperación del paciente, lo que se ve reflejado en la gran cantidad de exoesqueletos robotizados orientados a la rehabilitación que se están diseñando e investigando. El uso de sistemas robóticos contribuye a realizar terapias de rehabilitación más intensivas, repetitivas y orientadas a la tarea (*task-oriented*). A través de los parámetros cinemáticos y dinámicos del robot, es posible evaluar de forma continuada la evolución del paciente, manteniendo un completo registro de todas las variables involucradas en el proceso.

Con esta información, doctores, terapeutas e investigadores pueden orientar las terapias con el propósito de rehabilitar la funcionalidad del usuario en vez de centrarse en las acciones o movimientos, usando un enfoque más proactivo. El objetivo es la rehabilitación de músculos, tendones o articulaciones y en el caso de disfunciones neuromusculares, promover la neuroplasticidad del cerebro para reaprender el control de movilidad perdido [2, 3].

Se han abordado diferentes enfoques en el proceso de rehabilitación con el fin de incrementar los beneficios de las terapias robotizadas. En este sentido, investigadores han combinado técnicas neurofisiológicas y de aprendizaje motor (*motor-learning*), han implementado estrategias para controlar la espasticidad y han aplicado nuevos conceptos de control para los robots como la asistencia justa y necesaria en cada momento (*assist-as-needed*), o estrategias que incentivan el movimiento activo por parte del paciente [4].

## 1.2. Accidente cerebrovascular

En esta sección se explica lo que es un accidente cerebrovascular y se clasifica según los dos tipos de ACV más comunes. Se describe la sintomatología del ACV, las principales secuelas con las que puede quedar un paciente y las distintas fases de su tratamiento.

### 1.2.1. Aspectos clínicos

Un accidente cerebrovascular, también conocido como *ictus*, *embolia* o *trombosis*, se produce por una alteración en el flujo normal de la sangre que va al cerebro. Según su origen, se puede clasificar en isquémico y hemorrágico. El 80 % de los casos de ACV son de origen isquémico y se producen por la interrupción súbita del flujo sanguíneo producida por un coágulo, mientras que el ACV hemorrágico se produce por la ruptura de una arteria y la extravasación de la sangre (salida de la sangre de los vasos sanguíneos), sobre las estructuras cerebrales. En ambos casos se interrumpe el flujo sanguíneo en un área del cerebro, por lo tanto las neuronas asociadas a esa área dejan de recibir oxígeno, se producen fuerzas mecánicas intracelulares y se inflama la zona afectada produciéndose necrosis (muerte celular por un agente externo que impide su reparación) [5] y apoptosis (muerte celular programada) [6]. Dependiendo de la zona cerebral en la que ocurre el ACV, de la celeridad con la que se trate y las características del paciente, la persona afectada puede recuperarse por completo, sufrir algún grado de discapacidad permanente o fallecer. En Cataluña, la tasa de incidencia aumenta cada año, sin embargo la tasa de defunciones ha disminuido debido a los cambios en los protocolos de atención de la enfermedad y a los avances médicos de los últimos tiempos (Fig. 1.1). Los nuevos tratamientos han mejorado notablemente la probabilidad de supervivencia pero ha aumentado de forma paralela la tasa de pacientes con limitaciones físicas y cognitivas.

El ACV se caracteriza por la aparición repentina de uno más de los síntomas enumerados a continuación, los cuales, dependiendo de la zona afectada, pueden ir progresando en minutos a horas después del ataque.

- Dolor de cabeza.
- Pérdida de visión de uno o ambos ojos y/o visión doble.

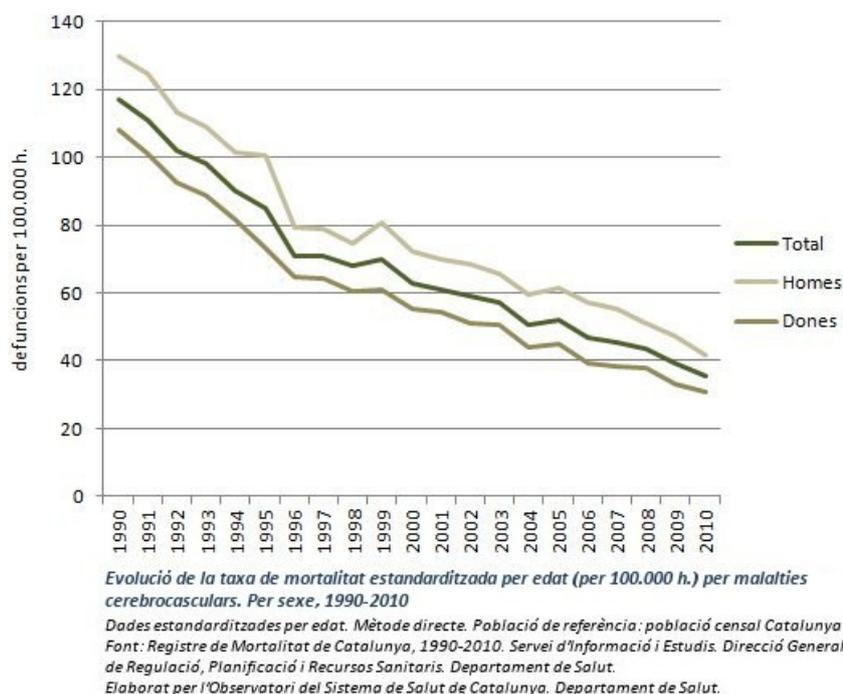


Figura 1.1: Tasa de mortalidad del accidente cerebrovascular en Cataluña.

- Pérdida del equilibrio o de la coordinación motora.
- Parálisis, entumecimiento de la cara, pérdida de la fuerza en un brazo, la pierna o ambos.
- Problemas para hablar y/o entender lo que otra persona habla.
- Cambio en la lucidez mental (somnia o pérdida del conocimiento).
- Cambio en el sentido del gusto.
- Confusión o pérdida de memoria.
- Cambios en la sensibilidad motora (en el tacto, dolor, presión o temperatura).
- Dificultad para leer o escribir.
- Cambios emocionales, de la personalidad y estado de ánimo.

Las secuelas pueden variar dependiendo de la zona afectada, pero en general se pueden agrupar en:

1. Trastornos sensitivos: se puede ver afectada la percepción de la temperatura, dolor, tacto y percepción de las extremidades. Los trastornos pueden variar desde la hipersensibilidad a la no sensibilidad.
2. Trastornos de la visión: se producen pérdidas de parte del campo visual.
3. Trastornos en el lenguaje: Se puede producir *afasia* (dificultad en comprender y/o emitir un lenguaje), *disartria* (dificultad en articular palabras) o *mutismo* (incapacidad de emitir palabras).
4. Dificultad para tragar alimentos (*disfagia*).
5. Trastornos cognitivos: pérdidas de memoria, dificultad en la atención, en la orientación, para tomar decisiones o razonar, entre otros.
6. Trastornos del movimiento: Pérdida de fuerza (*paresia*), del movimiento (*plejía* o *parálisis*), alteraciones en el equilibrio, *espasticidad* (contracción permanente de los músculos) y convulsiones.

Con el tratamiento adecuado y oportuno, la mayoría de estos trastornos pueden recuperarse de forma progresiva, recobrándose la totalidad de la funcionalidad perdida o hasta una fase de estabilización. El paciente con ictus pasa por diferentes estadios, y en cada uno requiere una atención y tratamiento especializado. Así, se ha dividido el tratamiento en las fases aguda y subaguda, fase postaguda y fase crónica. El tiempo de duración de cada fase puede variar según las características del paciente y su oportuna atención, pero en general los tiempos son los que se detallan en la Tabla 1.1 [2]:

### 1.2.2. Rehabilitación

Una vez que el paciente comienza a recuperarse del accidente cerebrovascular, se puede observar una mejoría significativa de los trastornos en la fase aguda y en parte de la subaguda, debido principalmente a la desinflamación y la recuperación del tejido en penumbra (zona periférica al área de daño permanente del tejido encefálico, con daño funcional y en riesgo de afectarse irreversiblemente, pero potencialmente viable [7]). Mientras, la mejo-

Fase	Duración	Tratamiento del control motor
Aguda	Primera semana después del ACV.	Estabilización y diagnóstico.
Subaguda	Desde la segunda semana hasta la cuarta.	Movilización precoz de forma pasiva o asistida.
Postaguda	Desde el primer mes hasta el sexto mes.	Reeducación postural, del equilibrio y la marcha. Recobrar la funcionalidad de la extremidad superior.
Crónica	A partir del sexto mes.	Ejercicios para mantener las funciones motoras.

Cuadro 1.1: Fases del accidente cerebrovascular.

ría a largo plazo es asociada con la reorganización neuronal (neuroplasticidad), donde las neuronas sanas se reorganizan y asumen parte de las funciones de las neuronas dañadas.

Como se muestra en la Tabla 1.1 y centrándonos en la recuperación de los trastornos motores, la rehabilitación de los pacientes comienza en la fase subaguda con la movilización precoz, para continuar en la fase postaguda, donde se busca la reeducación postural, del equilibrio y la marcha, así como mejorar la funcionalidad de la extremidad; y dependiendo de la evolución del paciente y sus necesidades, la rehabilitación puede mantenerse en la fase crónica. En estas fases es donde han surgido nuevas tecnologías que pretenden ayudar y mejorar el proceso de recuperación. Las nuevas terapias de rehabilitación basadas en sistemas robóticos buscan recuperar el control motor, promover la neuroplasticidad y rehabilitar las funcionalidades perdidas para que el usuario sea capaz de desenvolverse lo mejor posible en las AVD.

Al aplicar una terapia robotizada en pacientes con ictus, se espera un decremento en el tiempo de recuperación y un incremento en la funcionalidad durante la fase subaguda. Esto se traduciría en una mejora funcional al finalizar la terapia en la fase postaguda respecto a una terapia convencional (Fig. 1.2). Sin embargo, investigaciones demuestran que la efectividad de la terapia robotizada no es tan alta como se esperaría. Estudios sistemáticos [8–11] han analizado más de treinta ensayos clínicos controlados aleatorios con el objetivo de investigar los efectos de las terapias asistidas por robots en dos aspectos: el control motor y la recuperación de las habilidades funcionales en pacientes con ACV. Los resultados de estos estudios muestran que se produce una mejora moderada en la recuperación del control motor durante las fase aguda y subaguda del ictus, sin embargo

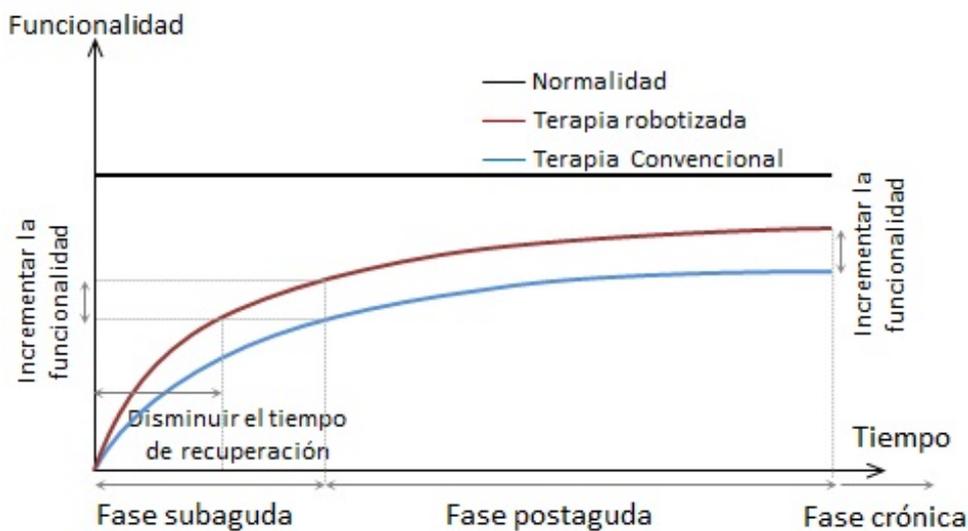


Figura 1.2: Evolución de la funcionalidad del paciente con ictus comparando la terapia robotizada y convencional.

no se han observado efectos significativos en la funcionalidad en las distintas fases de la rehabilitación. De hecho, estos estudios concluyen que la terapia asistida por robots no es más efectiva que los métodos convencionales en lo que se refiere a la disminución del dolor durante la fase crónica, en la reducción de la espasticidad, en incrementar la fuerza muscular o mejorar el rango de movimiento durante las fases del ACV. Estos resultados ponen en duda la relación costo-efectividad de una terapia robotizada. Si los robots permiten realizar terapias de rehabilitación de forma más controlada, repetitiva, precisa y eficiente que las terapias convencionales, ¿porqué los resultados obtenidos no son evidentes?.

Diversos investigadores están realizando estudios orientados al rediseño de la terapia rehabilitadora, a la aplicación de nuevos paradigmas de control del robot, a la incorporación de nuevos elementos que trabajen en conjunto con el robot como es la realidad virtual, la electroestimulación funcional, la interfaz cerebro-computadora, etc. Por su parte, los equipos médicos tratan de comprender mejor los procesos que tienen lugar en el cerebro para adaptarse a los cambios o para funcionar de otro modo modificando las rutas que conectan a las neuronas con el objetivo que las nuevas terapias promuevan la plasticidad neuronal, todos con el objetivo de mejorar la efectividad de las nuevas terapias. Un factor a estudiar es el diseño mecánico de los dispositivos robóticos, los cuales son concebidos desde una perspectiva ingenieril más que desde el usuario, resultando en que es el paciente el que se adapta al movimiento del robot, siendo lo ideal que el robot sea el que se adapte

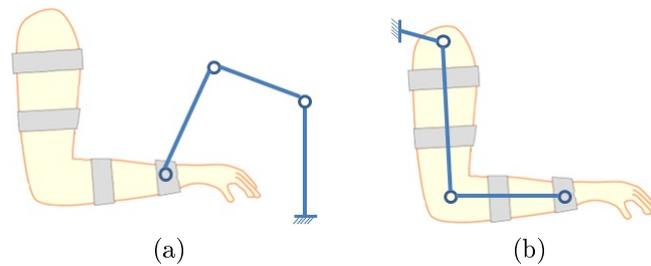


Figura 1.3: Tipos de dispositivos robóticos. (a) Robots con sujeción en el elemento terminal. (b) Exoesqueletos.

al paciente.

### 1.3. Estado del arte de los dispositivos robóticos

En esta sección se estudiará la interacción persona-robot y las fuerzas que se producen debido a desajustes entre ambos. Se analizarán las causas de estos desajustes y sus efectos sobre el paciente. Además se presenta el estado del arte de los dispositivos robóticos desarrollados, enfocándose en la rehabilitación del miembro superior por medio de exoesqueletos (subsección 1.3.2). Se analizan los Grados de Libertad (GdL) de cada diseño y cómo se ajustan sus centros de rotación con los ejes de las articulaciones biológicas. En la subsección 1.3.3 se mencionan los principales problemas articulares que aparecen con el uso de los exoesqueletos para el miembro inferior.

Hay una gran variedad de dispositivos robóticos, aunque básicamente se pueden dividir en aquellos que emulan la acción de un terapeuta y los exoesqueletos robotizados. Los primeros mantienen la sujeción del paciente en un punto (Fig. 1.3a), por lo que las articulaciones del robot no coinciden con las del paciente, mientras que los exoesqueletos poseen una estructura mecánica que se asemeja a la de la extremidad humana, coincidiendo los ejes de rotación de ambos (Fig. 1.3b). Las líneas de investigación actuales se enfocan al desarrollo de exoesqueletos robotizados debido a que permiten un control posicional de las articulaciones y de los pares aplicados sobre ellas. Dadas las características clínicas de los pacientes con ACV, estas dos condiciones son importantes para tratar la espasticidad, la rigidez articular, la fuerza muscular, la movilidad articular y la neuroplasticidad.

En este trabajo se estudian las fuerzas de interacción entre el dispositivo robótico y la persona, siendo evaluadas sobre el miembro superior, por lo que a continuación se presenta

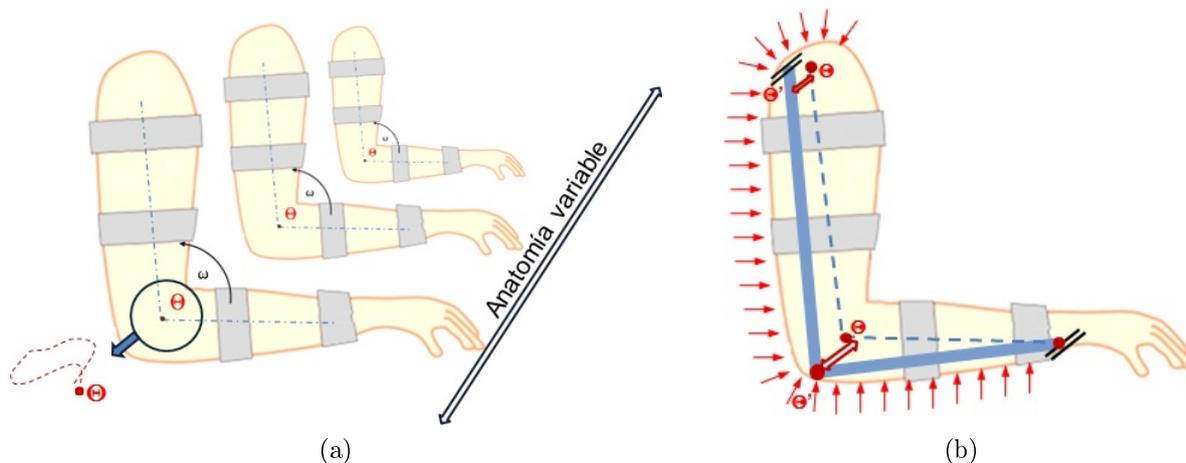


Figura 1.4: (a) Desajuste entre articulaciones mecánicas-biológicas referidas a la anatomía del paciente, debido a la migración del centro de rotación y a la variabilidad antropométrica. (b) Desalineamiento y transmisión inadecuada de fuerzas a la extremidad.

un estado del arte enfocado a exoesqueletos robotizados de la extremidad superior poniendo énfasis en el diseño articular.

### 1.3.1. Fuerzas de interacción

Como fuerzas de interacción se consideran las fuerzas y pares resultantes de la acción de un cuerpo sobre otro. En el caso de la robótica médica, se suele hablar de fuerzas de interacción del robot sobre el paciente. Es imposible que estas fuerzas sean nulas, ya que es necesaria la acción del robot sobre el paciente; tampoco se puede decir que las fuerzas de interacción son dañinas o perjudiciales, ya que muchas veces se requieren para ejecutar el movimiento terapéutico. Sin embargo, es importante controlar la transmisión de fuerzas del robot al usuario, ya que hay una barrera en la que estas fuerzas pasan a ser perjudiciales y pueden ocasionar rechazo a la terapia, dolor e incluso lastimar al paciente. En el caso de los pacientes con ACV, los cuales pueden sufrir rigidez, paresia y/o parálisis, se requiere una terapia en la cual el dispositivo robótico ejerza una cierta fuerza para recuperar los movimientos y la tonicidad muscular; pero por otro lado pueden sufrir hipersensibilidad, espasticidad y/o dolor, lo que puede jugar en contra de la terapia si se ejerce mucha presión sobre los miembros afectados. Cualquier incomodidad y/o dolor puede afectar el objetivo de promover la neuroplasticidad cerebral.

Cuando se utilizan exoesqueletos robotizados, se debe tener especial cuidado con la

alineación de los centros de rotación de las articulaciones mecánicas con sus homólogas biológicas. Puesto que las ortesis sujetan la extremidad en diferentes puntos e imponen restricciones a su movimientos, si se produce un desalineamiento repercutirá en un aumento de las fuerzas de interacción sobre la extremidad, siendo éstas inadecuadas en el normal desarrollo de la terapia al aparecer componentes que no favorecen el movimiento, sino que producen esfuerzos musculares indeseados, produciendo dolor, rechazo y/o daños sobre el paciente. Las principales causas de desalineamiento entre ortesis-extremidad son:

1. La diferencia entre la arquitectura y forma de actuación de la ortesis frente a la anatomía humana, debido al uso de modelos simplificados de las articulaciones mecánicas. Las articulaciones biológicas no giran en torno a un punto fijo, sino que migran durante el movimiento, es decir sufren una rototraslación (Fig. 1.4a).
2. Debido a la alta variabilidad antropométrica de los pacientes, los exoesqueletos deben ser diseñados para ajustarse según las medidas del paciente (Fig. 1.4a). Si bien se crean sistemas capaces de ajustarse en un cierto rango, el hecho de que sea ajustable no garantiza una correcta alineación, ya que estos cambios son a paso fijo y dependen de las mediciones iniciales que se hagan al paciente.
3. Desalineamiento de la ortesis durante el movimiento terapéutico. Esto ocurre por dos motivos, debido al movimiento de los tejidos blandos que ocasiona un desplazamiento relativo de las sujeciones sobre el paciente y a movimientos del paciente durante el ejercicio, como un reacomodamiento del cuerpo o un cambio de posicionamiento.

Todos estos factores sumados generan un desalineamiento variable entre las articulaciones del robot y las del paciente, produciéndose una transmisión inadecuada de fuerzas sobre el paciente (Fig. 1.4b). Estos problemas se pueden producir en todas las articulaciones del complejo articular superior e inferior, por lo que es necesario un diseño mecánico que permita minimizar los desalineamientos. Algunas investigaciones han tomado en cuenta parte de esta problemática y han tratado de diseñar exoesqueletos más ergonómicos, otros sólo procuran tratar de alinear los ejes de rotación. A continuación se realiza un estado del arte de exoesqueletos y se analizan las formas de enfrentarse a estos problemas.

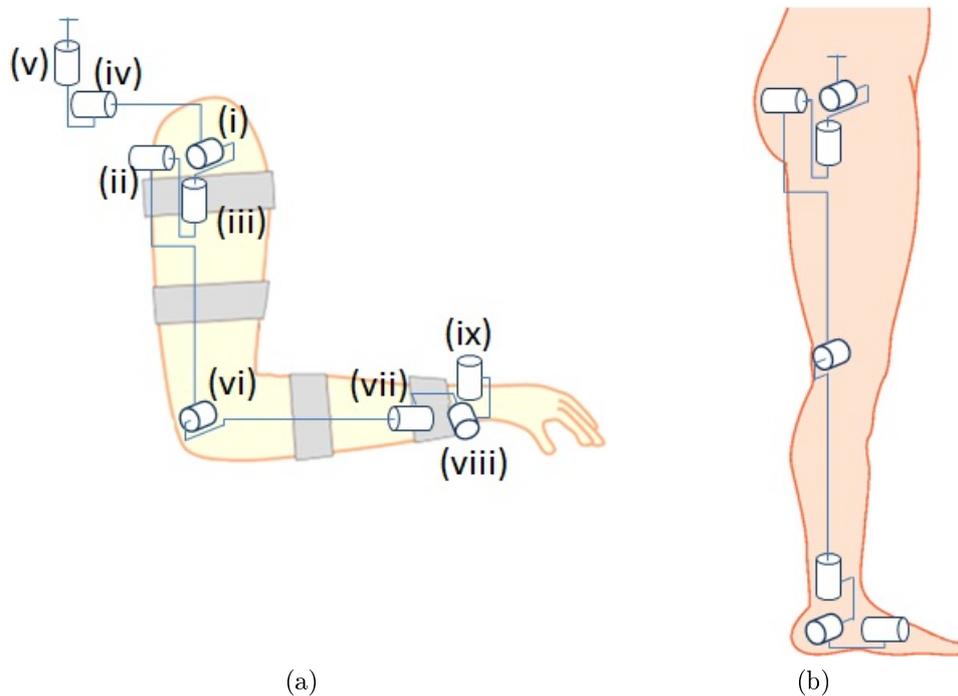


Figura 1.5: Cadena cinemática de las extremidades superior e inferior. (a) Extremidad superior. (b) Extremidad inferior.

### 1.3.2. Extremidad superior

El complejo articular de la extremidad superior está formado por las articulaciones del hombro (3 GdL), codo (1GdL) y muñeca (3 GdL), que pueden representarse con el modelo cinemático indicado en la figura 1.5a, mientras que la extremidad inferior está formado por la cadera (3 GdL), rodilla (1 GdL) y tobillo (3 GdL) como se indica en la figura 1.5b. La mayoría de los diseños de dispositivos robóticos se basan en articulaciones inspiradas en el modelo biológico, que se comportan como una bisagra para las articulaciones de 1 (GdL), o como una rótula para los que tienen 3 GdL (Fig. 1.6). Sin embargo estos modelos no consideran la complejidad de las articulaciones biológicas, las cuales pueden poseer más grados de libertad que las modeladas, que combinan movimientos de roto-traslación causando una variación del Centro Instantáneo de Rotación (CIR), según el movimiento y la fuerza efectuada.

A la hora de diseñar un exoesqueleto para la extremidad superior, es necesario considerar al menos la articulación del hombro y el codo, ya que ambas están íntimamente relacionadas. Esto quiere decir que un exoesqueleto del miembro superior debe tener al

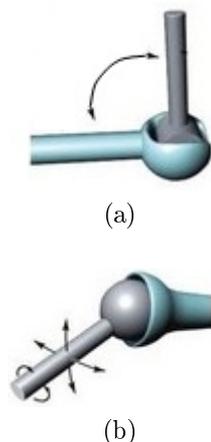


Figura 1.6: Modelos mecánicos de articulaciones humanas. (a) Modelo de bisagra. (b) Modelo de rótula.

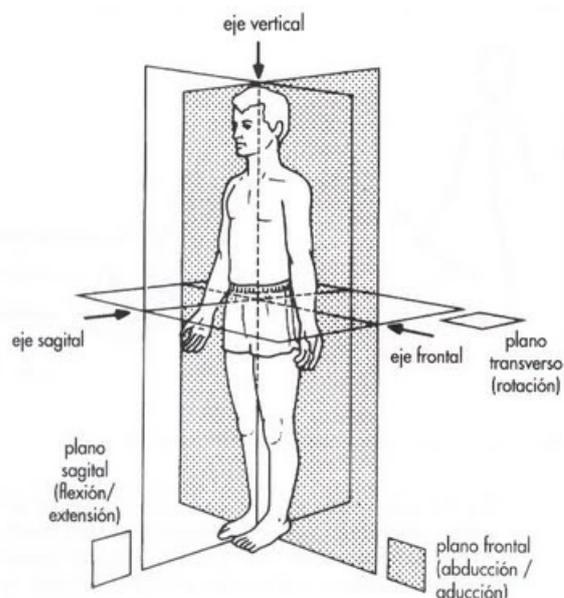


Figura 1.7: Planos del cuerpo humano.

menos 4 grados de libertad siendo el más completo el que considera además del codo y el hombro, la muñeca, el antebrazo (y su movimiento de pronosupinación) y el cinturón escapular del hombro, con lo que los grados de libertad del robot se elevan a 9 (Fig. 1.5a). En la Tabla 1.2 se presentan los distintos movimientos de la extremidad superior, los planos donde se realizan (Fig. 1.7) y las articulaciones relacionadas [12].

Estos movimientos articulares son la base que se ha utilizado en la modelización de las articulaciones mecánicas para los exoesqueletos robotizados. Así, en la Universidad de Saga, en Japón, se está desarrollando el exoesqueleto SUEFUL-7 (Fig. 1.8) [13]. Cuenta con 7 GdL, 3 GdL para la flexo-extensión, abducción-aducción y rotación interna-externa del hombro, 1 para la flexo-extensión del codo, 1 para la prono-supinación del antebrazo y 2 para la muñeca. Este robot posee 16 sensores electromiográficos ubicados en los músculos del hombro, codo y antebrazo además de dos sensores de fuerza (en el antebrazo y en la muñeca), que permiten conocer la intención del movimiento del paciente. Para compensar el desplazamiento del centro de rotación del hombro durante los movimiento de flexión-extensión y abducción-aducción, cuenta con un mecanismo de ajuste pasivo en el hombro (Fig. 1.9a) [14], que hace variar su centro de rotación. En el plano sagital (Fig. 1.9b), se utiliza un sistema deslizante capaz de compensar en 67mm el movimiento del CIR del hombro. En el plano frontal (Fig. 1.9c), otro sistema deslizante compensa una variación del

Complejo articular	Articulaciones anatómicas	Movimiento angular (*)	Plano del movimiento	Rango de movimiento
Hombro	Glenohumeral	Flexo-extensión (i)	Sagital	$-50^{\circ} - 180^{\circ}$
	Subdeltoidea	Abducción-aducción (ii)	Frontal	$-30^{\circ} - 180^{\circ}$
	Escapulotorácica	Rot. interna-externa (iii)	Transversal/Horizonta	$90^{\circ} - 15^{\circ}$
	Acromioclavicular	Retro-antepulsión (iv)	Sagital	$40^{\circ}$
	Esternoclavicular	Depresión-elevación (v)	Frontal	10-12cm
Codo	Humerocubital Humeroradial	Flexo-extensión (vi)	Sagital	$-10^{\circ} - 145^{\circ}$
Antebrazo	Radiocubital proximal y distal	Prono-supinación (vii)		$-80^{\circ} - 90^{\circ}$
Muñeca	Radiocarpiana	Flexo-extensión (viii)	Sagital	$-90^{\circ} - 70^{\circ}$
	Mediocarpiana	Abducción-aducción (ix)	Frontal	$-15^{\circ} - 45^{\circ}$

Cuadro 1.2: Detalles anatómicos del complejo articular de la extremidad superior. (\*) Movimientos referidos a la figura 1.5a.

CIR de hasta 84mm. Este sistema busca que el exoesqueleto se acomode a los movimientos de elevación-depresión y retro-antepulsión del hombro, sin embargo, esta compensación está sujeta a las restricciones mecánicas que impone la geometría del mecanismo diseñado, por lo que no es del todo efectivo.

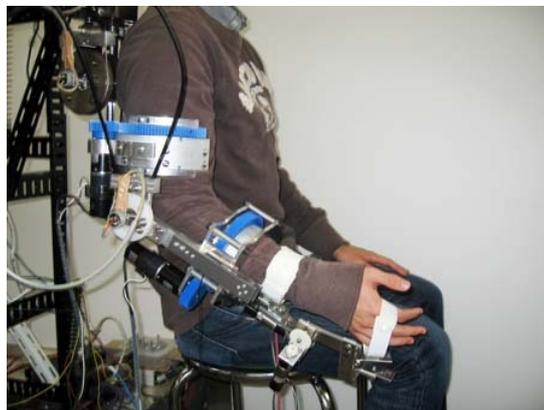
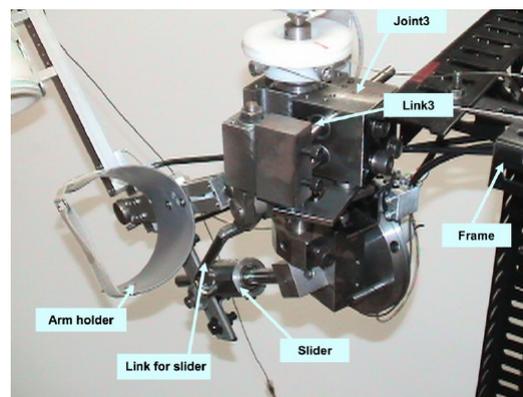
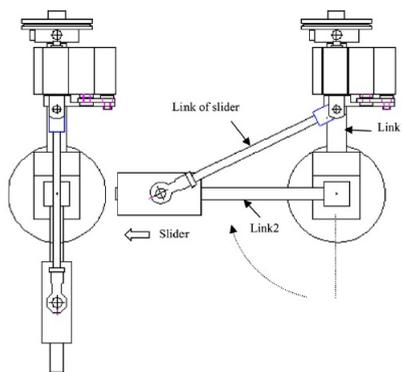


Figura 1.8: SUEFUL-7, Universidad de Saga.

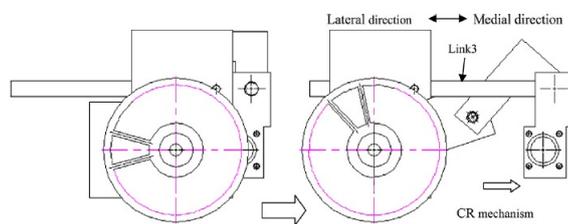
En el hospital de niños de Wilmington, USA, se desarrolló el WREX (*Wilmington Robotic Exoskeleton*) [15], un exoesqueleto robótico pasivo de 4 GdL, en flexo-extensión, abducción-aducción del hombro y 2 GdL para la flexo-extensión del codo (posee una articulación adicional en el codo para compensar la ausencia de la rotación de éste). A través de bandas elásticas se compensa el peso del brazo y provee una sensación de suspensión de



(a)



(b)



(c)

Figura 1.9: Mecanismo de adaptación del centro de rotación para el hombro

la extremidad superior. El WREX está diseñado para niños con discapacidades neuromusculares y se puede acoplar a cualquier silla de ruedas así como a un soporte ubicado en la espalda lo que le permite ser portable. Actualmente está siendo comercializado por JAECO ORTHOPEDIC y se ha logrado que niños con debilidades musculares pero con la mano funcional sean capaces de comer por si solos así como efectuar tareas de manipulación (Fig. 1.10a).

Inicialmente, se utilizó un motor lineal para realizar la flexión del codo, sin embargo esto no dio buenos resultados debido a que el niño no podía mover su mano hasta la boca debido principalmente a que los chicos no tenían la suficiente fuerza en el hombro para realizar la rotación externa. Cuando el codo se flexionaba, el centro de rotación natural de éste se desalineaba respecto al centro de rotación de la articulación mecánica, lo que ocasionaba un incomodidad en el niño debido a las fuerzas excesivas aplicadas en su codo. Debido a estos problemas, se eligió un diseño en el cual la transmisión de fuerza se llevara a cabo en la articulación del hombro (hacia una base) y el exoesqueleto se fijara en el antebrazo, quedando libre el codo para ajustarse de acuerdo a sus requerimientos. Este exoesqueleto es de uso asistencial y no está diseñado para rehabilitación, por lo que puede dejar libre la articulación del codo y evitar así transmisiones inadecuadas de fuerzas al niño.



Figura 1.10: Exoesqueletos Hospital Wilmington. (a) WREX. (b) ARMEOSPRING®.

En el mismo hospital, se desarrolló una terapia de rehabilitación para pacientes con graves alteraciones motoras denominado T-WREX (*Therapy-Wilmington Robotic Exoskeleton*) [16,17], el cual utiliza una ortesis que asiste al movimiento, sensores y un programa

informático que simula actividades funcionales. Se utiliza un exoesqueleto con 6 grados de libertad pasivos, el cual a través de bandas elásticas, sostiene el peso del brazo y permite asistir a su movimiento. Se adaptó el WREX para adultos, añadiéndose además sensores en cada articulación para permitir el estudio de los movimientos del brazo y un sensor en la mano que permite medir la acción de agarre. Posteriormente HOCOMA INC. comercializó el primer prototipo bajo el nombre de ARMEOSPRING® (Fig. 1.10b), cambiando las bandas elásticas por un sistema de resortes y añadiendo una interfaz avanzada de realidad virtual para motivar al paciente durante la ejecución de la terapia. Se apoya en una base móvil lo que le permite trasladarse y ajustarse según el tamaño del paciente, además de poder ser usada en sillas de ruedas. La articulación del codo posee 3 grados de libertad pasivos que reemplazan la rotación natural de este, aunque estas tres articulaciones no rotan respecto a un mismo centro de rotación.



(a) ARMIN, Escuela Politécnica Federal de Zurich



(b) ARMEOPower®

Figura 1.11: Exoesqueletos ARMIN Y ARMEOPower

En la ETH de Zurich (Escuela Politécnica Federal de Zurich), Suiza, se desarrolló un exoesqueleto para terapia del miembro superior en pacientes con accidentes cerebro vasculares, ARMIN [18], el cual va en su 3<sup>a</sup> versión (Fig.1.11a). Posee 6 grados de libertad y su sistema de control se basa en arquitecturas de impedancia y admitancia. Acompaña al sistema un programa en entorno virtual que realiza una serie de juegos que ayudan a la rehabilitación del paciente. Actualmente, se encuentra en 5 centros hospitalarios para realizar pruebas terapéuticas y así evaluarlo. Para reducir las fuerzas de interacción en el hombro, en la versión II, se le añadió un grado de libertad pasivo lineal deslizante al hombro con el fin de compensar los desplazamientos verticales del hombro (depresión-elevación),

sin embargo en la tercera versión se eliminó este grado de libertad extra y se sustituyó por una geometría que optimiza el movimiento de traslación y permite la rotación de los tres GdL del hombro entorno a un mismo punto. Basándose en este modelo, HOCOMA INC. desarrolló el ARMEOPOWER® (Fig. 1.11B), el cual es uno de los primeros exoesqueletos comerciales para la rehabilitación del miembro superior en personas afectadas con ACV.



Figura 1.12: HAL, CYBERDYNE

Otro producto comercializado por la empresa CYBERDYNE SYSTEMS se desarrolló en la Universidad de Tsukuba, Japón, el cual es un traje robot denominado HAL (*Hybrid Assistive Limb*) [19,20]. Actualmente se comercializa la versión 5 de este modelo. Está diseñado para asistir el movimiento de todo el cuerpo en personas con trastornos musculares, o problemas de parálisis producidas por lesión cerebral o medular, aunque también puede ser utilizado como sistema de rehabilitación en pacientes con ACV e incluso de aumentación de la fuerza y resistencia de una persona. Pesa en torno a los 23Kg (soportados por el mismo traje) y tiene una autonomía aproximada de 2 horas y 40 min. Sus articulaciones rotan respecto a ejes de rotación fijos, por lo que no considera los posibles desalineamientos entre el traje y la persona.



Figura 1.13: RUPERT IV, Universidad del Estado de Arizona

En la Universidad del Estado de Arizona se desarrolló el RUPERT IV (*Robotic Upper Extremity Repetitive Trainer*) [21]. Diseñado para asistir en tareas repetitivas de la vida

diaria, ya que es portable y tiene un bajo peso. Posee 5 grados de libertad, 2 en el hombro (flexo-extensión y rotación interna-externa), 1 en el codo (flexo-extensión), 1 en la pronosupinación del antebrazo y 1 el movimiento de flexo-extensión de la muñeca. Está actuado por músculos neumáticos y su estructura está construida por materiales compuestos de grafito (Fig. 1.13). El objetivo de usar músculos neumático es su bajo peso, lo cual es una prioridad dado que el exoesqueleto es portable. Sin embargo los actuadores neumáticos son no lineales y difíciles de programar, por lo que las líneas actuales de investigación han preferido utilizar actuadores mecánicos, ya que se requiere un control preciso del movimiento.



Figura 1.14: ABLE, CEA-LIST

En el CEA-LIST, *Service de Robotique Interactive*, en Francia, se desarrolló el exoesqueleto ABLE<sup>TM</sup> [22,23] que cuenta con 4 grados de libertad, 3 para el hombro (flexo-extensión, abducción-aducción, rotación interna-externa) y uno para el codo (flexo-extensión). Ahora se está comercializando por la empresa HAPTIO S.A., la cual ha modernizado el diseño y ha ampliado hasta 7 GdL la cadena articular del exoesqueleto, sin embargo todos los actuadores rotan en torno a un centro fijo. El exoesqueleto está soportado por una base fija de tal forma que su peso de 13Kg no lo absorba la persona y se puede utilizar para rehabilitación de personas con debilidad muscular. La

transmisión del movimiento se realiza a través del sistema SCS (*Screw Cable System*) [24], cuyas principales ventajas son la baja fricción y su alta capacidad de carga. Es capaz de generar un par de 13Nm para el codo y de 18Nm para el hombro.

En la Universidad de Washington [25], en Estados Unidos, se desarrolla un exoesqueleto de 7 GdL para rehabilitar pacientes con ictus (EXO-UL7). Es controlado a través de un modelo del músculo humano que “predice” el movimiento a efectuar en tiempo real gracias a sensores electromiográficos ubicados en partes específicas del brazo [26]. Pesa cerca de 10Kg y está soportado por una estructura fija (Fig. 1.15). La articulación del codo en el exoesqueleto se hace coincidir con el centro de rotación del codo del paciente y la del hombro queda libre. A pesar de esto, sus articulaciones pueden sufrir desalineamientos debido a un mal ajuste al paciente en el inicio de la terapia y a desajustes durante el movimiento,

ya sea por el movimiento de los tejidos blandos o por que la persona se mueve respecto al soporte.

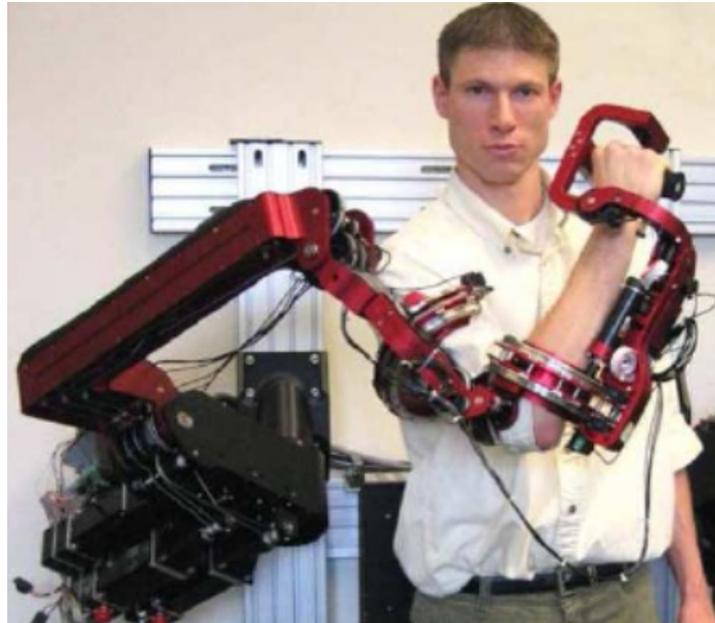


Figura 1.15: Exoesqueleto Universidad de Washington EXO-UL7

En la Universidad de Queen's, se desarrolla un robot de rehabilitación del complejo hombro-codo para pacientes que han sufrido accidentes cerebrovasculares, el MEDARM [27]. Posee 6 grados de libertad, de los cuales 4 son para los movimientos del hombro y el codo (3 y 1 respectivamente), y 2 son para la articulación esternoclavicular que le permite elevación/depresión y retroimpulsión/antepulsión, con el fin de ajustarse a los diferentes tamaños de las personas, además de compensar y estabilizar el movimiento del hombro. El sistema está accionado por un mecanismo de cables y poleas, el cual permite que el miembro superior se mueva en el entorno de trabajo del robot (Fig. 1.16). Gracias a los dos grados de libertad para la articulación esternoclavicular, se puede ajustar en cierta medida el centro de rotación de la articulación del hombro del exoesqueleto con la de la propia extremidad.

En la Agencia Espacial Europea (ESA) [28] se desarrolló un exoesqueleto redundante para telemanipulación con retroalimentación de fuerza en ambientes de gravedad reducida. Posee 16 grados de libertad que buscan reproducir los 7 grados de libertad de la extremidad superior. Uno de los principales objetivos de este dispositivo es evitar el desalineamiento de los centros de rotación de las articulaciones del exoesqueleto con las del brazo, producidas por el movimiento natural de éste, los cuales producen esfuerzos sobre las articulaciones



Figura 1.16: MEDARM, Universidad de Queen's

de la extremidad ocasionando dolor e incomodidad (Fig.1.17).

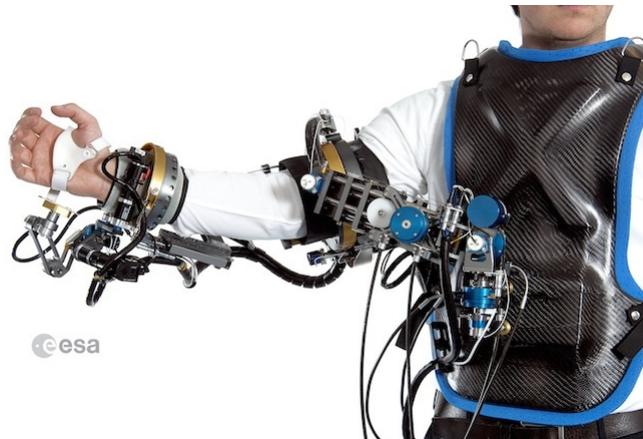


Figura 1.17: ESA *Human Arm Exoskeleton*

Si bien no está diseñado para terapias de rehabilitación, es interesante cómo abordan el problema de los CIR de las articulaciones. En el codo, el exoesqueleto posee 4 grados de libertad, 2 de ellos activos para los movimientos de flexión-extensión y pronosupinación mientras que otros 2 GdL son pasivos y buscan compensar el error de desalineamiento, garantizar una sensorización precisa y evitar la transmisión al codo de las fuerzas ejercidas.

En la Scuola Superior S. Anna di Pisa, se ha desarrollado un exoesqueleto para la

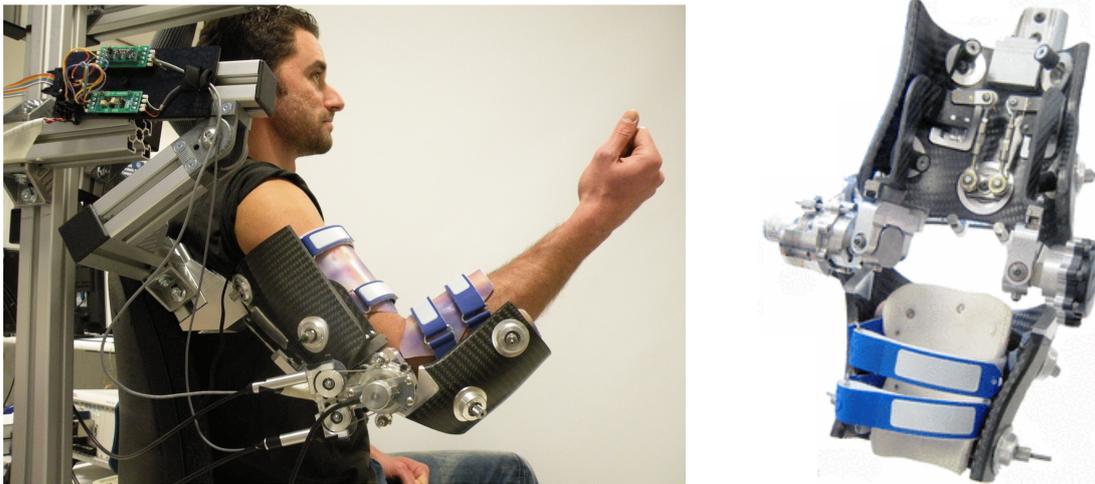


Figura 1.18: NEUROExos

articulación del codo NEUROBOTICS Elbow Exoskeleton (NEUROExos) [29] diseñado para maximizar el confort y la seguridad del paciente que ha sufrido un ACV. Realiza un movimiento activo de 1 GdL para la flexo-extensión, pero además cuenta con un mecanismo de 13 GdL que en conjunto proporcionan 4 GdL pasivos adicionales a la flexo-extensión del codo. De estos 4 GdL pasivos, 3 están diseñados para permitir una rotación pasiva de  $\pm 15^\circ$  en el plano frontal y  $\pm 21^\circ$  en el plano transversal y 1 GdL permite un desplazamiento relativo de  $\pm 15\text{mm}$  en el plano transversal. Este tipo de diseño permite compensar los movimientos que ocasiona el ángulo de acarreo del codo, pero no desalineamientos en el plano sagital.

### 1.3.3. Extremidad inferior

A diferencia de la extremidad superior donde la terapia busca rehabilitar funcionalidad, en la extremidad inferior se busca rehabilitar el sentido del equilibrio y la marcha, siendo uno de los requisitos mantener la estabilidad del cuerpo durante el movimiento. En esta cadena articular, la mayoría de exoesqueletos para la rehabilitación funcionan junto a una cinta andadora y tanto la rodilla como la cadera son consideradas como una articulación tipo bisagra [30–35].

Estudios en la articulación de la rodilla han demostrado que el CIR se desplaza en promedio 17mm [36] y la ortesis se puede llegar a desajustar hasta 20mm durante el movimiento de flexión-extensión [35]. Otros estudios han concluido que las ortesis no ofrecen

una protección eficaz al movimiento de la rodilla [37]. En la cadera, se ha demostrado que el CIR se desplaza hasta 29mm y se puede llegar a producir un desajuste de hasta 20mm en el plano sagital durante el movimiento [38]. Algunos investigadores han desarrollado articulaciones que reducen el desalineamiento, pero que sólo compensan el desplazamiento del CIR de la articulación biológica y no los desajustes producidos durante el movimiento [39].

## 1.4. Conclusión

En los desarrollos anteriores es posible ver cómo las diferentes instituciones han solucionado la problemática de desarrollar un exoesqueleto que sea capaz de reproducir los movimientos de la extremidad superior y de asistir, rehabilitar o aumentar sus capacidades. Sin embargo no existe el diseño perfecto, ya que cada uno conlleva ventajas en ciertos aspectos y desventajas en otros, y es que emular el cuerpo humano y su comportamiento biomecánico es un gran desafío.

Si se quiere incrementar la recuperación funcional al final de la terapia de rehabilitación, es importante evaluar y garantizar que el exoesqueleto minimice las fuerzas de interacción ejercidas sobre las articulaciones que limiten la recuperación del miembro afectado. Estas fuerzas se producen por desalineamientos entre el exoesqueleto y las articulaciones biológicas, ocasionadas por las limitaciones en el diseño mecánico de las ortesis y a su vez la complejidad de la cinemática articular del cuerpo humano. Todo esto ocasiona variaciones en los patrones de activación muscular [40], que afectan tanto a nivel muscular como articular y puede perjudicar la reorganización neuronal.

En una articulación de 3 GdL, cada plano de movimiento está afectado por los desalineamientos de los otros planos involucrados, las fuerzas están acopladas y se dificulta el análisis de la interacción entre la persona y el robot. Para simplificar esta situación, se escogió estudiar la articulación del codo, siendo los resultados obtenidos extrapolables al resto de articulaciones del plano sagital. Si bien es cierto que anatómicamente el codo sólo posee un grado de libertad (flexo-extensión, la pronosupinación está asociada al movimiento del antebrazo y la muñeca), la cinemática y dinámica de éste a la hora de diseñar una articulación no es trivial.

El diseño más utilizado es el de un grado de libertad para el codo, en el cual el exoesque-

leto trata de ubicar su centro de rotación coincidiendo con él. Se trata de un diseño simple, el cual optimiza la energía (al colocar un solo actuador), peso, sensorización y control. Sin embargo este modelo también es el que entrega más restricciones cinemáticas y dinámicas al exoesqueleto.

El principal problema de este modelo mecánico radica en las restricciones impuestas al centro de rotación del codo. Cualquier rotación del exoesqueleto fuera de este centro ocasiona al paciente incomodidad, dolor y lo más importante una transmisión inadecuada de fuerzas desde el exoesqueleto al brazo que puede perjudicar la terapia a efectuar. Debido a esto, los exoesqueletos con 1 grado de libertad en el codo presentan la articulación y la estructura al costado del antebrazo, tratando de hacer coincidir los centros de rotación en un mismo eje y así minimizar estos inconvenientes.

Una segunda problemática es el hecho que la anatomía humana es muy variable entre individuos de una determinada población, género y edad, con lo cual las medidas antropomórficas del brazo y antebrazo varían considerablemente, afectando directamente la ubicación del centro de rotación del codo entre diferentes pacientes. Esto condiciona que los exoesqueletos deban diseñarse para que permitan un ajuste en sus dimensiones y regular así la ubicación del centro de rotación de la articulación.

Los problemas mencionados anteriormente son solucionados en parte, por los distintos grupos de investigación. En la Universidad de Saga, el exoesqueleto SUEFUL-7 tratan de hacer coincidir la articulación mecánica con el codo diseñando la estructura al costado exterior del brazo, además de ser ajustable para diferentes medida fijas. El exotraje HAL, además del exoesqueleto ABLE presentan una arquitectura por debajo del codo (lo cual ocasiona que no se alineen las articulaciones), sin embargo esta estructura es sólo para guiar ya que el antebrazo y la muñeca no están sujetos al exoesqueleto, por lo cual permite el movimiento relativo entre la extremidad y el dispositivo.

Los dispositivos RUPERT IV, EXO-UL7, MEDARM, ARMIN III, así como el que desarrolla la universidad de Salford, presentan una estructura al costado del brazo, tratando de hacer coincidir los ejes de rotación, siendo todos ajustables en un rango de medidas fijo. Prácticamente todos dejan libre la muñeca y el antebrazo permitiendo un movimiento relativo entre el exoesqueleto y el antebrazo tal que permita compensar en cierta medida los desalineamientos que se producen en el movimiento.

Otros dispositivos han tratado de solucionar esta problemática añadiéndole más grados de libertad al codo, de tal manera que a través de la redundancia se compense el desalineamiento entre los ejes. Así, el WREX incorpora 2 grados de libertad pasivos al codo en diferentes planos del espacio, lo que permite que el codo se alinee de forma natural con el exoesqueleto. El ARMEO (T-WREX), posee 3 grados de libertad pasivos que aunque no rotan en torno a un mismo eje ni en un mismo plano permiten que el exoesqueleto se adapte al movimiento del codo. Además no está sujeto al antebrazo por lo que admite un cierto movimiento relativo entre ambos. Por otro lado también se puede ajustar a diferentes tamaños anatómicos del brazo.

El ESA *Human Arm Exoskeleton* da un paso adelante y diseña un sistema articular para el codo de 4 grados de libertad, donde 2 GdL son actuados (flexo-extensión y pronosupinación), mientras que los otros 2 GdL son pasivos y sirven para compensar el desalineamiento entre el exoesqueleto y el codo, impidiendo así que las fuerzas generadas por éste se traspasen al brazo. Siguiendo esta línea, el NEUROExos incorpora 4 GdL pasivos adicionales a la flexo-extensión para compensar movimientos originados en el plano frontal y transversal (no compensa movimientos en el plano sagital).

La investigación desarrollada hasta el momento ha demostrado que debido a una mala interacción entre el exoesqueleto y la extremidad superior se produce una transmisión de fuerzas no deseada que puede alcanzar hasta 230N [41]. Estas fuerzas de interacción son producidas principalmente por un desalineamiento entre los centros de rotación de las articulaciones mecánicas del exoesqueleto y sus equivalentes biológicas. Este desalineamiento es la suma de:

- Migración del centro de rotación de las articulaciones biológicas durante el movimiento, el cual varía según el tipo de movimiento y la carga aplicada a la articulación. La magnitud de esta migración depende de cada articulación, así para el codo y la rodilla es del orden de los 20mm, mientras que para la cadera y el hombro [42] es del orden de 30mm. Estos valores son pequeños, sin embargo, sus efectos se suman a los problemas descritos a continuación.
- Alta variabilidad antropométrica de los pacientes, que puede ocasionar un mal ajuste del exoesqueleto a las dimensiones de la extremidad superior del paciente al inicio de

la terapia. Si bien se crean sistemas capaces de ajustarse en un cierto rango, el hecho que sea ajustable no garantiza una correcta alineación, ya que estos cambios son a paso fijo y muchas veces no se van a poder hacer coincidir ambos centros debido a la variabilidad en las medidas antropomórficas y a la dificultad de medirlas.

- Desalineamiento de la ortesis durante el movimiento terapéutico debido al movimiento de los tejidos blandos y a la compleja cinemática de las articulaciones.

Todos estos factores pueden producir desalineamientos de hasta  $\pm 10\text{cm}$  [41]. El objetivo de este trabajo es estudiar las fuerzas de interacción que se producen durante la interacción de un dispositivo robótico y el paciente, enfocándose en la articulación del codo y minimizarlas por medio de una articulación que se adapte a los desajustes.

## 1.5. Investigación en el marco del proyecto HYPER

Este trabajo se realizó en el marco del proyecto HYPER (Hybrid Neuroprosthetic and Neurorobotic Devices for Functional Compensation and Rehabilitation of Motor Disorders), CONSOLIDER-INGENIO 2010 (CSD-2009-00067), el cual busca desarrollar dispositivos neuro-robóticos (accionados con estimulación eléctrica funcional) y neuroprotésicos (exoesqueletos) para la rehabilitación y/o compensación funcional de trastornos motores en AVD. Los principales objetivos del proyecto son la compensación de funciones motoras en pacientes con lesiones medulares y promover el reaprendizaje del control motor en pacientes afectados por accidentes cerebrovasculares.

El estudio de las fuerzas que se producen entre el paciente y los dispositivos a desarrollar permite poder evaluar la recuperación del control motor, la ergonomía de la terapia, y adaptar tanto la terapia como los dispositivos robóticos según la evolución y características de cada paciente, con el fin de obtener los mejores resultados. Además aporta nuevos datos para responder a los interrogantes en relación con el costo-efectividad de la terapia-neuroplasticidad y ergonomía del robot.

Este estudio proporciona nuevas variables y datos a los modelos musculares que se implementan por otros grupos asociados al proyecto y entrega nuevos datos al equipo médico para evaluar la terapia de rehabilitación.



## Capítulo 2

# Estudio de los Patrones Musculares y de las Fuerzas de Interacción.

*En este capítulo se estudian los desalineamientos entre un dispositivo robótico y la extremidad superior, sus efectos sobre el patrón normal de activación muscular y las fuerzas transmitidas sobre el usuario. El principal objetivo es constatar que una mala transmisión de fuerzas sobre el usuario repercute en una sobrecarga muscular y pueden variar los resultados esperados de la terapia. Se comienza con un estudio de la anatomía de la articulación del codo, los músculos asociados al movimiento de flexo-extensión y su rango de movimiento, con el objetivo de definir los requerimientos del banco de ensayo que permita evaluar la acción de un exoesqueleto sobre el brazo durante un movimiento de flexo-extensión. Se detallan la plataforma robótica, la metodología para analizar los patrones musculares, la experimentación sobre sujetos sanos y la tarea a efectuar por el robot. A partir de señales electromiográficas y de fuerza/par se obtienen parámetros que permitirán evaluar el efecto de distintos desalineamientos generados sobre el usuario. Todo este estudio permite sentar las bases de la necesidad de minimizar las fuerzas de interacción durante una terapia asistida por dispositivos robóticos.*

Este trabajo se enfoca en el análisis de la extremidad superior, específicamente del brazo y antebrazo durante el movimiento de flexo-extensión del codo, debido a que durante este movimiento no intervienen otras articulaciones ni otros grados de libertad, por lo que se pueden estudiar los efectos de los desalineamientos entre el paciente y el robot sin introducir variables que afecten el análisis. Sin embargo, los resultados obtenidos son extrapolables a cualquier articulación que actúe en el plano sagital. Para su estudio, se ha construido y configurado un banco de ensayo capaz de realizar las pruebas de desalineamiento en la articulación del codo. El diseño de esta plataforma ha partido del análisis de los requerimientos anatómicos y del estudio de los músculos involucrados durante el movimiento de flexo-extensión del codo.

## 2.1. Anatomía del codo

El codo es la articulación intermedia del miembro superior, posee un complejo articular de 3 articulaciones (humerocubital, humerorradial y radiocubital proximal) que funcionan como una sola, las cuales se encuentran todas ubicadas en la misma cavidad articular, como se indica en la figura 2.1.



Figura 2.1: Complejo articular del codo

Sus funciones principales son [43]:

1. Posicionar y orientar la mano en el espacio.

2. Actuar como pivote de la palanca del antebrazo, permitiendo alargar o acortar la distancia hombro-mano.

Estas funciones se logran gracias a los dos grados de libertad que posee el complejo articular (aunque anatómicamente posee un solo grado de libertad ya que el otro se asocia al movimiento en conjunto del antebrazo), lo cual permite un movimiento de flexo-extensión que requiere la participación de las articulaciones humerocubital y humerorradial y un movimiento de pronosupinación ejercido por la articulación radiocubital proximal. La combinación de ambos permite movimientos tan vitales como el de la propia alimentación y el de posicionar y orientar la mano en el espacio.

Muchas veces el complejo articular del codo queda relegado a la hora de solucionar patologías del miembro superior al darse más importancia al hombro o la mano, sin embargo hay que tener en cuenta que una inadecuada rehabilitación puede implicar una minusvalía del conjunto de la cadena articular de la extremidad superior. Así, por ejemplo, un paciente con rigidez articular en ambos codos que le ocasione un movimiento incompleto de flexión-extensión no podría alimentarse por sí mismo.

### 2.1.1. Flexo-extensión

Mecánicamente el codo se puede modelar como una bisagra (figura 1.6), que permite el movimiento de flexo-extensión, donde en la parte superior (brazo), se encuentra la paleta humeral soporte de la polea articular, en la parte inferior (antebrazo), un semianillo que se encaja en la polea y un sistema ligamentoso que otorga la estabilidad necesaria para el movimiento e impide que el conjunto se separe [12].

Para medir la flexo-extensión, los ejes del brazo y antebrazo deben estar alineados como se indica en la figura 2.2. Así, se define la flexión como el movimiento que dirige el antebrazo hacia el brazo en el plano sagital mientras que la extensión es el movimiento opuesto. Ambos movimientos se miden con el brazo y antebrazo alineados (posición  $0^{\circ}$  o de medición).

La flexión activa (la fuerza para ejercer el movimiento la realiza la propia persona), no sobrepasa los  $145^{\circ}$  y se encuentra limitada principalmente por el contacto de las masas musculares del brazo y el antebrazo (mientras más musculatura, menor la amplitud de

la flexión activa). La flexión pasiva (la fuerza para ejercer el movimiento no la ejerce la persona, es una flexión asistida), puede alcanzar los  $160^{\circ}$  y está limitada por la tensión que se produce en la cápsula articular, la tensión pasiva del músculo tríceps y el impacto de los extremos de los huesos en contacto [12].

La extensión pasiva del codo desde su posición de medición alcanza entre  $0^{\circ}$  y  $10^{\circ}$ , acentuándose en niños, jóvenes, mujeres embarazadas y personas con musculatura hiperlaxa [44,45]. La extensión activa puede no alcanzar a llegar a la posición  $0^{\circ}$ , extensión completa, en estos casos se habla de un déficit de extensión y se mide negativamente llegando hasta los  $-15^{\circ}$  en personas con la musculatura muy desarrollada.



Figura 2.2: Movimiento de flexo-extensión

Por convención internacional [43], se determina que (Fig. 2.3):

- El sector mínimo de función del codo es de  $80^{\circ}$  a  $110^{\circ}$  de flexión.
- El sector funcional es de  $30^{\circ}$  a  $120^{\circ}$  en flexión.
- Sector de lujo, entro los  $120^{\circ}$  a  $140^{\circ}$  de flexión y de  $0^{\circ}$  a  $-30^{\circ}$  de extensión.

### 2.1.2. Movimiento varo-valgo

Es un movimiento pasivo producido en el plano frontal por la biomecánica anatómica del brazo. Cuando el brazo está completamente extendido a los lados del cuerpo, el antebrazo se separa del cuerpo entre  $10^{\circ}$  y  $15^{\circ}$  (valgo), mientras que cuando está completamente flexionado se acerca al cuerpo unos  $5^{\circ}$  a  $10^{\circ}$  (Fig. 2.4). Este movimiento se produce gracias a la variación del ángulo de acarreo ( $\alpha$ ) del codo, y permite que los antebrazos no choquen contra la cadera al balancear la extremidad superior. Además ayuda en movimientos de

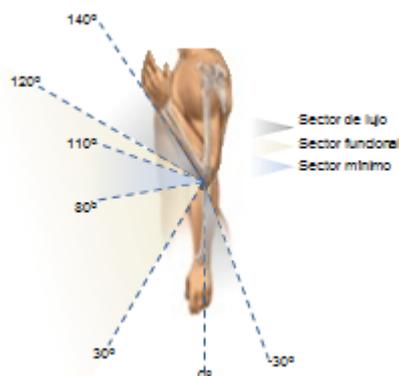


Figura 2.3: Sectores de función del codo

alcance y acercamiento de la mano a la cara y es importante a la hora de cargar objetos. El ángulo de acarreo tiene una variación lineal respecto al ángulo de flexo-extensión [46,80].

La mayoría de exoesqueletos no consideran este movimiento en el diseño de su arquitectura. Sólo permiten el movimiento de flexo-extensión en el plano sagital, imponiendo una restricción al ángulo de acarreo.

### 2.1.3. Músculos involucrados en la flexo-extensión del codo

La extremidad superior posee una gran movilidad y es capaz de manipular y sujetar diversos objetos. En total posee 42 músculos y se requiere la combinación de varios de ellos para poder realizar una AVD. Para el caso de una flexo-extensión pura del codo, los músculos involucrados son el bíceps braquial, el braquial, el braquiorradial y el tríceps (Tabla 2.1). Estos están ubicados tanto en el brazo como en el antebrazo, como se observa en la figura 2.5. Los más importantes son el bíceps y el braquiorradial para la flexión, mientras que para la extensión es el tríceps.

## 2.2. Estudio de la interacción persona-robot

A continuación se analiza la interacción entre el paciente y el robot y se plantea el interés de medir la relación entre un mal ajuste del robot a la persona y las fuerzas de interacción producidas. Se describe la implementación de un banco de ensayo para emular diversos desalineamientos y medir sus efectos sobre el paciente.

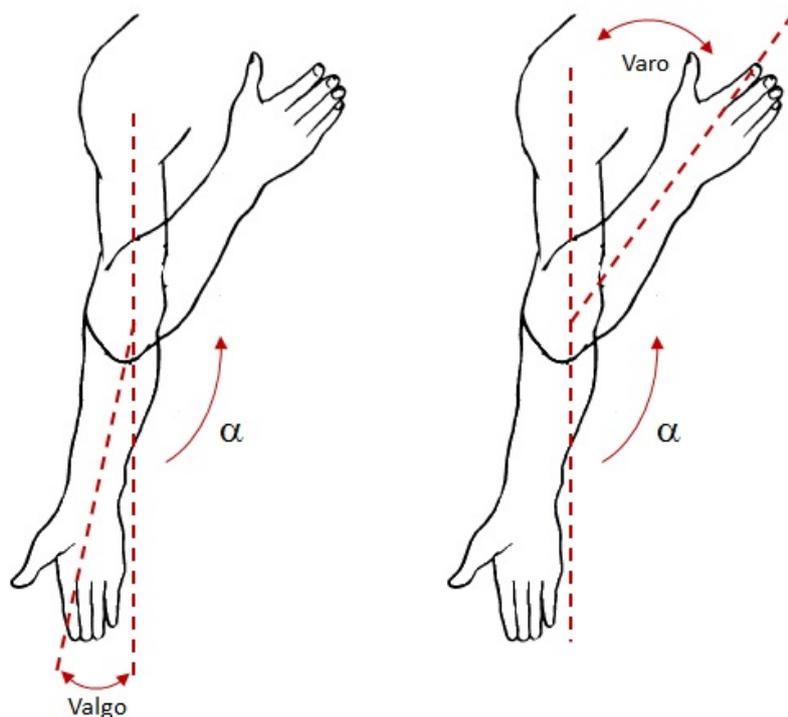


Figura 2.4: Movimiento de varo-valgo del brazo.

### 2.2.1. La terapia robotizada y la adaptación robot-paciente

A la hora de utilizar dispositivos robóticos se han de tomar en consideración aspectos ergonómicos basados en la seguridad y confort del paciente. Tanto la interfaz mecánica como la sujeción de ésta al paciente son elementos esenciales a la hora de diseñar el robot y de desarrollar su sistema de control, ya que se está acoplado un sistema con modelo de cuerpo rígido con un sistema semi-rígido con comportamiento viscoelástico.

La transferencia de fuerzas sobre el paciente depende de la imposición de restricciones al movimiento de las articulaciones biológicas y de la sujeción sobre los tejidos blandos. En el capítulo 1 se ha observado que las arquitecturas robóticas utilizadas por los investigadores no garantizan una correcta transmisión de fuerzas al paciente, debido principalmente a la imposibilidad de mantener alineadas las articulaciones y a no adaptarse a su complejo movimiento. Si bien es intuitivo pensar que el desalineamiento de la arquitectura robótica se va a traducir en un aumento de las fuerzas sobre el paciente, no se ha estudiado el comportamiento de esta interacción ni sus efectos sobre la actividad muscular. Por esta razón en este trabajo se plantea la necesidad de modelar y cuantificar estas fuerzas.

Puesto que se quiere estudiar el efecto del desalineamiento a nivel de fuerzas producidas

Músculos	Función	Descripción
Bíceps braquial	Flexión del codo y supinación del antebrazo	Es el músculo flexor principal del antebrazo
Braquial	Flexión del codo	Es uno de los pocos músculos que posee una única función
Braquiorradial	Flexión del codo y pronosupinación del antebrazo	Actúa principalmente cuando el antebrazo está en posición neutra. (no hay pronosupinación)
Tríceps braquial	Extensión del codo	Es el único músculo involucrado en la extensión del brazo

Cuadro 2.1: Músculos responsables de la flexo-extensión del codo

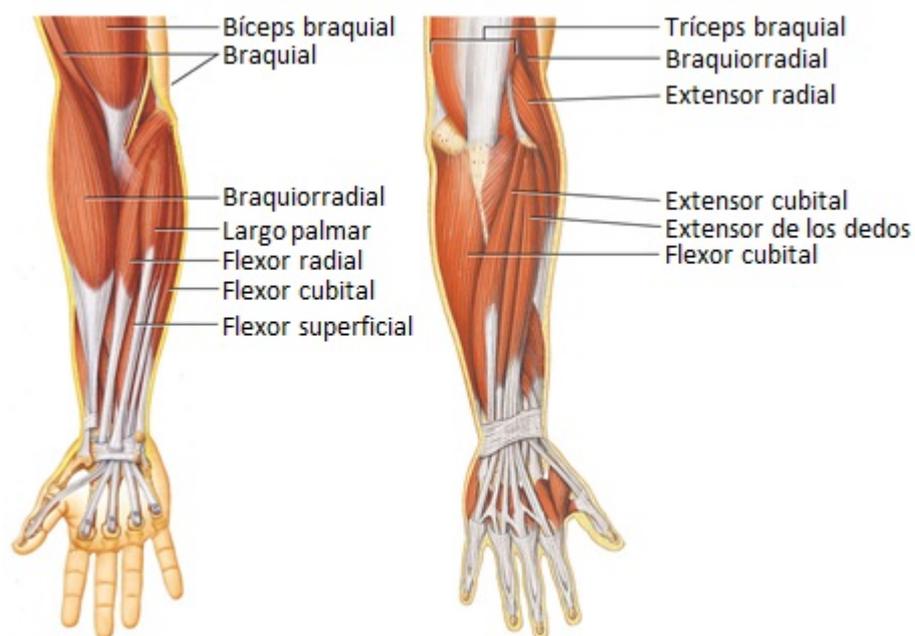


Figura 2.5: Músculos del brazo

y su efecto sobre la actividad muscular, se deben adquirir y analizar señales de fuerza/par y señales electromiográficas durante contracciones dinámicas. Para evaluar las fuerzas de interacción durante una terapia robotizada en diferentes condiciones de trabajo, es necesario por tanto, un banco de ensayo capaz de generar diversos desalineamientos, ajustarse a las diversas medidas de un paciente y que sea lo suficientemente flexible a nivel mecánico y de software como para evaluar nuevas técnicas o tratamientos de rehabilitación (como técnicas de evaluación motora, asistencia justa y necesaria, entre otras).

### 2.2.2. Plataforma robótica

A la hora de implementar un banco de ensayo para medir las fuerzas de interacción, lo primero es escoger el tipo de robot a utilizar para las pruebas. Si bien en un comienzo se desarrollaron terapias de rehabilitación por medio de robots con sujeción del elemento terminal al brazo o antebrazo del paciente (Fig. 1.3a), los nuevos enfoques se orientan a desarrollar exoesqueletos robotizados (Fig. 1.3b), debido a que se puede ejercer un mejor control de las posturas y los pares aplicados sobre cada una de las articulaciones de la anatomía humana. Sin embargo, la necesidad de los exoesqueletos de interactuar físicamente con el paciente los hace más rígidos a la hora de adaptarse a la variabilidad antropométrica de las extremidades. Al estudiar las fuerzas de interacción que se producen durante un desalineamiento entre los CIR del robot y del paciente, la arquitectura del exoesqueleto limita la flexibilidad del banco de ensayo para modelar estos desalineamientos. Por esta razón se escogió utilizar un brazo robot con estructura angular que sujeta el antebrazo del paciente emulando el accionamiento de un exoesqueleto al efectuar los movimientos programados en cada tipo de terapia. Este tipo de plataforma permite adaptarse fácilmente a las medidas de cualquier paciente, rotar en torno a centros de rotación fijo o variables, probar diversas arquitecturas robóticas y poder colocar sensores de fuerza y electromiográficos sin provocar interferencias ni al robot ni a las mediciones.

A través de la medición e interpretación de sus variables internas, algunos tipos de brazos robots comerciales estiman las fuerzas y pares producidos en su elemento terminal (las cuales son las que se transmiten al paciente). Sin embargo, dichas estimaciones son seriamente afectadas por la configuración del robot (como la aproximación a alguna singu-

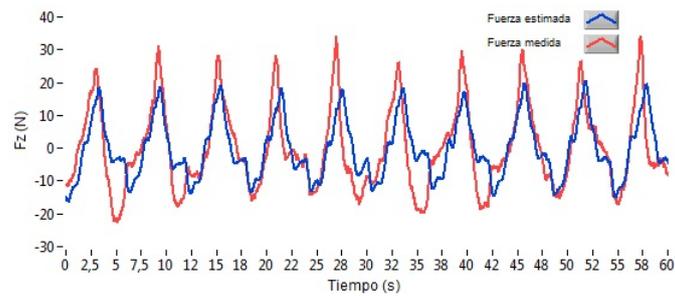


Figura 2.6: Fuerzas estimadas por el robot y medidas por el sensor.

laridad), por las demoras entre las mediciones estimadas y las reales y la histéresis, entre otras. Para comprobar si se producían estos problemas, se colocó un sensor de fuerza en el elemento terminal del robot y se comparó los resultados entre los datos obtenidos por el sensor y las estimaciones realizadas por el robot. En la figura 2.6 se observan los resultados para un movimiento cíclico del robot. Se puede apreciar que las fuerzas estimadas pueden usarse para el sistema de control del robot, ya que éste no requiere conocer el valor de la fuerza de forma precisa, sino que su control se basa en el diferencial de la medida tomada actual con la anterior. Sin embargo, aunque sean útiles para el control, estas medidas no son útiles para este estudio, ya que se requieren los valores precisos de fuerza y pares realizados durante la interacción persona-robot.

Debido a los problemas en la estimación de las fuerzas de interacción, es necesario ubicar un sensor de fuerza entre el robot y la extremidad que garantice una correcta medición. Por otro lado, como se quiere analizar el efecto de estas fuerzas a nivel muscular, se adquirieron señales electromiográficas (EMG) de los músculos del brazo y antebrazo que intervienen en el movimiento. Con estos requisitos, se utilizó el banco de ensayo mostrado en la figura 2.7 compuesto por:

- a) Robot KUKA LWR de 7 GdL que ejecuta los movimientos de flexo-extensión de la articulación del codo simulando la acción de un terapeuta, manteniendo las restricciones que impondría un exoesqueleto.
- b) Soporte para mantener apoyado el torso del sujeto y el antebrazo en posición de  $90^{\circ}$  respecto al torso. Por medio de esta sujeción se impide que el hombro participe en el movimiento, por lo que actuaría como fijación de esta articulación y permitiría el comportamiento del robot como si fuera un exoesqueleto.

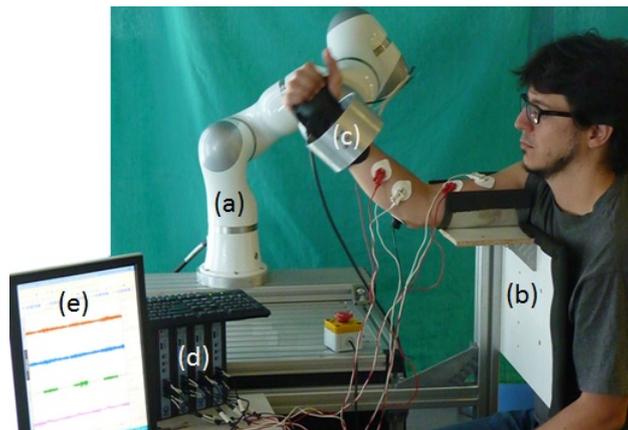


Figura 2.7: Banco de ensayo utilizado en la terapia de flexo-extensión del codo. *a)* Robot de 7 GdL. *b)* Soporte para el torso y el brazo. *c)* Sujeción del robot al antebrazo. Aquí se ubica el sensor de fuerza. *d)* Sistema de adquisición EMG. *e)* Interfaz de visualización de datos y control de la terapia.

*c)* Sujeción del elemento terminal del robot al antebrazo. Entre ambos se encuentra ubicado un sensor de fuerza/par de alta precisión de seis grados de libertad ATI GAMMA. La adquisición de las medidas del sensor se llevó a cabo por medio de una tarjeta de adquisición NI PCI-6034E.

*d)* Sistema de adquisición de datos EMG formado por:

1. El módulo BIOPACK MP150
2. Cuatro tarjetas de adquisición de datos EMG100C
3. Electrodo de superficie Ag/AgCl EL501

*e)* Interfaz de usuario. Esta interfaz cumple el rol de configurar los parámetros de la terapia, registrar los datos del robot, fuerza/par y EMG además de desplegarlos en pantalla.

La estrategia de control implementada está basada bajo el concepto *assist-as-needed*. Se programó una trayectoria que corresponde al movimiento de flexo-extensión del codo, con las restricciones al movimiento que presentan los exoesqueletos de la extremidad superior, es decir, modelizando el movimiento articular como una bisagra (1 GdL), rotando en torno a un centro de rotación fijo e impidiendo movimientos fuera del plano sagital. El algoritmo

de control por impedancia que gobierna los actuadores del robot se expresa mediante la ecuación 2.1:

$$\tau_R = J^T (k_A (T_R - T_D) + \text{diag}(p_A) \cdot F_M) + D(d_A) + f(q, \dot{q}, \ddot{q}) \quad (2.1)$$

Donde  $\tau_R$  es el par que deben realizar los actuadores del robot,  $J^T$  es el jacobiano transpuesto,  $k_A$  representa la rigidez del sistema,  $d_A$  es el amortiguamiento,  $p_A$  son los parámetros de avance asociados a las fuerzas medidas,  $F_M$  son las fuerzas de las articulaciones,  $f(q, \dot{q}, \ddot{q})$  son las coordenadas dinámicas del modelo robótico y  $T_R - T_D$  son las posiciones reales y deseadas del robot respectivamente.

Este control por impedancia está descrito con mayor detalle en [48,49]. Los datos medidos por el robot y los sensores externos son guardados junto a los parámetros configurados en la interfaz para la ejecución de la terapia. La plataforma se diseñó y programó para realizar movimientos de la extremidad superior bajo el concepto de asistencia justa y necesaria [47]. En la figura 2.8 se muestra el diagrama de control de la plataforma, la cual consta de tres bucles principales:

1. Bucle de evaluación motora: En él se reciben los datos de posición del robot (d), las fuerzas de interacción (e) y de las señales electromiográficas (f), se evalúan estos datos en base a escalas de evaluación motoras y se determina el porcentaje de asistencia que debe realizar el robot (a).
2. Bucle de asistencia: En este bucle se evalúa la asistencia que debe realizar el robot (a), las fuerzas que está ejerciendo la persona (e) y las posiciones del robot (d) para determinar los parámetros de control (b) de la terapia.
3. Bucle de control de impedancia: En él se generan los parámetros de actuación del robot (c) basados en su posición (d) y en los parámetros de control de la terapia.

Para las pruebas realizadas, sólo se requiere del bucle de control y del bucle de asistencia, ya que el objetivo no es valorar la evolución del control motor, sino que dadas unas condiciones específicas de asistencia, efectuar un movimiento de flexo-extensión controlado. Las señales de fuerza se utilizan para controlar el robot y además se adquieren para evaluar las fuerzas de interacción, al igual que las señales EMG y la posición del robot.

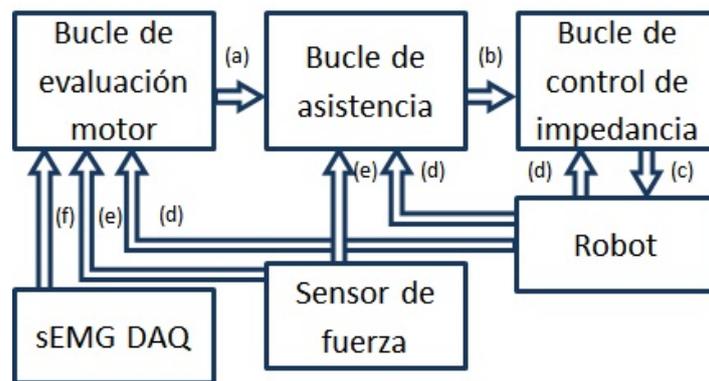


Figura 2.8: Diagrama de control de la plataforma robótica.

El bucle de asistencia permite realizar un ajuste de los parámetros de control de la terapia según el grado de asistencia requerido durante el ejercicio, sin embargo para estas pruebas no se requiere una asistencia adaptable, ya que la variable de estudio es el efecto del desalineamiento sobre las fuerzas y la activación muscular. Para lo cual el porcentaje de asistencia se mantiene constante durante cada prueba y se configura al inicio de ésta. Este porcentaje de asistencia al movimiento puede ser configurado desde una actuación completamente asistida, parcialmente asistida, sin asistencia y con resistencia. Básicamente se trata de dos condiciones:

- a) El robot realiza el movimiento.
- b) El robot y el paciente realizan el movimiento.
- c) El paciente realiza el movimiento.

Se escogieron las condiciones 100% de asistencia por parte del robot y 0% de asistencia del robot, las cuales son los dos casos extremos de una terapia asistida por robots durante la rehabilitación articular (fase crítica para la recuperación del movimiento funcional de la extremidad superior). Durante esta etapa el paciente es más propenso a padecer paresia, parálisis, espasticidad e hipersensibilidad, y por tanto una correcta transmisión de fuerzas durante la terapia es importante para obtener buenos resultados.

## 2.3. Metodología para el análisis de los patrones musculares.

Con el objetivo de estudiar los efectos de una transmisión inadecuada de las fuerzas sobre la actividad muscular, se modelaron diferentes desalineamientos entre la articulación del codo y el centro de rotación del robot, se realizaron diversas pruebas sobre voluntarios sanos, se registraron los datos obtenidos y se procedió a extraer las características de las señales para analizar sus comportamientos. Se programaron ejercicios de flexo-extensión de  $0^{\circ}$  a  $120^{\circ}$  con el objetivo de abarcar el sector funcional del codo, por otro lado considerando que la piel del antebrazo puede tener un desplazamiento relativo de 2cm [50] y considerando también posibles mal ajustes al inicio de la terapia, se emularon desalineamientos de hasta 3cm.

### 2.3.1. Sujetos

Siete voluntarios varones sanos participaron en este estudio con una media de 29 años (rango de edad: 26-32 años). Se les informó de las pruebas y los objetivos del procedimiento, dando su consentimiento para participar en este estudio. El protocolo del estudio fue aprobado por el Instituto de Bioingeniería de Cataluña (IBEC), en consonancia con la declaración de Helsinki. Las pruebas fueron realizadas en el laboratorio de robótica del Instituto de Bioingeniería de Cataluña.

### 2.3.2. Definición de la tarea

Los voluntarios fueron sentados de forma confortable manteniendo su brazo derecho y el torso apoyado en un soporte acolchado. El antebrazo se sujetó al elemento terminal del robot (Fig. 2.7). La plataforma robótica se adaptó a la anatomía de cada sujeto de tal manera que el brazo y el torso formaran un ángulo de  $90^{\circ}$ . A cada voluntario se le midió la distancia entre la articulación del codo y la sujeción del robot, con el fin de calcular el centro de rotación  $\Theta$  de la trayectoria a efectuar por el robot.

A partir de la configuración inicial A, donde  $\Theta$  está alineado con la articulación del codo  $O$ , se varió  $\Theta$  respecto a  $O$  para modelar los diferentes desalineamientos (Fig. 2.9a).

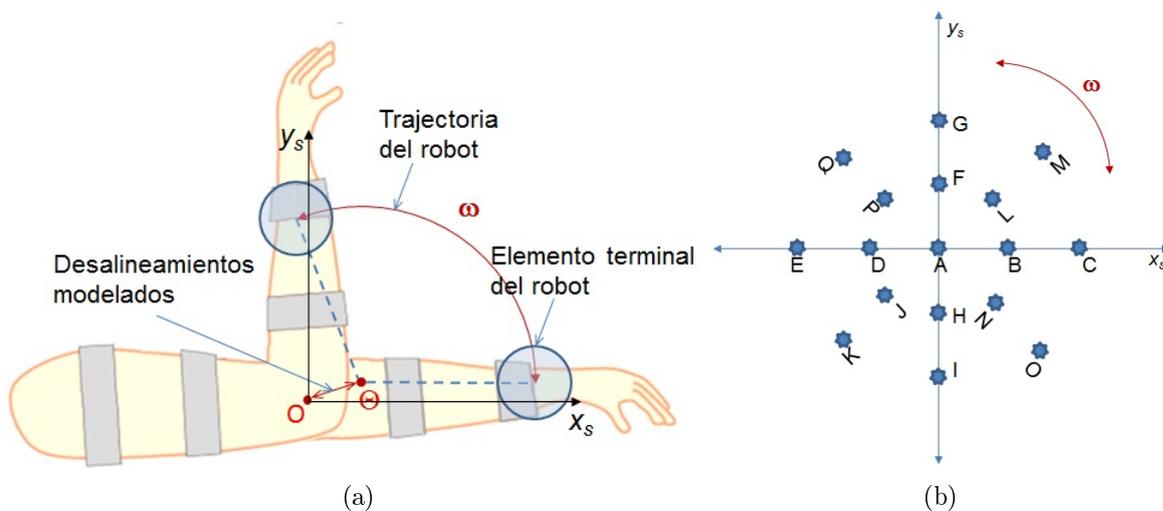


Figura 2.9: Ejercicio de flexo-extensión modelado. (a) Trayectoria del robot en torno al centro de rotación  $\Theta$ . (b) Posiciones de los desalineamientos generados en el plano sagital.

Se realizaron pruebas emulando dieciséis desalineamientos en el plano sagital ( $x_s$ ,  $y_s$ ), los cuales se pueden observar en la figura 2.9b y cuyas coordenadas se detalladas en la Tabla 2.2.

El movimiento de flexo-extensión comienza con el brazo del paciente completamente extendido. Desde esta posición, el movimiento de flexión se lleva a cabo hasta que se alcanza un ángulo de  $120^\circ$ , seguido por un movimiento de extensión hasta volver a alcanzar los  $0^\circ$ . Se ejecutaron veinte repeticiones de cada ejercicio (Fig. 2.10).

### 2.3.3. Pruebas realizadas

Durante las primeras etapas de rehabilitación, el paciente realiza movimientos pasivos para evitar la rigidez en las articulaciones. A medida que la terapia avanza, se realizan movimientos activos bajo el concepto de asistencia justa y necesaria con el fin de mejorar la recuperación de la movilidad articular. En etapas más avanzadas, el robot puede ofrecer resistencia al movimiento para reforzar los músculos. Para analizar el efecto del desalineamiento en las primeras etapas, se evaluaron dos condiciones de operación: 100 % asistencia ( $C_1$ ) y 0 % asistencia ( $C_2$ ).

En el primer caso, el robot se programó para asistir en su totalidad el movimiento del brazo, ejecutándolo a velocidad constante. Cada ciclo se lleva a cabo en un período de seis

Desalineamiento	x (mm)	y (mm)
A	0	0
B	15	0
C	30	0
D	-15	0
E	-30	0
F	0	15
G	0	30
H	0	-15
I	0	-30
J	-15	-15
K	-30	-30
L	15	15
M	30	30
N	15	-15
O	30	-30
P	-15	15
Q	-30	30

Cuadro 2.2: Desalineamientos generados en el plano sagital relativos al centro de rotación del codo O.

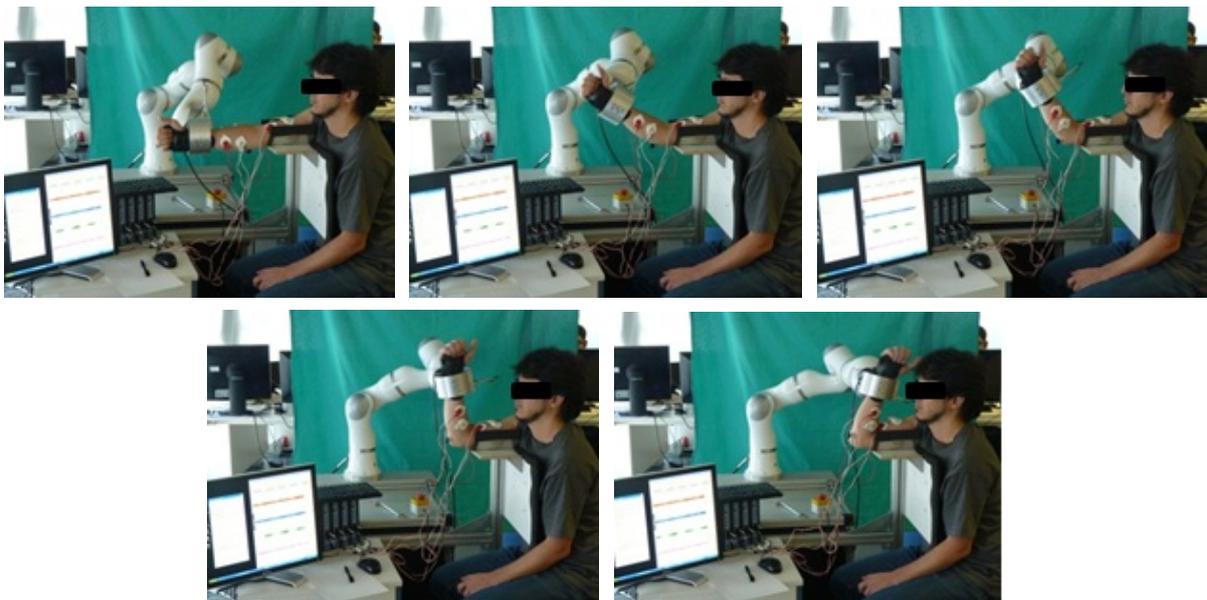


Figura 2.10: Tarea de flexo-extensión a efectuar por los sujetos.

segundos. Durante  $C_1$ , a los voluntarios se les instruyó relajar el miembro superior con el fin de no oponer resistencia ni contribuir al movimiento del brazo. En la condición de operación dos ( $C_2$ ), el robot se programó para seguir el movimiento de flexión-extensión del usuario. Se pidió a los voluntarios realizar movimientos activos a velocidad constante. El robot no contribuye al movimiento y por tanto, la velocidad de ejecución de cada ciclo depende únicamente de los sujetos. Cada ciclo se llevó a cabo en períodos de cinco a siete segundos.

## **2.4. Técnicas de análisis y parámetros a extraer de las señales registradas**

Una vez configurada la plataforma robótica y definida la tarea, se procede a adquirir y procesar las señales electromiográficas y de fuerza/par del paciente durante el ejercicio. Debido al ruido de la señal EMG, una serie de técnicas se deben aplicar sobre estas señales para disminuir el ruido existente. Por otra parte, dada la naturaleza no-estacionaria de las contracciones dinámicas, diversas consideraciones han de tomarse para extraer las características de la señal. A continuación se detallan las técnicas utilizadas para el pre-procesamiento de las señales y los parámetros extraídos de ellas para caracterizar su comportamiento, tanto para señales EMG como para señales de fuerza/par.

### **2.4.1. Señales electromiográficas**

Durante la experimentación, se adquirieron señales electromiográficas de superficie (sEMG), se procedió a realizar un preprocesamiento para acondicionar las señales para luego aplicar técnicas de procesado y extraer así parámetros que caracterizarán la señal EMG.

#### **2.4.1.1. Registro**

Las señales EMG se registraron con el sistema Biopack MP150 utilizando cuatro tarjetas de adquisición de datos EMG100C. Se utilizaron electrodos de superficie Ag / AgCl EL501 para capturar las señales EMG de los músculos involucrados en la flexo-extensión del

codos: bíceps braquial, tríceps vasto externo y braquiorradial. Estudios desarrollados han demostrado que distancias entre electrodos de 20-60mm no afectan los patrones de las señales EMG [51, 52]. Por otro lado el uso de electrodos bipolares permite suprimir señales comunes a ambos electrodos. Debido a estas razones, en cada músculo se colocaron dos electrodos separados a 40mm de distancia y referenciados a una misma tierra ubicada en el extremo oseo del antebrazo, cerca del codo. Las señales sEMG se adquirieron a 1000Hz, amplificadas con una ganancia de 1000 y se filtraron con un filtro analógico pasabanda de 10-500Hz.

#### 2.4.1.2. Preprocesamiento

Las señales sEMG se ven afectadas por varios tipos de ruido que comprometen su calidad [53]. Como la información de interés está enmascarada dentro del ruido, es necesario aplicar técnicas avanzadas de procesamiento de señales para no eliminar la señal EMG junto con el ruido. Diversos estudios sobre eliminación de ruido se han realizado para obtener los mejores resultados posible, dadas las características de las señales registradas se aplicaron las siguientes técnicas:

- a) Filtro Hampel. Se utiliza para eliminar el ruido de la fuente de alimentación (50Hz), las frecuencias armónicas y otros valores atípicos (*outliers*) [54–56]. Este detector de *outliers* analiza las señales en el dominio de la frecuencia, utilizando la transformada rápida de Fourier, e identifica valores extremos en la parte real e imaginaria del espectro mediante el operador de Hampel (ecuación 2.2). Este operador analiza cada dato ( $x_j$ ) y se detecta un caso atípico cuando la diferencia absoluta entre  $x_j$  y el valor de la mediana ( $x^*$ ) de la señal es mayor que un umbral definido por la ecuación 2.3 [55]. Dado que el tamaño de los datos electromiográficos  $N$  es superior a 10 puntos, el límite  $t$  se fija en 5, según lo recomendado en [57].

$$|x_j - x^*| > t \cdot S \quad j = 1 \text{ to } N \quad (2.2)$$

$$S = 1,4286 \cdot \text{median} \{|x_j - x^*|\} \quad (2.3)$$

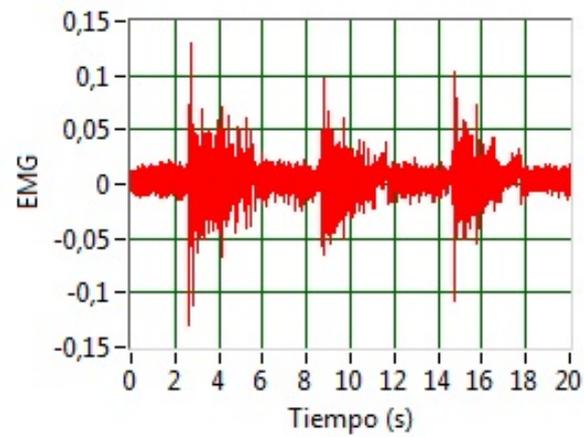
- b) Interpolación espectral. Una vez identificados los *outliers*, es necesario eliminarlos.

Para lo cual se realiza una interpolación espectral a cada valor atípico detectado [58,59]. Este método parte de la suposición de considerar el espectro de la señal como una curva continua. Cada valor atípico detectado  $x_j$  tiene asociado una frecuencia  $f_j$ , luego, el valor “correcto”  $x'_j$  correspondiente a la frecuencia  $f_j$  se puede estimar interpolando entre  $x_{j-1}$  y  $x_{j+1}$ .

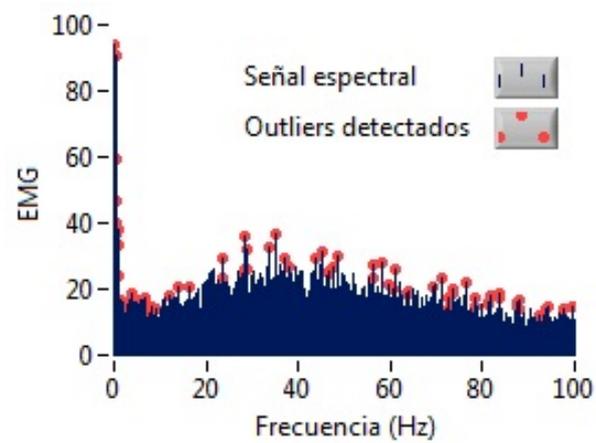
- c) Para volver al dominio tiempo se aplica la transformada inversa de Fourier sobre el espectro corregido.
- d) Posteriormente se aplica un filtro pasa alto Butterworth de orden 2 (frecuencia de corte de 10Hz, ya que la densidad espectral del movimiento de artefactos se encuentra bajo los 20Hz [53]) y un filtro pasa bajo Butterworth de orden ocho (frecuencia de corte de 350Hz, ya que la energía de la señal se encuentra bajo esta frecuencia) con el objetivo de atenuar el ruido instrumental y los artefactos de movimiento que pudieran permanecer en la señal [60]. El filtro se aplicó dos veces, la segunda vez con los datos en orden invertido con el fin de evitar distorsiones en la fase de la señal.
- e) Finalmente, se realiza un proceso de eliminación de ruido (*denoise*) mediante una transformada wavelet [61–63]. Se utilizó la wavelet Daubechies de segundo orden (db2) ya que estudios determinaron que era la wavelet madre más efectiva en procesos de *denoise* de señales EMG [62].

Los resultados de cada etapa se pueden apreciar en la figura 2.11. Para evaluar la eficiencia del proceso de reducción del ruido se calculó el valor RMS de la señal filtrada ( $RMS_{denoise}$ ) y la señal original ( $RMS_{raw}$ ), se aplicó la ecuación 2.4 y se observó una reducción del ruido de la señal filtrada de hasta un 80 %. Los buenos resultados obtenidos en el proceso de eliminación del ruido son debido al hecho de que el ruido es gaussiano, mientras que las señales de EMG son de origen estocástico, por lo que la transformada wavelet puede discriminar y separar ambas señales.

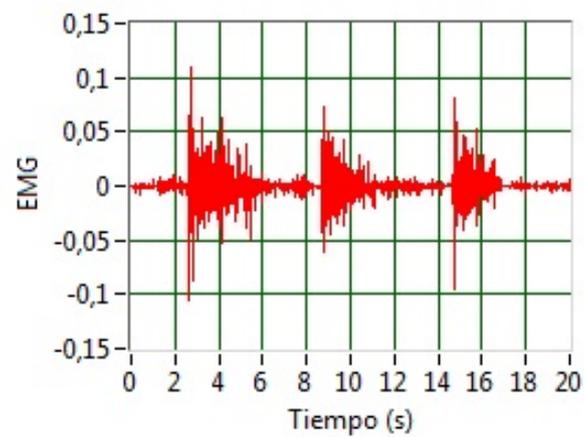
$$\%ruido = \frac{(RMS_{raw} - RMS_{denoise})}{RMS_{raw}} \cdot 100 \quad (2.4)$$



(a)



(b)



(c)

Figura 2.11: Proceso de *denoise* de la señal EMG. (a) Señal original.(b) Identificación de *outliers*. (c) Señal limpia de ruido.

### 2.4.1.3. Extracción de parámetros de la señal EMG

Varias técnicas pueden ser aplicadas con el fin de parametrizar la señal EMG [64], aunque la mayoría de ellas funcionan sólo en señales obtenidas a partir de contracciones musculares estáticas (ejercicios isométricos), donde la señal EMG se puede considerar estacionaria. En contracciones dinámicas (ejercicios dinámicos), en cambio, aparecen otros problemas [65], como son:

- Variaciones en la conductividad muscular producidos por cambios en la longitud, el diámetro y la orientación de las fibras musculares.
- Variación en el reclutamiento de las unidades motoras (UM).
- Los movimientos de los tejidos blandos que causan un cambio en la posición de los electrodos con respecto al origen de los potenciales de acción.

Todos estos factores hacen que la interpretación de señales sEMG sea altamente compleja, debido a su naturaleza no estacionaria. Estudios de fatiga muscular y control mioeléctrico en contracciones dinámicas [52,65–69], muestran que se puede obtener información al deslizar una ventana de 200-300ms a través de la señal EMG, extrayendo segmentos de tiempo en el que la señal se puede considerar semi estacionaria. Para este estudio, se utilizó una ventana de 250ms con un solapamiento del 75 %.

En las investigaciones mencionadas anteriormente, los parámetros más utilizados para caracterizar la señal EMG son la frecuencia media (MNF) y la raíz cuadrada media (RMS), para los dominios de tiempo y frecuencia, respectivamente. MNF se define por la ecuación 2.5, donde  $f_j$  corresponde a la  $j$ -ésima frecuencia del espectro,  $P_j$  es la amplitud del espectro a la frecuencia  $f_j$  y  $M$  es el tamaño del espectro. MNF se utiliza como indicador de la fatiga muscular [70].

$$MNF = \frac{\sum_{j=1}^M f_j \cdot P_j}{\sum_{j=1}^M P_j} \quad (2.5)$$

RMS se define en la ecuación 2.6, donde  $x_i$  es el valor  $i$ -ésimo de la señal EMG y  $N$  su tamaño. El valor RMS se utiliza como un indicador del reclutamiento de las fibras

musculares durante una contracción [52].

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (2.6)$$

### 2.4.2. Señales de fuerza y par

Las señales de fuerza/par no requieren un preprocesamiento como las señales EMG, principalmente debido a que no son tan sensibles al ruido y a que el sensor utilizado es robusto y preciso.

#### 2.4.2.1. Registro

Por medio del sensor ATI Gamma situado en el elemento terminal del robot se obtienen las medidas de las fuerza/par producidas durante la interacción persona-robot. Las señales fueron adquiridas por medio de una tarjeta de adquisición de datos NI PCI-6034E con una frecuencia de muestreo de 31.25Hz. Para suavizar la señal de las vibraciones del robot se utilizó el filtro Savitzky-Golay de primer orden, el cual está basado en el cálculo de una aproximación polinomial local por medio de mínimos cuadrados [71]. La principal característica de este filtro es su capacidad de mantener los máximos y los mínimos relativos, así como el ancho de estos picos [72].

#### 2.4.2.2. Extracción de parámetros de la señal de fuerza/par

A partir de los parámetros del robot, se identificó cada ciclo de flexo-extensión en las señales de fuerza/par. Con estos datos, se obtuvo la curva de fuerza/par vs ángulo de flexo-extensión  $\omega$ , como se muestra en la figura 2.12a. Todos los ciclos fueron promediados, teniendo en cuenta que en la condición  $\mathbb{C}_2$  la ejecución de cada movimiento fue a velocidad variable, por lo que las señales fueron remuestreadas cada un grado para promediarlas correctamente (Fig. 2.12b).

Para estudiar la variación de las fuerzas de interacción, es necesario analizar la forma de las curvas obtenidas y el trabajo realizado en cada ejercicio. Por estas razones, a partir de esta curva y con el fin de caracterizar el efecto de cada desalineamiento, se extrajeron tres parámetros: la pendiente de la curva, las fuerzas/pares de interacción y la energía

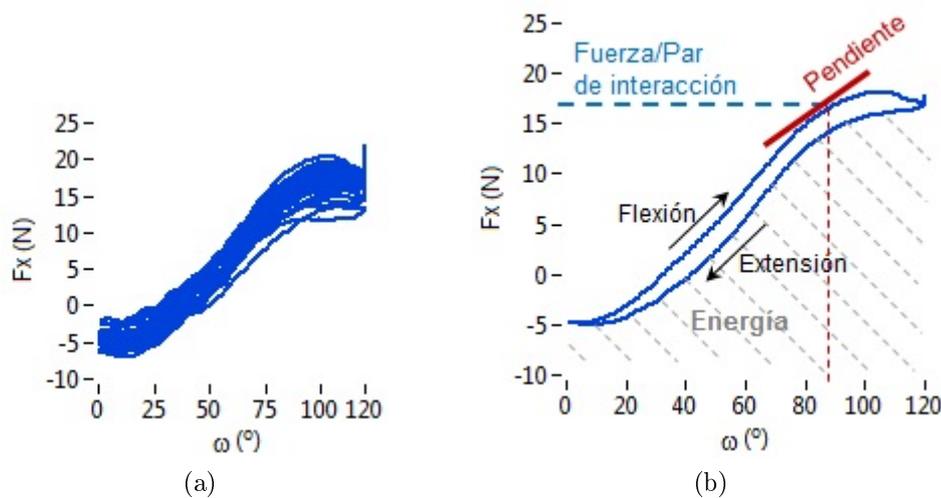


Figura 2.12: Señal de Fuerza vs  $w$  característica. (a) Veinte ciclos de flexo-extensión. (b) Fuerza vs  $w$  promediado. La curva muestra la flexión y la extensión indicadas por las flechas.

normalizada. La pendiente de la curva y las fuerzas/pares de interacción se extraen a ángulos específicos con el fin de ver el comportamiento de la señal. La energía normalizada se calculó con el fin de evaluar el trabajo realizado por el paciente.

- Pendiente de la curva. Con el fin de caracterizar las variaciones de las diferentes curvas promediadas, la pendiente, o gradiente de la curva, se calculó para ángulos específicos ( $0^{\circ}$ - $30^{\circ}$ - $60^{\circ}$ - $90^{\circ}$ - $120^{\circ}$ ) a través de la derivada de la curva en esos puntos. Se obtuvieron estos datos tanto para la flexión como para la extensión.
- Fuerzas/pares de interacción. En  $\mathbb{C}_1$ , las fuerzas/pares medidas corresponden a la resistencia pasiva del sujeto al movimiento. En  $\mathbb{C}_2$  estas medidas corresponden al esfuerzo realizado por el sujeto para efectuar el movimiento. Se calcularon a  $0^{\circ}$ - $30^{\circ}$ - $60^{\circ}$ - $90^{\circ}$ - $120^{\circ}$  para la flexión y la extensión.
- Energía normalizada. El área bajo las curvas de flexión y extensión representa la energía necesaria para realizar el movimiento del miembro superior. Para hacer estas medidas comparables entre distintos sujetos, la energía se normalizó considerando el máximo de la totalidad de los desalineamientos generados.

### 2.4.3. Tratamiento estadístico

Para estudiar el comportamiento de los distintos parámetros según los desalineamientos respecto a la posición alineada inicial A, se realizó un tratamiento estadístico mediante el análisis en dos dimensiones de la varianza (ANOVA-2D). Se calculó la significancia de los parámetros obtenidos respecto a la posición A, considerando las veinte repeticiones y los siete sujetos. Se utilizó un valor de significancia  $p < 0.05$ . Debido al tamaño de la muestra, la normalidad de los datos se comprobó con la prueba de Shapiro-Wilks [73], la cual es una prueba de contraste de normalidad para muestras pequeñas (menos de 30 datos). Todos los programas desarrollados se implementaron con el software LabVIEW NI-2009.

## 2.5. Resultados y discusión

Siendo el objetivo de este capítulo el análisis de las variaciones de los patrones musculares y de las fuerzas de interacción ocasionadas por el desalineamiento, a partir de pruebas en sujetos sanos, se extrajeron parámetros de las señales de fuerza/par y EMG y se compararon con los patrones obtenidos en la configuración inicial A. A partir del análisis de los resultados, se evaluaron los efectos de la transmisión inadecuada de fuerzas en diferentes fases de las terapias.

### 2.5.1. Señales EMG

Evalutando las condiciones  $\mathbb{C}_1$  y  $\mathbb{C}_2$  para cada sujeto, se obtuvieron los valores de MNF y RMS de cada desalineamiento durante los movimientos concéntricos (flexión) y excéntricos (extensión). Debido a la naturaleza no estacionaria de las señales EMG, específicamente al cambio en la longitud y el diámetro de las fibras musculares durante los movimientos de flexión y extensión, las señales se dividieron en seis intervalos, de  $0-20^\circ$  hasta los  $100-120^\circ$  en incrementos de  $20^\circ$ . Las dos funciones descritas anteriormente se calcularon para cada uno de ellos (Fig. 2.13).

Las figuras 2.14, 2.15 y 2.16 muestran el comportamiento de los parámetros MNF y RMS durante la flexión y la extensión para la  $\mathbb{C}_1$  de los músculos braquiorradial, bíceps y tríceps respectivamente, mientras que en las figuras 2.17, 2.18 y 2.19 se observan los

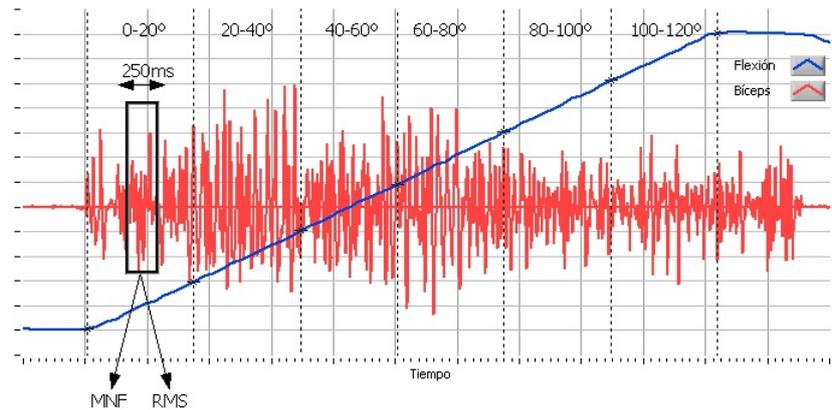


Figura 2.13: Señal EMG del bíceps durante un ejercicio de flexión. La señal está dividida en intervalos de  $20^\circ$ .

resultados para la  $C_2$ . La curva de color negro corresponde a la configuración inicial A y el resto de curvas corresponden a los distintos desalineamientos generados.

Analizando los resultados de los parámetros MNF y RMS, se observa una diferencia significativa ( $p < 0.01$ ) entre la configuración centrada A y las configuraciones desalineadas B, ..., Q. Estos resultados revelan que cuando el dispositivo robótico no está correctamente alineado con las articulaciones biológicas, las fuerzas transmitidas sobre el paciente afectan la normal activación muscular. Este comportamiento se repite en ambas condiciones  $C_1$  y  $C_2$  ( $p < 0.1$ ), por lo tanto, no dependen del nivel de asistencia del robot. Además se encontró una variación no significativa entre sujetos ( $p > 0.5$ ), lo que permite constatar que la sobrecarga muscular se observa en todos los sujetos.

Desde el punto de vista de la activación muscular, los mayores cambios se producen durante la condición sin asistencia  $C_2$ , ya que es el paciente el que realiza la fuerza y por tanto se produce un mayor reclutamiento de fibras musculares. Así, es posible observar que para los músculos bíceps y tríceps, se produjo un aumento progresivo del parámetro MNF a medida que aumentaba el ángulo de flexión ( $p < 0.01$ ) (Fig. 2.18 y 2.19). Este resultado coincide con los obtenidos en [68, 74, 75], y se debe a la mayor velocidad de conducción producida por el acortamiento de la longitud del músculo para ángulos mayores de flexión. El braquiorradial presenta un valor de MNF más estable (Fig. 2.17), sin grandes variaciones entre los diferentes rangos articulares, debido a que no se produce un acortamiento/alargamiento de la longitud del músculo durante la flexo-extensión. Por otra parte, durante los movimientos pasivos ( $C_1$ ) se induce la actividad muscular [76, 77], por lo que

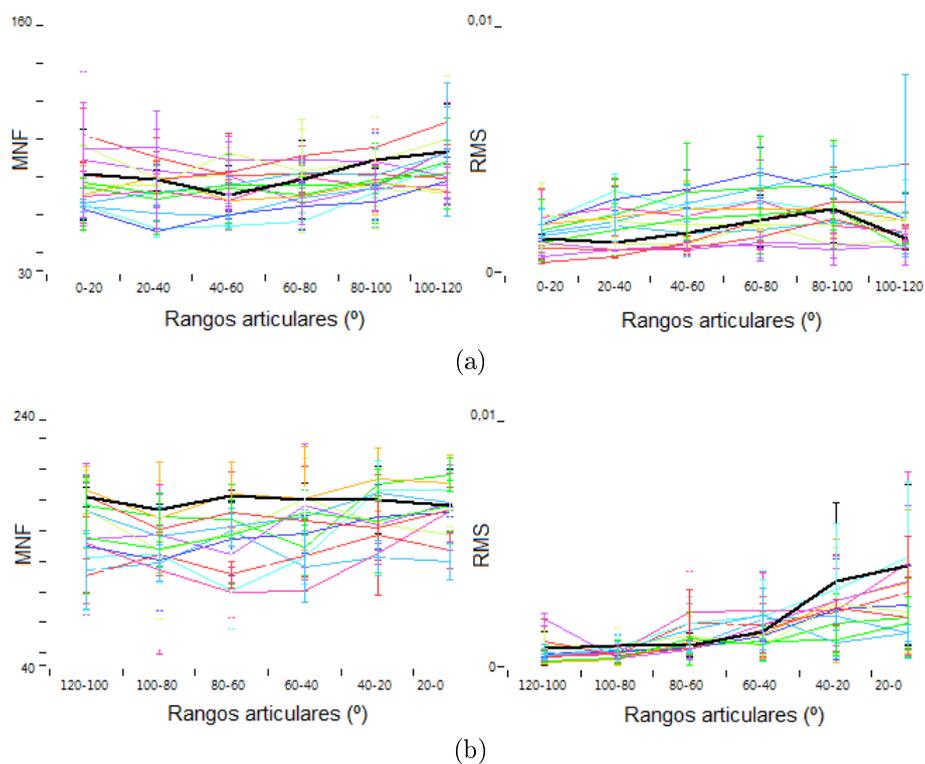


Figura 2.14: Parámetros MNF y RMS extraídos del braquiorradial para  $C_1$ . (a) Músculo braquiorradial durante el movimiento de flexión. (b) Músculo braquiorradial durante el movimiento de extensión.

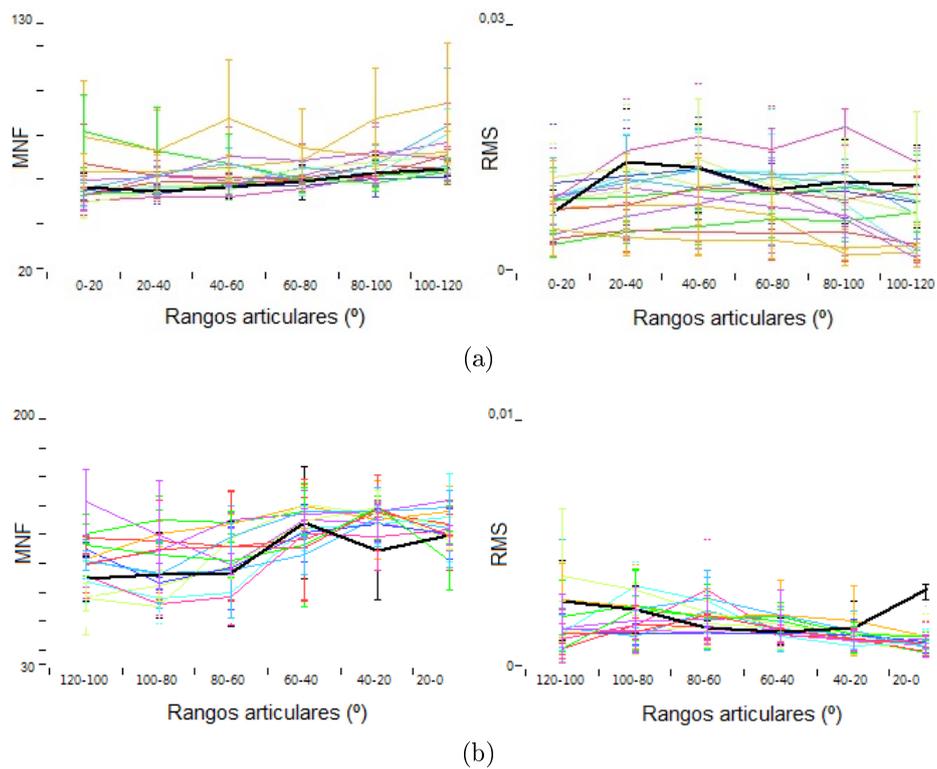


Figura 2.15: Parámetros MNF y RMS extraídos del bíceps para  $C_1$ . (a) Músculo bíceps durante el movimiento de flexión. (b) Músculo bíceps durante el movimiento de extensión.

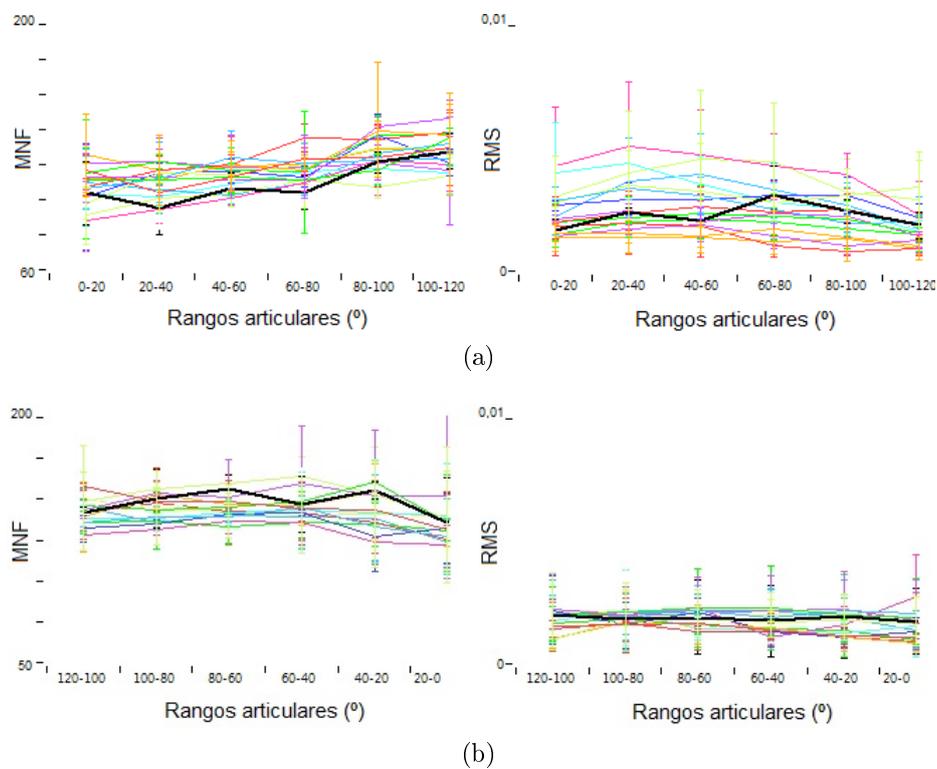


Figura 2.16: Parámetros MNF y RMS extraídos del tríceps para  $C_1$ . (a) Músculo tríceps durante el movimiento de flexión. (b) Músculo tríceps durante el movimiento de extensión.

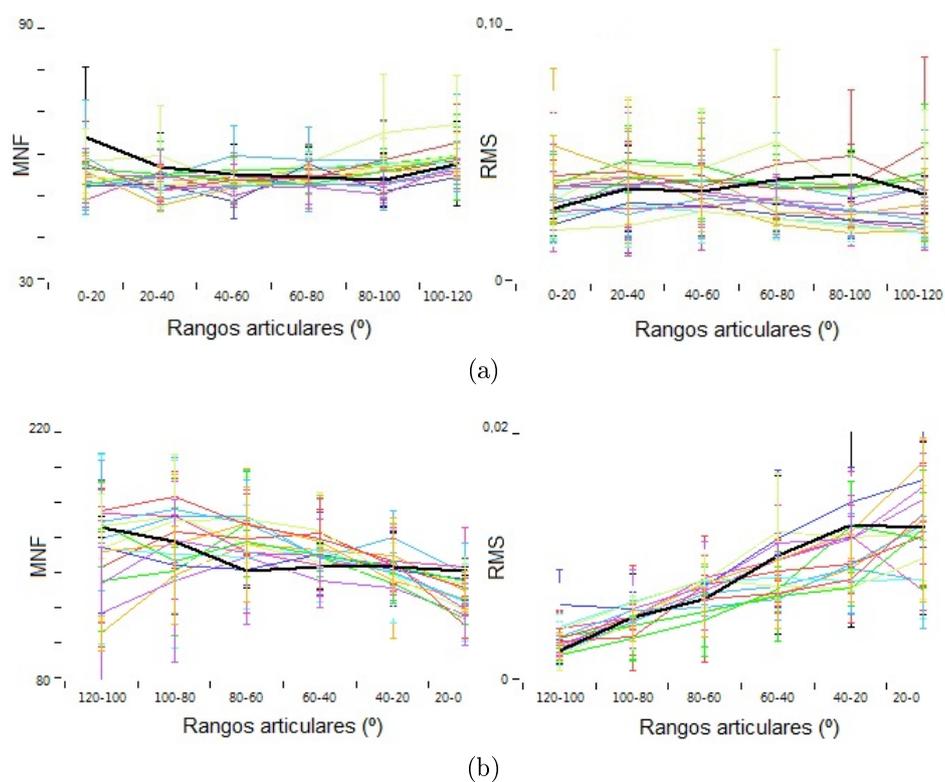


Figura 2.17: Parámetros MNF y RMS extraídos del braquiorradial para  $C_2$ . (a) Músculo braquiorradial durante el movimiento de flexión. (b) Músculo braquiorradial durante el movimiento de extensión.

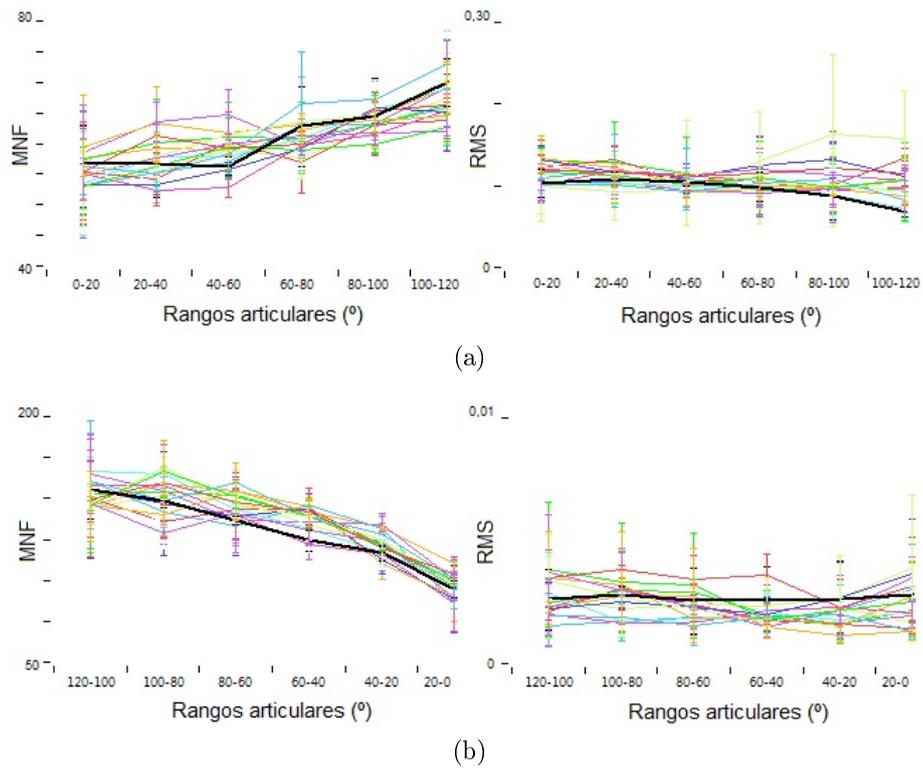


Figura 2.18: Parámetros MNF y RMS extraídos del bíceps para  $C_2$ . (a) Músculo bíceps durante el movimiento de flexión. (b) Músculo bíceps durante el movimiento de extensión.

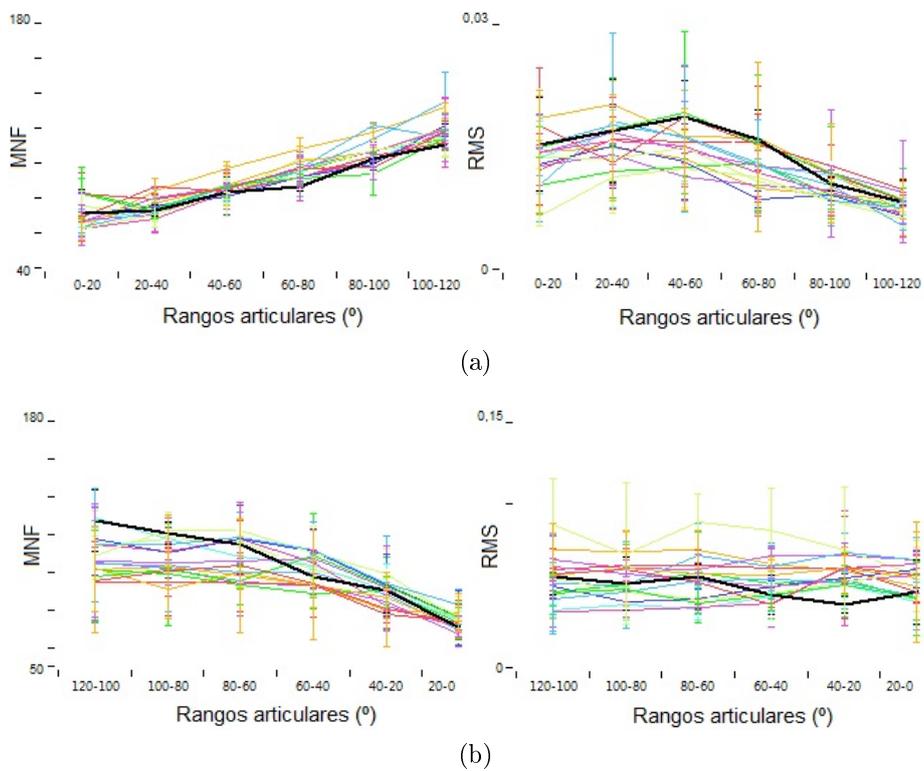


Figura 2.19: Parámetros MNF y RMS extraídos del tríceps para  $C_2$ . (a) Músculo tríceps durante el movimiento de flexión. (b) Músculo tríceps durante el movimiento de extensión.

los músculos braquiorradial, bíceps y tríceps presentan una actividad más estable.

Un comportamiento particular se observa en el músculo bíceps. El valor de MNF fue mayor durante el movimiento de extensión (Fig. 2.15b y 2.18b) que durante el movimiento de flexión (Fig. 2.15a y 2.18a) en ambas condiciones ( $p < 0.01$ ). Dado que la contracción muscular se produce en el movimiento concéntrico, se esperaría el efecto contrario. Sin embargo, [78, 79] han estudiado este comportamiento en el músculo tríceps sural y sugieren que el aumento de la velocidad de conducción (mayor MNF) durante una contracción excéntrica del músculo, se asocia con un reclutamiento selectivo de las unidades motoras rápidas. [68] sugiere que este comportamiento también se produce en el bíceps braquial, situación validada en este estudio. Además, sus valores RMS fueron mayores en flexión que en extensión ( $p < 0.01$ ), resultado que está de acuerdo con lo que se esperaba, ya que en contracciones concéntricas se reclutan más unidades motoras.

El músculo tríceps está involucrado en la extensión del codo. Mientras se realiza el ejercicio completamente asistido, los valores MNF y RMS se comportan de forma estable. En  $\mathbb{C}_2$  se observa que los valores MNF y RMS son significativamente mayores durante la extensión (Fig. 2.19b) que en la flexión (Fig. 2.19a).

Haciendo referencia al efecto de los desalineamientos generados, existe una variación significativa ( $p < 0.01$ ) para los valores de MNF y RMS entre la configuración inicial centrada en A y los diferentes desajustes generados. Este comportamiento se repite en todos los sujetos ( $p > 0.05$ ), tanto para los movimientos pasivos como activos. De los resultados obtenidos, se puede asegurar que el patrón normal muscular es afectado por los desalineamientos ( $p < 0.01$ ), tanto en lo que se refiere al reclutamiento de las unidades motoras como a la velocidad de conducción de sus potenciales de acción. Debido a la complejidad de la señal y a los diversos factores que afectan a las contracciones dinámicas, no es posible extraer un patrón de comportamiento de los valores RMS y MNF bajo sobrecarga por desalineamientos, aunque se ven indicios de que cuando el músculo está activo (durante la flexión para el bíceps y durante la extensión para el tríceps), la frecuencia de activación de las UM (MNF) disminuye; y cuando no participan de forma activa en el movimiento ocurre lo contrario. Por otra parte, cuando el músculo está activo, se ven indicios de que el valor RMS aumenta producto de la sobrecarga ocasionada por el desalineamiento respecto a la configuración alineada y disminuye respecto a A cuando no participa en el movimiento.

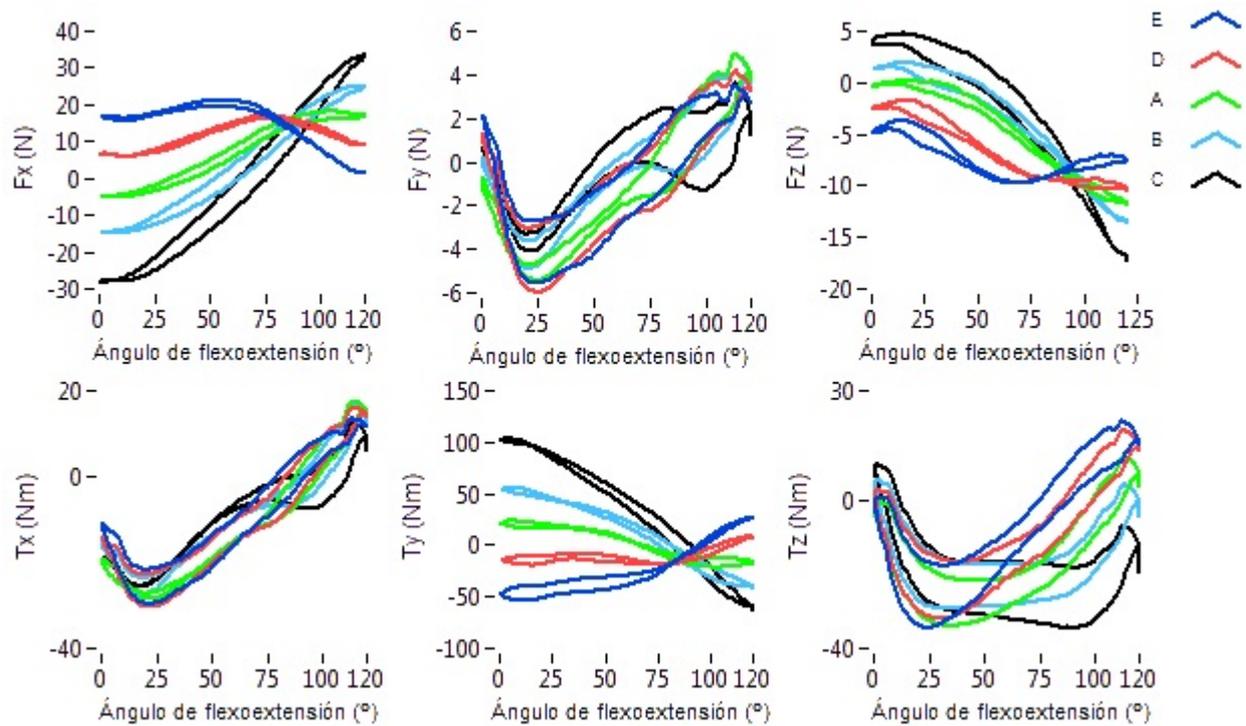


Figura 2.20: Gráfico Fuerza/Par vs Ángulo de flexo-extensión para desalineamientos en la dirección  $x$  durante  $\mathbb{C}_1$ .

### 2.5.2. Señales de fuerza/par

Para cada sujeto, se obtuvieron las curvas de fuerza/par promediadas para las condiciones  $\mathbb{C}_1$  y  $\mathbb{C}_2$  (Fig. 2.12b). A continuación se grafican los datos obtenidos durante una terapia completamente asistida ( $\mathbb{C}_1$ ) tomando al sujeto 1. La figura 2.20, la figura 2.21, la figura 2.22 y la figura 2.23 corresponden a las fuerzas adquiridas para los desalineamientos generados en la dirección  $x$  (E-D-A-B-C), en la dirección  $y$  (I-H-A-F-G), en la dirección  $xy$  (K-J-A-L-M) y en la dirección  $yx$  (O-N-A-P-Q) respectivamente. Para la terapia sin asistencia ( $\mathbb{C}_2$ ) se grafican las figuras 2.24, 2.25, 2.26 y 2.27 para los desalineamientos generados en la dirección  $x$  (E-D-A-B-C), en la dirección  $y$  (I-H-A-F-G), en la dirección  $xy$  (K-J-A-L-M) y en la dirección  $yx$  (O-N-A-P-Q) respectivamente.

A partir de los gráficos fuerza/par vs ángulo de flexo-extensión obtenidos de todos los sujetos, se extrajeron los parámetros descritos anteriormente, con el fin de caracterizar los comportamientos de las curvas. Se promediaron y calcularon las desviaciones estándar para poder representar estos parámetros en un gráfico de barras. Las figuras 2.28, 2.29 y 2.30 corresponden a la energía normalizada, la fuerza de interacción medida a  $0^\circ$  y la pendiente

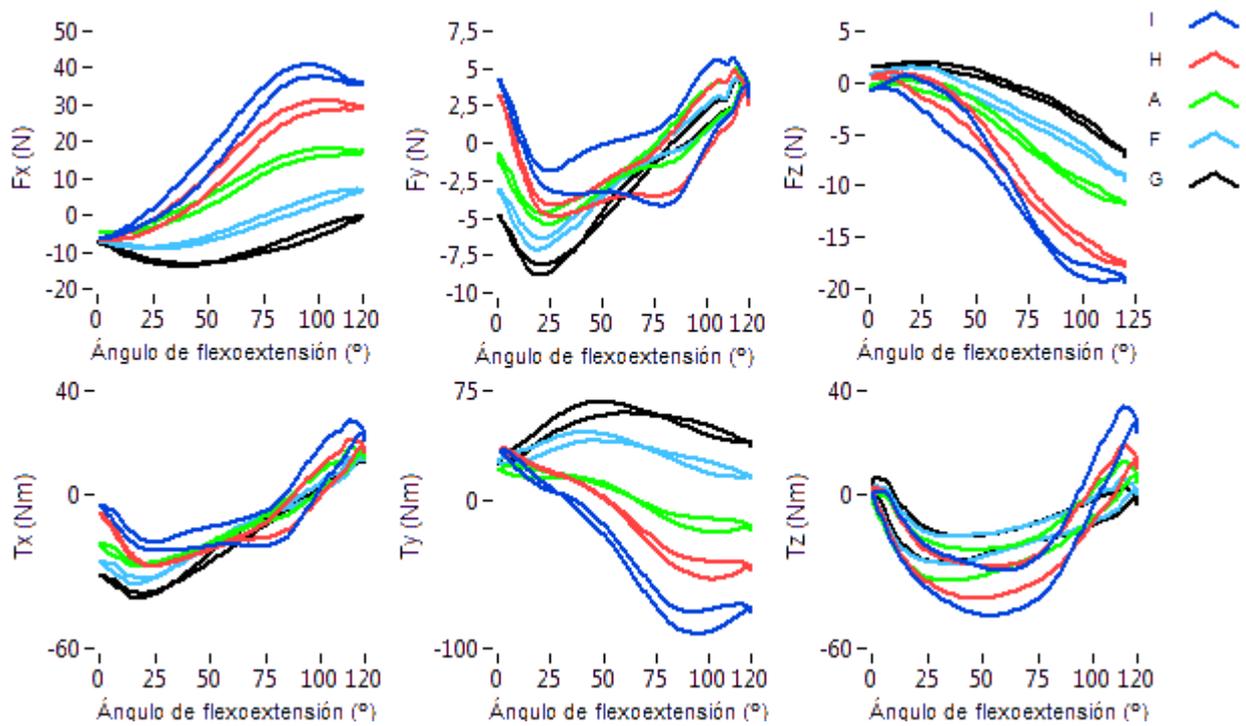


Figura 2.21: Gráfico Fuerza/Par vs Ángulo de flexo-extensión para desalineamientos en la dirección  $y$  durante  $\mathbb{C}_1$ .

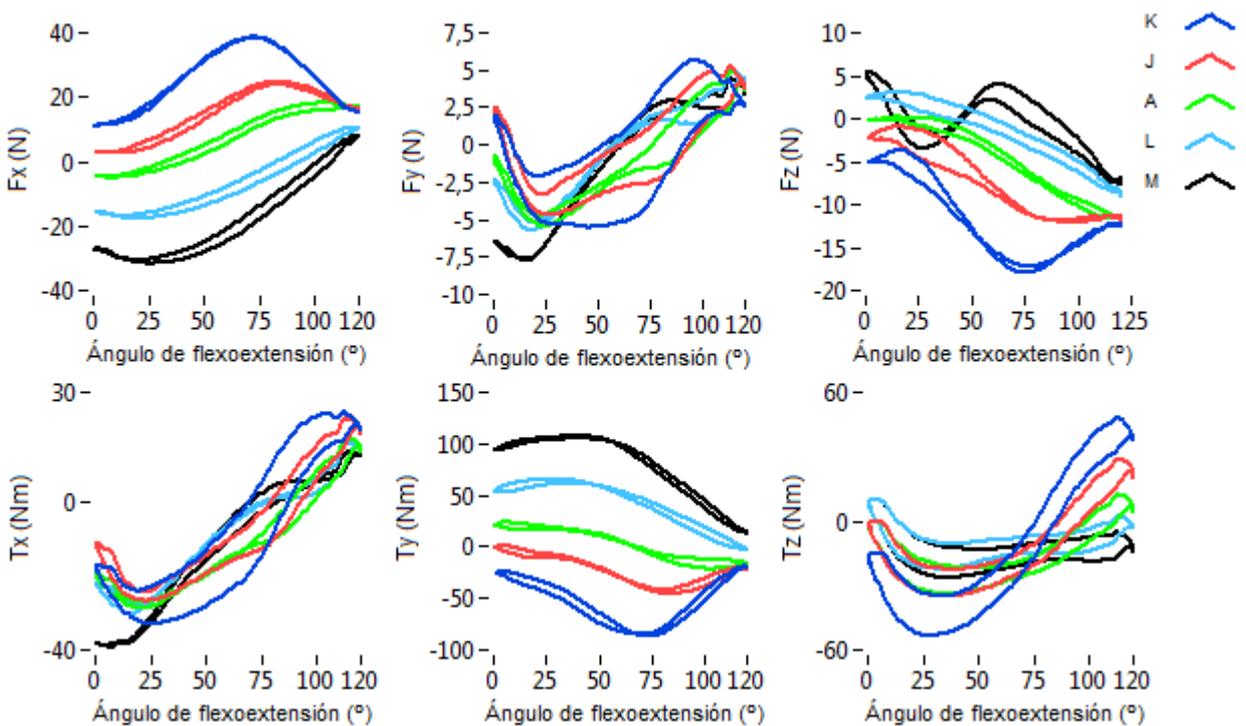


Figura 2.22: Gráfico Fuerza/Par vs Ángulo de flexo-extensión para desalineamientos en la dirección  $xy$  durante  $\mathbb{C}_1$ .

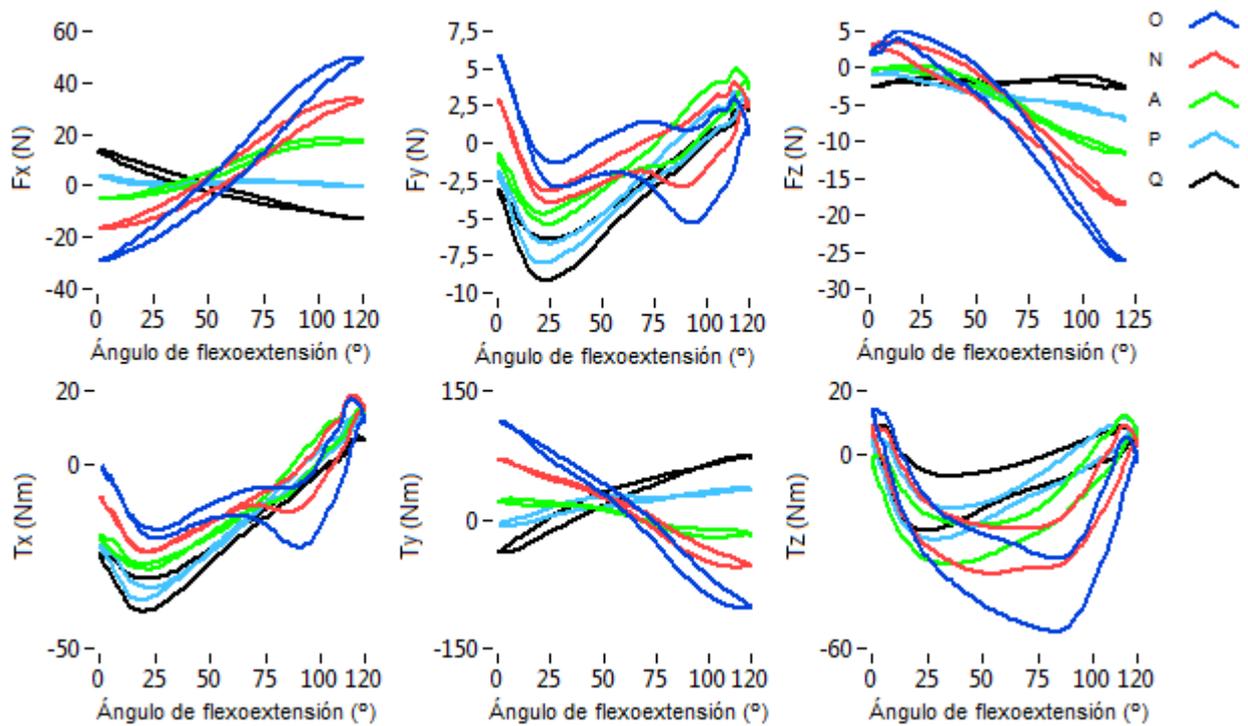


Figura 2.23: Gráfico Fuerza/Par vs Ángulo de flexo-extensión para desalineamientos en la dirección  $yx$  durante  $C_1$ .

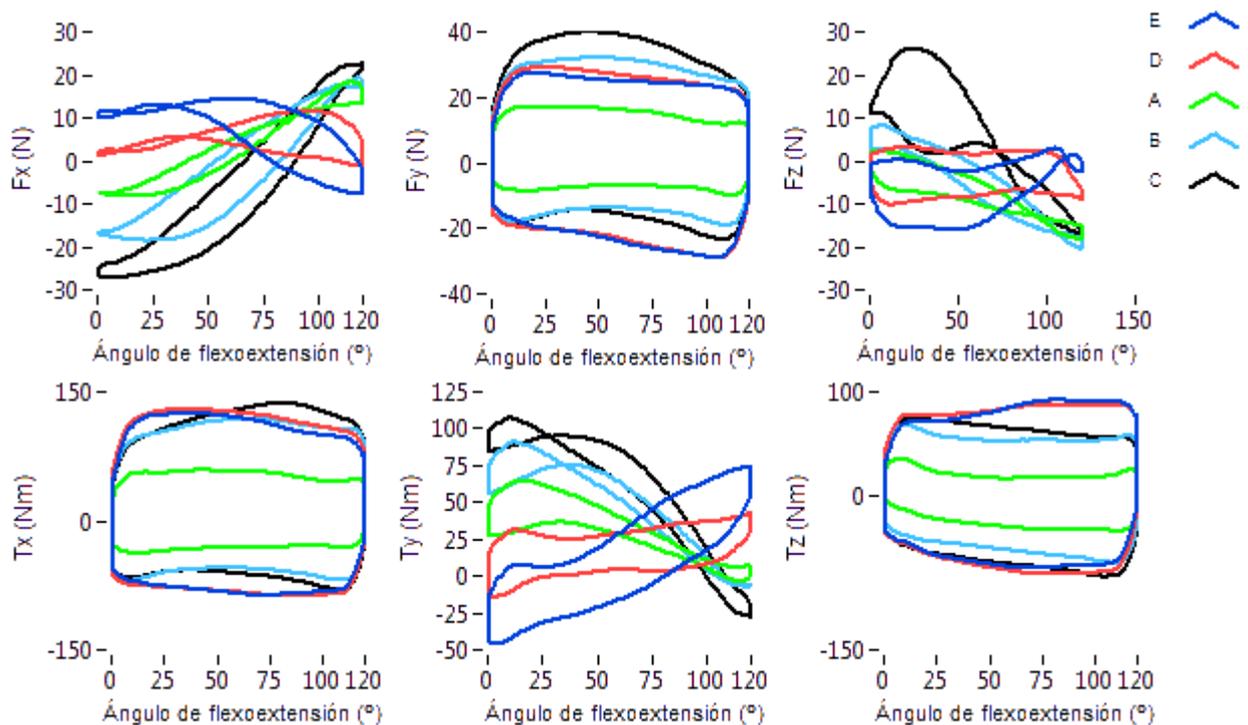


Figura 2.24: Gráfico Fuerza/Par vs Ángulo de flexo-extensión para desalineamientos en la dirección  $x$  durante  $C_2$ .

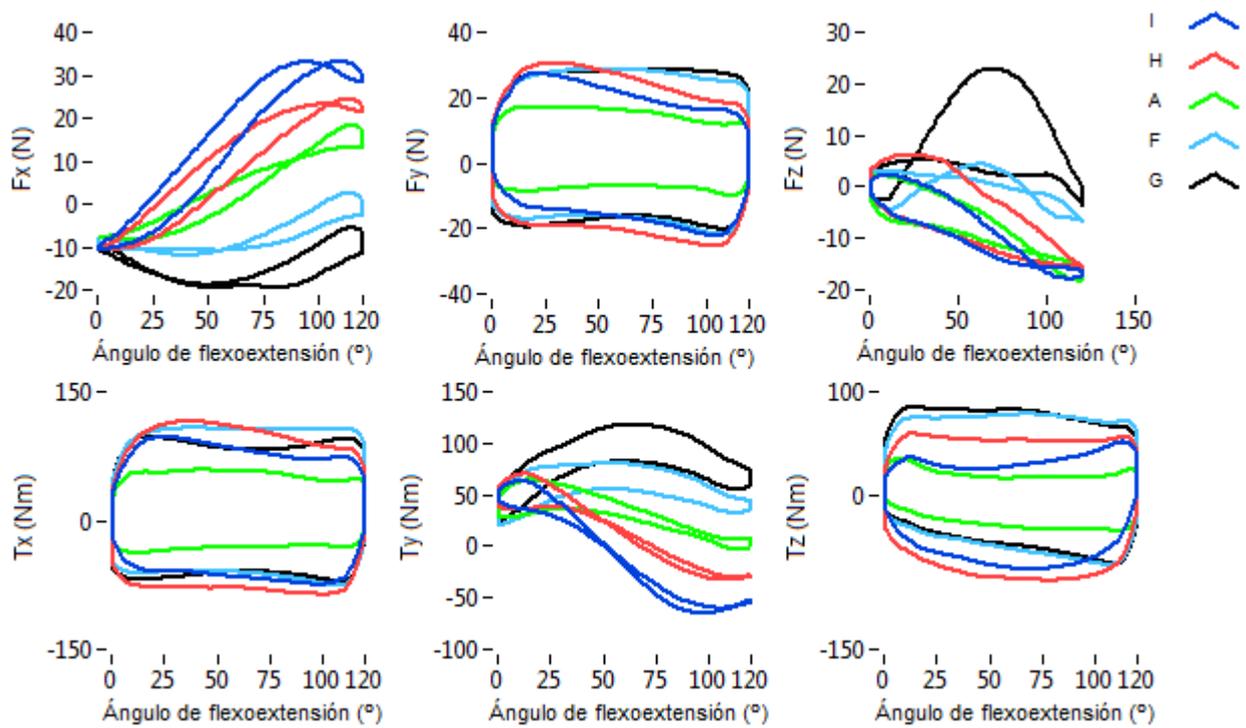


Figura 2.25: Gráfico Fuerza/Par vs Ángulo de flexo-extensión para desalineamientos en la dirección  $y$  durante  $\mathbb{C}_2$ .

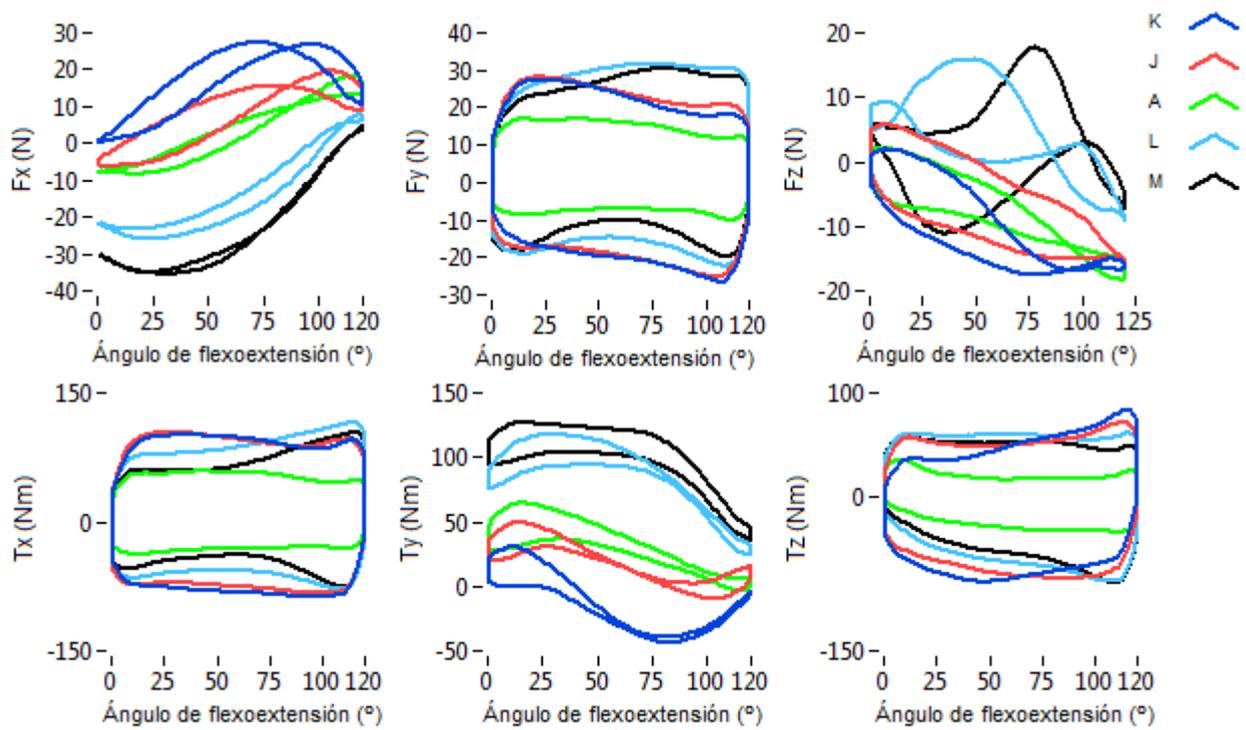


Figura 2.26: Gráfico Fuerza/Par vs Ángulo de flexo-extensión para desalineamientos en la dirección  $xy$  durante  $\mathbb{C}_2$ .

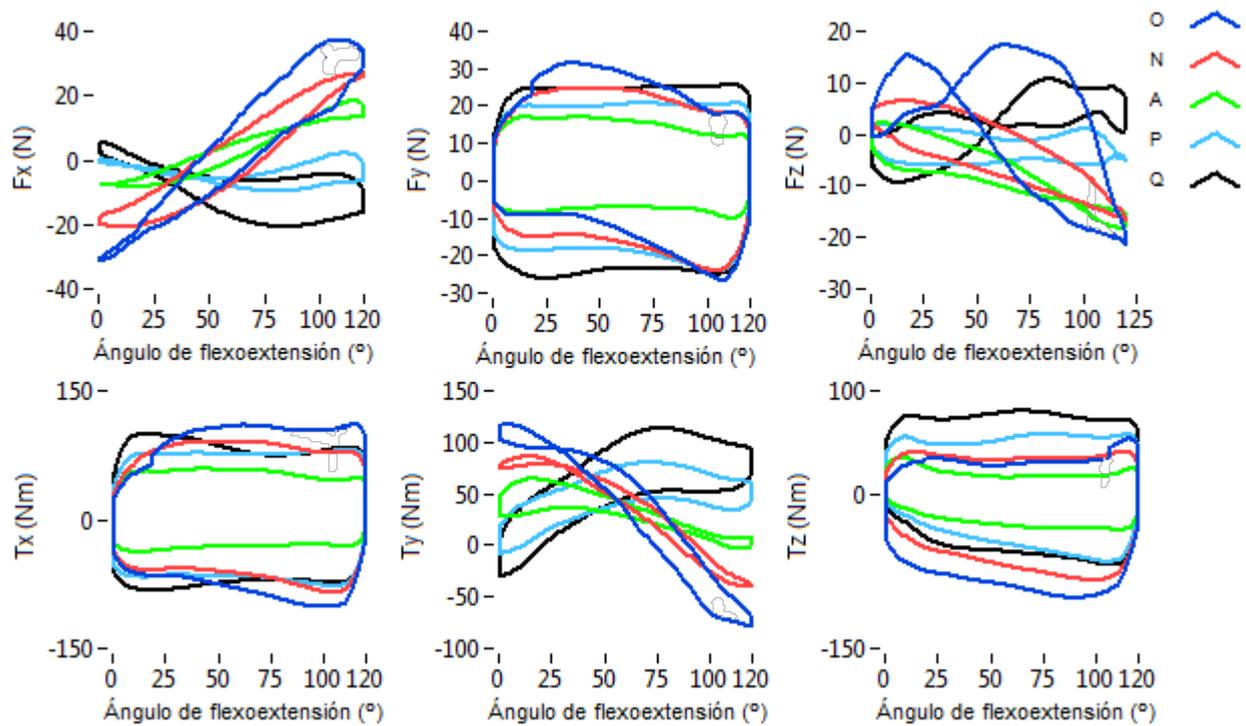


Figura 2.27: Gráfico Fuerza/Par vs Ángulo de flexo-extensión para desalineamientos en la dirección  $yx$  durante  $\mathbb{C}_2$ .

calculada a  $0^\circ$  respectivamente para la componente de la fuerza en la dirección  $x$  durante  $\mathbb{C}_2$ .

A partir de estas figuras, se puede apreciar que el efecto de los distintos desalineamientos genera un patrón que se repite en todos los sujetos. En general, si aumentan los desalineamientos en dirección positiva, aumenta también la pendiente y las fuerzas de interacción. Si aumentan los desalineamientos en dirección negativa, los parámetros también aumentan pero en el sentido contrario al anterior. Sin embargo, en la energía normalizada este comportamiento no se observa. Éste parámetro representa el trabajo del paciente durante el ejercicio, por lo que es de esperar que haya zonas del plano sagital en la cual un desalineamiento ocasione mayores esfuerzos. Para observar si hay una relación entre el trabajo realizado y los desalineamientos generados en el plano sagital (Fig. 2.9b), se construyó un gráfico polar considerando la información de todos los sujetos (Fig. 2.31). Se graficó el valor 1 (máximo valor alcanzable, curva roja) y la energía normalizada de la configuración de inicial A (curva gris) con el fin de establecer límites y referencias para analizar la distribución de energía. Se agruparon los desalineamiento en dos áreas circulares

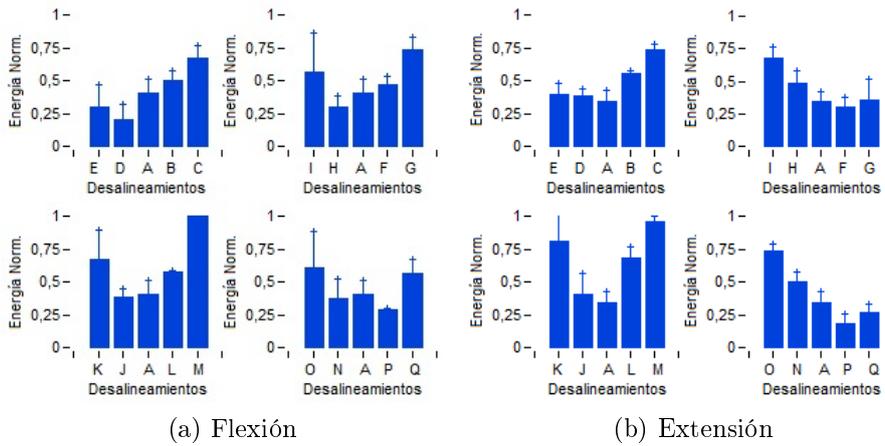


Figura 2.28: Energía normalizada para la fuerza en la dirección  $x$ .

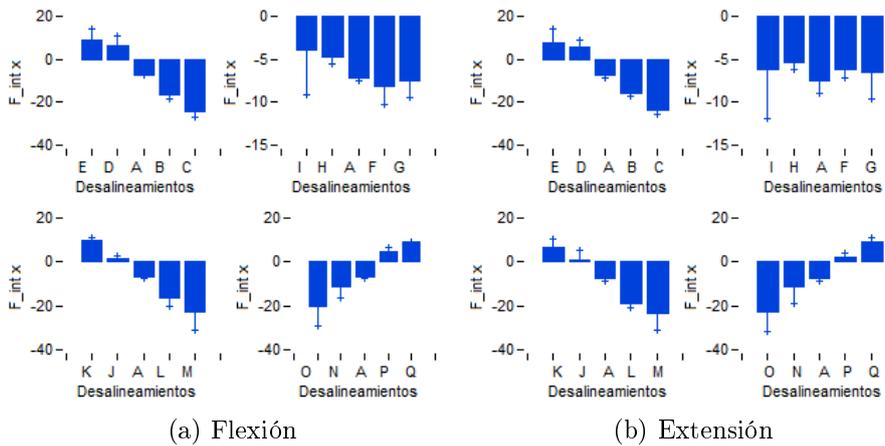


Figura 2.29: Fuerza de interacción en la dirección  $x$  considerando un ángulo de  $0^\circ$ .

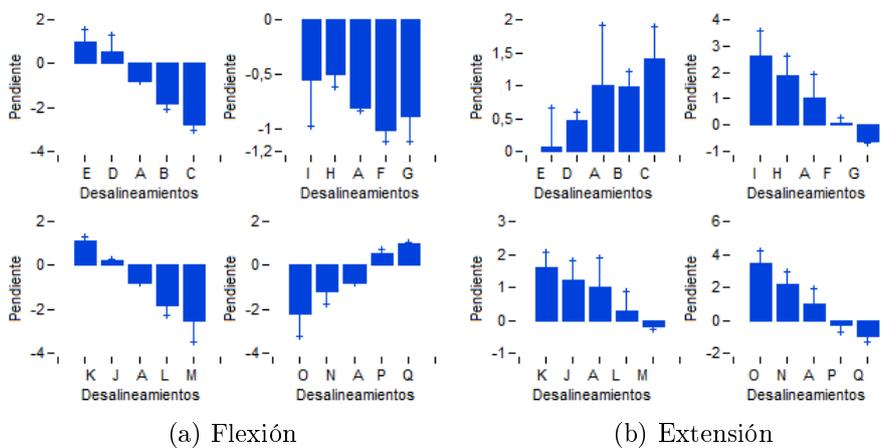


Figura 2.30: Pendiente a los  $0^\circ$  para la fuerza en la dirección  $x$ .

de 15mm y 30mm representadas por las curvas de color verde y azul respectivamente. La figura 2.31 muestra el resultado para las componentes  $F_x$ ,  $F_y$  y  $F_z$  para ambas condiciones  $C_1$  y  $C_2$ , durante el movimiento de flexión. Se observó un comportamiento similar para los movimientos de extensión.

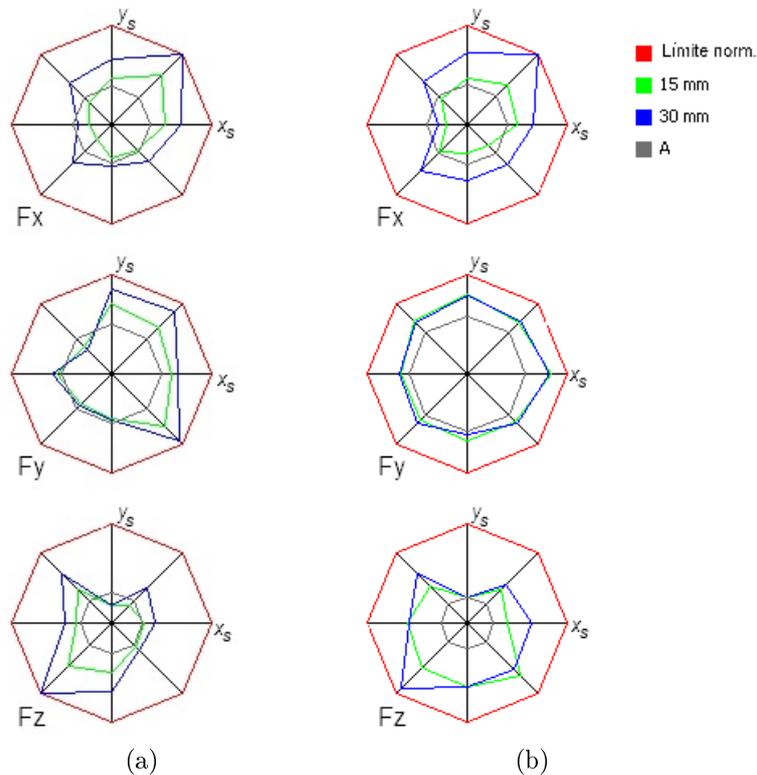


Figura 2.31: Gráfico polar de la energía normalizada realizada durante el movimiento de flexión para las componentes  $x$ ,  $y$ , y  $z$  de la fuerza. (a) 100 % asistencia. (b) 0 % asistencia.

En general, del análisis de los resultados se puede observar que existe una relación directa entre los desalineamientos generados y las fuerzas transmitidas por el robot al paciente y que se produce en todos los sujetos. A continuación se analiza cada componente de las fuerzas y pares:

- $F_x$  : Para todos los sujetos ( $p > 0.05$ ), cuando los desalineamientos aumentan en una dirección, las fuerzas de interacción aumentan también ( $p < 0.01$ ). Este comportamiento se puede observar tanto en los parámetros de la pendiente como en la fuerza de interacción, para todos los ángulos evaluados ( $p < 0.01$ ), así como en los movimientos de flexión y extensión ( $p < 0.01$ ). El grado de asistencia no tiene mayor influencia ni en la magnitud ni en el comportamiento ( $p < 0.05$ ). Para desalineamientos de 30mm

se alcanzaron sobrecargas de más de 50N, lo que implica un incremento de más de un 400 % respecto a un ejercicio con el robot alineado a las articulaciones biológicas. De la figura 2.31 se observa que las mayores sobrecargas se producen para desalineamientos ubicados en la dirección  $x_s^+$  e  $y_s^+$  (desalineamiento M). En esta dirección el codo presenta más rigidez debido a su anatomía articular y los tejidos blandos tienen menos capacidad de absorber la fuerza transmitida por el robot. Esta componente es la más afectada por los desalineamientos. En M, la energía necesaria para realizar la acción dobla a la energía realizada durante la configuración inicial A.

- $F_y$  : Esta componente no es muy afectada por los errores en la alineación, su medición corresponde al peso del antebrazo en  $C_1$  y al esfuerzo necesario para llevar a cabo los movimiento en  $C_2$ . Para un movimiento completamente asistido el peso del antebrazo varía a medida que se produce la flexo-extensión desde su máximo en flexión cero a su mínimo cuando el antebrazo forma un ángulo de  $90^0$  con el brazo (Fig. 2.32). Cuando es el paciente el que realiza la terapia, esta componente corresponde a la fuerza necesaria para realizar el movimiento, por lo que se mantiene relativamente constante durante cada flexo-extensión, situación que se corrobora en la figura 2.31b, donde se aprecia que la energía realizada es la misma sin importar los desalineamientos generados. En la  $C_1$  la zona más afectada (2.31a) se produce en las direcciones  $x_s^+$  (B, C, L, M, N y O).

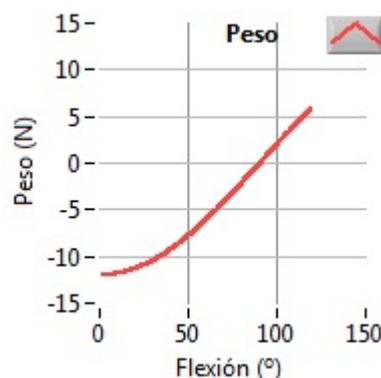


Figura 2.32: Variación del peso del antebrazo con respecto al ángulo de flexo-extensión.

- $F_z$  : Esta componente es afectada por las restricciones al movimiento en el plano sagital que ejerce el robot durante el movimiento de flexo-extensión, el cual impide que

el ángulo de acarreo [80] varíe con la flexo-extensión. La mayoría de los exoesqueletos no consideran este movimiento en el diseño e implementación de la articulación del codo, por lo que la plataforma robótica se programó para restringir este movimiento tal cual como un exoesqueleto. De los parámetros extraídos se observó que cuando el desalineamiento aumenta en una dirección, la fuerza de interacción y la energía normalizada también aumentan ( $p < 0.01$ ). Este efecto se produce en ambas condiciones. La energía necesaria para realizar el ejercicio es mayor en la dirección  $x_s^-$  e  $y_s^-$  (K).

- $T_x$  : No hay cambios significativos en esta componente debido a los desalineamientos generados ( $p > 0.05$ ), en ambas condiciones, aunque los pares aumentan con respecto a la posición alineada A.
- $T_y$  : Esta componente se ve afectada por las restricciones sobre el ángulo de acarreo. El par se incrementa hasta un 400 % respecto a la configuración centrada A, alcanzando hasta 120Nm en algunos sujetos. La energía normalizada, la pendiente y el par de interacción muestran variaciones significativas entre la configuración A y el resto de desalineamientos, para ambas condiciones ( $p < 0.01$ ).
- $T_z$  : No hay cambios significativos entre desalineamientos ( $p > 0.05$ ) para ambas condiciones, a pesar de que los pares se incrementan respecto a la posición alineada A.

Las variaciones producidas en los parámetros extraídos a partir de las curvas fuerza/par vs ángulo de flexo-extensión se observaron en todos los sujetos, sin diferencias significativas entre ellos ( $p > 0.8$ ).

## 2.6. Conclusiones del capítulo

Los resultados demuestran que los desalineamientos cambian el patrón normal de activación del músculo y producen una sobrecarga sobre el paciente. Para el desalineamiento máximo estudiado, de 30mm, se produce una transmisión inadecuada de las fuerzas y pares, los que pueden incrementar sus valores en más de un 400 % para desalineamientos en la dirección  $x$  de 30mm, como se observa en el grupo de sujetos evaluados.

La componente de la fuerza más afectada es en la dirección  $x$ , mientras que para los pares es en la dirección  $y$ . La primera de ellas es causada directamente por los desalineamientos y la segunda se debe a las restricciones sobre el ángulo de acarreo, las cuales maximizan su efecto mientras mayor sea el desalineamiento. La energía necesaria para llevar a cabo los movimientos de flexo-extensión se incrementa para desalineamientos ubicados en las direcciones  $x^+$  e  $y^+$ . Se observó también que esta posición era la posición más incómoda para los pacientes, llegando incluso a producir molestias y dolor.

Con los resultados obtenidos, no se puede concluir que los desalineamientos entre las articulaciones mecánicas de los exoesqueletos y las equivalentes biológicas de los pacientes son la razón principal de la poca efectividad de las terapias asistidas por robot. Aunque los datos proporcionan evidencias de que puede constituir uno de los factores que limitan los efectos terapéuticos de la rehabilitación por medio de robots.

Teniendo en cuenta que el uso de dispositivos robóticos está indicado para pacientes con debilidad muscular, dolor intenso y/o problemas neuromusculares, un ajuste incorrecto de los exoesqueletos a los pacientes y restricciones a los normales movimientos articulares pueden afectar el correcto desarrollo de la terapia y el proceso de recuperación.

La experimentación en este trabajo se llevó a cabo en sujetos sanos, puesto que el objetivo era evaluar el efecto de las fuerzas/pares aplicados sobre el patrón muscular. En base a los resultados obtenidos, estudios sobre pacientes con trastornos neuromusculares podrían proporcionar información, a corto y largo plazo, sobre la relación entre una transmisión inadecuada de las fuerzas causadas por desalineamientos y la eficacia de la terapia robotizada.

De los resultados se concluye que es necesario tener en cuenta la variabilidad antropométrica de los pacientes, el movimiento de los tejidos blandos y la complejidad articular a la hora de desarrollar nuevas terapias asistidas por robot, con el fin de maximizar los beneficios de la utilización de robots en rehabilitación. En este sentido, simplificar el modelamiento de las articulaciones biológicas no es un correcto enfoque, ya que ello obliga al paciente a adaptarse a los movimientos del robot. Es por tanto necesario, diseños mecánicos que permitan que el robot sea el que se adapte al paciente, a la vez que minimicen las fuerzas de interacción.



## Capítulo 3

# Estructura Articular de 3-GdL con Servoadaptación Dinámica

*En este capítulo se estudia la cinemática que permite compensar el movimiento del CIR y de los tejidos blandos a partir de la minimización de las fuerzas de interacción entre el robot y el paciente para poder diseñar estructuras articulares que permitan una servoadaptación dinámica de la ortesis a la anatomía del paciente. Se desarrolla el modelamiento de una articulación de 3 GdL activos y se prueba con modelos anatómicos de articulaciones biológicas, para luego implementarse de forma virtual esta articulación en la programación de la plataforma robótica. El modelo requiere el conocimiento a priori de la ubicación del centro de rotación, por lo cual se plantea una estrategia de control capaz de estimar el centro instantáneo de rotación de la articulación biológica por medio de la minimización de las fuerzas generadas sobre el paciente. Se realizan pruebas sobre sujetos sanos y se evalúa el desempeño del sistema articular.*

En el capítulo anterior se comprobó que un aumento del desalineamiento entre las articulaciones del robot y sus equivalentes biológicas incrementaba la transmisión de fuerzas sobre el paciente y sobrecargaba sus músculos. Estos desalineamientos se producen debido al mal ajuste del exoesqueleto sobre el paciente y a la simplificación del diseño articular que impide al exoesqueleto compensar el movimiento de los tejidos blandos y la roto-traslación de las articulaciones biológicas.

Del estudio del estado del arte realizado se puede comprobar que algunos investigadores han buscado soluciones que permitan alinear los ejes de rotación de los exoesqueletos con los de sus homólogas biológicas. La opción más utilizada es buscar elaborados diseños mecánicos de la estructura del exoesqueleto que permita a los actuadores coincidir su eje de rotación con el biológico, sin embargo no toman en cuenta los movimientos de los tejidos blandos, variaciones del CIR de la articulación biológica ni desajustes durante el ejercicio. Otra solución es añadir 1 o más grados de libertad pasivos a las articulaciones mecánicas. Gracias a esto se pueden compensar los desplazamientos relativos entre la extremidad del paciente y su sujeción. Es una alternativa relativamente simple de implementar, ya que estos grados de libertad adicionales no requieren de la implementación de un sistema de control ni tampoco se adaptan de forma activa al movimiento. Aunque no existen estudios de las fuerzas de interacción que se logran transmitir al paciente, el hecho que sean pasivos implica que el investigador o terapeuta no tiene un control sobre esta transmisión de fuerzas y cómo se compensan los desajustes, además estos mecanismos pasivos tienen un rango bastante limitado de compensación del movimiento [29].

Con el fin de tener un completo control sobre las fuerzas que se transmiten al paciente y buscando no sólo reducir sino minimizar las fuerzas de interacción, se plantea optimizar el comportamiento de la articulación mecánica del codo, de un grado de libertad, mediante el diseño de un sistema articular activo redundante de tres GdL, con el objetivo de obtener un centro de rotación capaz de adaptarse en función de las necesidades del paciente; ya sea para ajustarse al tamaño del paciente, compensar el movimiento de los tejidos blandos y realinearse durante la ejecución del movimiento. Cabe destacar que si bien el estudio está enfocado en el codo, el trabajo es válido para cualquier articulación que rote en torno al plano sagital y frontal (flexo-extensión y abducción-aducción del hombro, flexo-extensión y abducción-aducción de la muñeca, flexo-extensión y abducción-aducción de la cadera,

flexo-extensión de la rodilla y flexo-extensión del tobillo), como se indica en la figura 3.1.

El diseño mínimo para un sistema con CIR adaptativo es un sistema de 3 grados de libertad, ya que un sistema de 2 GdL no puede rotar en torno a un punto fijo. Como se muestra en la figura 3.2, una rotación de sus articulaciones A-B ocasiona que se desplace el centro de rotación desde  $\mathbf{O}$  hasta  $\mathbf{O}'$ .

Un sistema con 3 articulaciones A-B-C como la figura 3.3 permite que la articulación B se “ajuste” tal que el centro de rotación  $O$  no varíe mientras el sistema rota. El conjunto de articulaciones que permitan los 3 grados de libertad y que giren respecto a un mismo centro de rotación se denominará *sistema articular*. Más grados de libertad supone complicar el diseño, la cinemática, el control y el consumo de energía, por lo que no se justifica.

El sistema articular propuesto está formado por 3 articulaciones A, B y C (Fig. 3.3), que rotan en torno a un centro común  $\mathbf{O}$ , lo que permite un movimiento de roto-traslación para ajustar el centro de rotación a los requerimientos del paciente. Como se ha mencionado anteriormente, el ajuste del centro de rotación se hará efectivo en dos circunstancias:

- a) Para ajustar las dimensiones del exoesqueleto al tamaño del paciente.
- b) Para alinear el centro de rotación del exoesqueleto con el del codo mientras éste realiza movimientos.

Para adaptar las dimensiones de acuerdo al tamaño del paciente primero se posiciona el exoesqueleto con el sistema articular sobre la extremidad. Se mide la posición del centro de rotación de la articulación biológica y luego se ajusta el sistema articular, todo esto al inicio de la terapia: Esta adaptación a las medidas antropométricas del paciente se debe mantener durante el desarrollo de la terapia, es decir, es un reajuste fijo. Para compensar desajustes que se produzcan entre los centros de rotación (biológico/mecánico), se debe realinear de forma activa durante el movimiento, por lo que se requiere un reajuste constante según cómo se mueva el paciente. Ambas acciones pueden ser combinadas como también ser estudiadas por separado. A continuación se estudiarán ambos casos por separados, modelando el sistema articular tal que cumpla con los requerimientos de un reajuste al inicio de la terapia sin compensación del CIR y posteriormente de un reajuste tanto al inicio de la terapia como del CIR durante el movimiento.

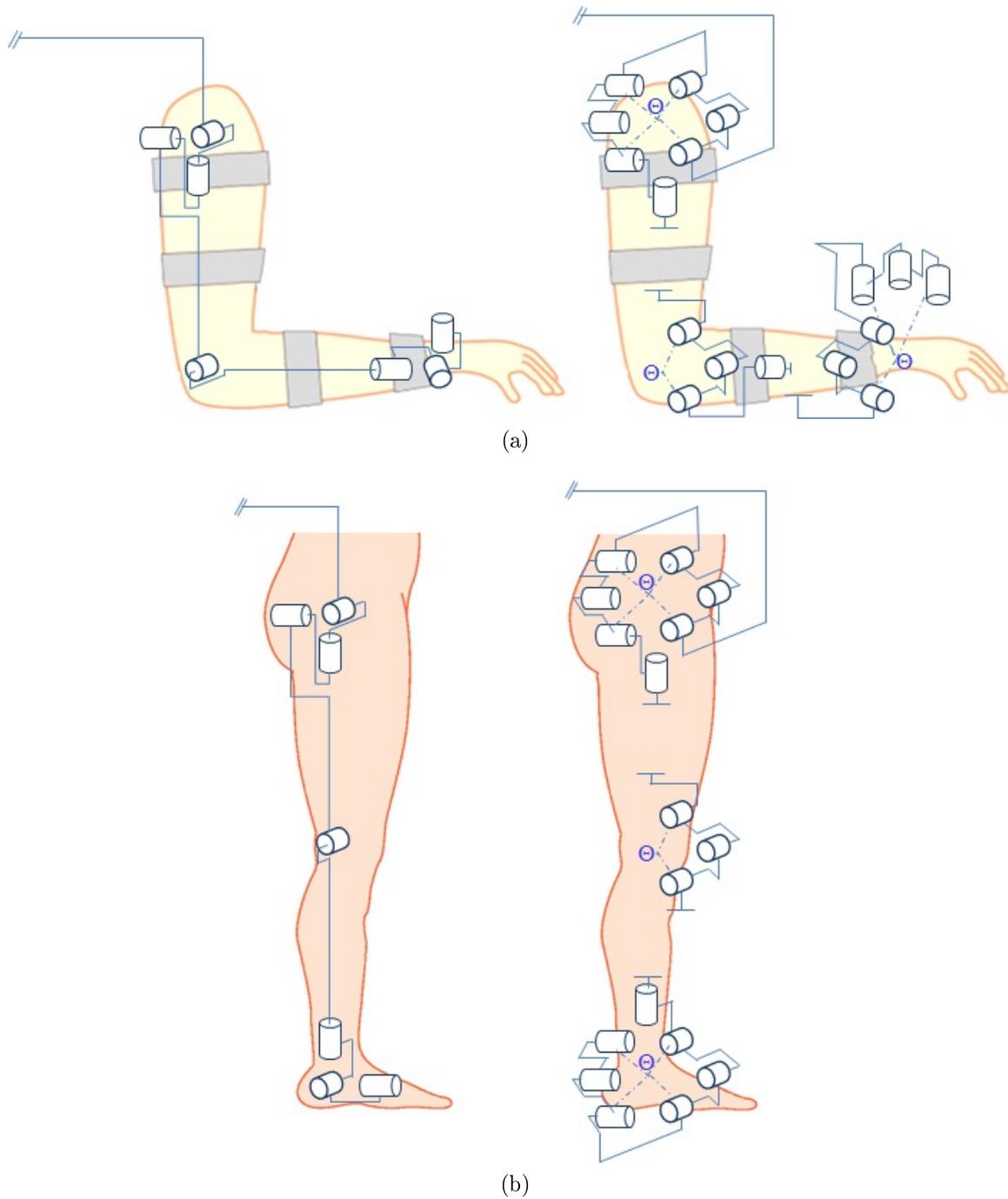


Figura 3.1: Sistema articular aplicado a otras articulaciones de las extremidades superior e inferior. (a) Extremidad superior. (b) Extremidad inferior.

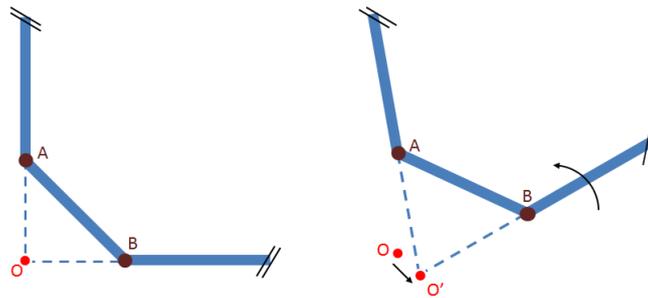


Figura 3.2: Variación del centro de rotación  $O$  hasta  $O'$  para un sistema de 2 GdL.

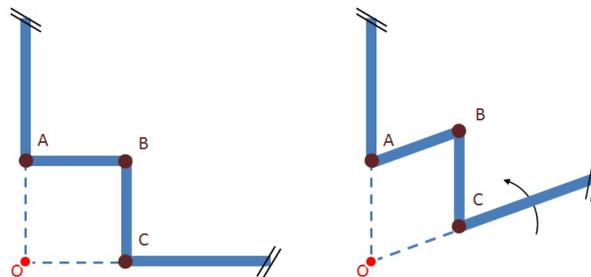


Figura 3.3: Rotación en torno a  $O$  de un sistema de 3 GdL.

### 3.1. Centro de rotación del codo invariante durante su movimiento

En un principio se supondrá que el centro de rotación del codo no varía durante el movimiento de flexo-extensión y permanece fijo en un punto, tal como se modela en la mayoría de exoesqueletos robotizados. El utilizar este modo de funcionamiento no se justifica a la hora de implementar una terapia de rehabilitación y/o asistencial, ya que no se minimizan las fuerzas de interacción, sin embargo su uso sí es válido cuando la terapia busca un fortalecimiento muscular y el paciente debe realizar movimiento contra resistencia. En este caso el sistema articular debe comportarse como un sistema rígido para no ocasionar un daño muscular al paciente, ya que es el paciente el que transmite fuerzas sobre el robot por lo que el sistema articular no debe minimizar fuerzas sino proveer una estructura rígida para absorber estas fuerzas sin movimientos relativos.

Considerando el centro de rotación fijo, el sistema articular sólo se ajusta al inicio de la terapia para “acomodarse” al tamaño del paciente y mantiene esta configuración mientras se ejecuta la terapia. Dado este ajuste inicial, es necesario obtener la cinemática del sistema articular y determinar las ecuaciones del movimiento.

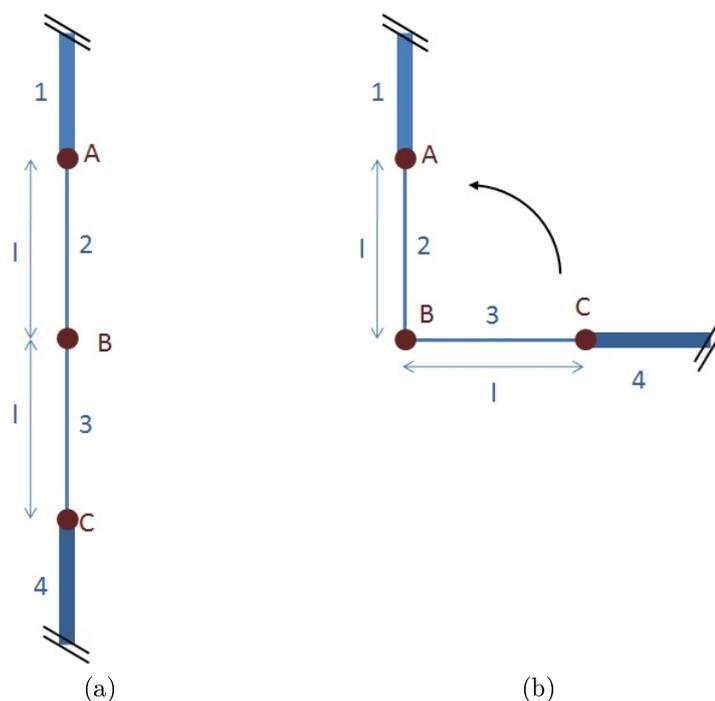


Figura 3.4: Cadena cinemática con sólo una articulación activa. (a) Máxima extensión. (b) Articulación B activa.

Sea una cadena cinemática abierta compuesta por 4 eslabones ( $1-2-3-4$ ) y 3 articulaciones (A, B, C), donde  $l$  es constante y corresponde a la longitud de los eslabones 2 y 3 (Fig. 3.4a). Es posible comprobar que manteniendo las articulaciones A y C fijas, tal que los eslabones 1-2 además de los eslabones 3-4 se muevan como un solo eslabón, y rotando sólo la articulación B, la cadena se comporta como un sistema de 1 grado de libertad (Fig. 3.4b).

En la figura 3.4a el sistema se encuentra en su máxima longitud. A partir de este punto, el sistema sólo puede disminuir su longitud para ajustarse a los requerimientos del paciente. Es importante resaltar que el centro de rotación se encuentra en la misma articulación B.

Si se requiere una reducción de la longitud de la cadena para ajustarse al tamaño específico de un paciente, las articulaciones A y C pasan a tener un rol activo y se requiere un posicionamiento inicial del sistema como lo indica la figura 3.5. Al formarse un triángulo isósceles, los ángulos  $\alpha$  y  $\gamma$  son iguales y se calculan a través de la suma de ángulos interiores del triángulo. Por otro lado, se calcula el ángulo  $\beta$  deseado según la distancia que se quiere disminuir a través del teorema del coseno, donde  $\Delta$  es la variable que permite extender o reducir la dimensión del conjunto articular. Las ecuaciones 3.1 gobiernan los actuadores

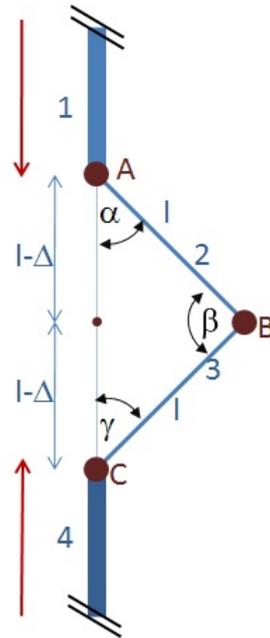


Figura 3.5: Desplazamiento de los eslabones 1 y 4 para reducir la longitud de la cadena por medio de las articulaciones A y C.

para efectuar el posicionamiento inicial.

$$\begin{aligned}
 (2(l - \Delta))^2 &= 2l^2 - 2l^2 \cos \beta \\
 \cos \beta &= \frac{2l^2 - (2(l - \Delta))^2}{2l^2} \\
 \cos \beta &= 1 - 2 \left(1 - \frac{\Delta}{l}\right)^2
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 \beta &= \arccos \left(1 - 2 \left(1 - \frac{\Delta}{l}\right)^2\right) \\
 \alpha &= \gamma = \frac{\pi - \beta}{2}
 \end{aligned} \tag{3.1}$$

Una vez efectuado el posicionamiento inicial y determinados los ángulos  $\alpha$ ,  $\beta$  y  $\gamma$ , es necesario que las tres articulaciones giren en torno a un mismo centro de rotación  $O$  durante la ejecución del movimiento, para lo cual se toma el triángulo formado por el eslabón 2 y su proyección (figura 3.6) y se aplica el teorema del seno junto a identidades trigonométricas.

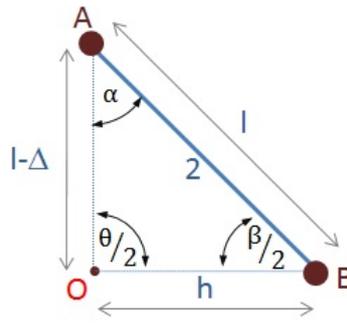


Figura 3.6: Triángulo para el cálculo de las ecuaciones del movimiento.

$$\begin{aligned}
 \frac{l - \Delta}{\sin(\beta/2)} &= \frac{l}{\sin(\theta/2)} \\
 l \cdot \sin(\beta/2) &= (l - \Delta) \cdot \sin(\theta/2) \\
 \sqrt{\frac{1 - \cos \beta}{2}} &= (1 - \Delta/l) \cdot \sqrt{\frac{1 - \cos \theta}{2}} \\
 1 - \cos \beta &= (1 - \Delta/l)^2 \cdot (1 - \cos \theta) \\
 \cos \beta &= 1 - (1 - \Delta/l)^2 \cdot (1 - \cos \theta)
 \end{aligned}$$

Con lo cual, las ecuaciones del movimiento son (Ec. 3.2):

$$\begin{aligned}
 \alpha &= \gamma \\
 \beta &= \arccos \left( 1 - (1 - \Delta/l)^2 \cdot (1 - \cos \theta) \right) \\
 2\pi &= 2\alpha + \beta + \theta
 \end{aligned} \tag{3.2}$$

donde  $\theta$  es el ángulo del sistema articular en su conjunto y físicamente corresponde al ángulo real de flexo-extensión del exoesqueleto, es decir, es el movimiento angular que se requiere del sistema articular. Este valor viene dado por la cinemática inversa del robot y es conocido a efectos del cálculo. Las articulaciones A, B, C corresponden físicamente a los actuadores del sistema articular y  $\alpha$ ,  $\beta$  y  $\gamma$  son las ecuaciones que gobiernan su movimiento. Los eslabones 1 y 4 son la estructura del exoesqueleto mientras que los eslabones 2 y 3 corresponden a la estructura que une los tres actuadores. Si bien en esta modalidad el sistema articular no es capaz de compensar los desajustes durante la terapia, sí permite un ajuste exacto a las medidas del paciente, eliminando así una de las causas del desalineamiento.

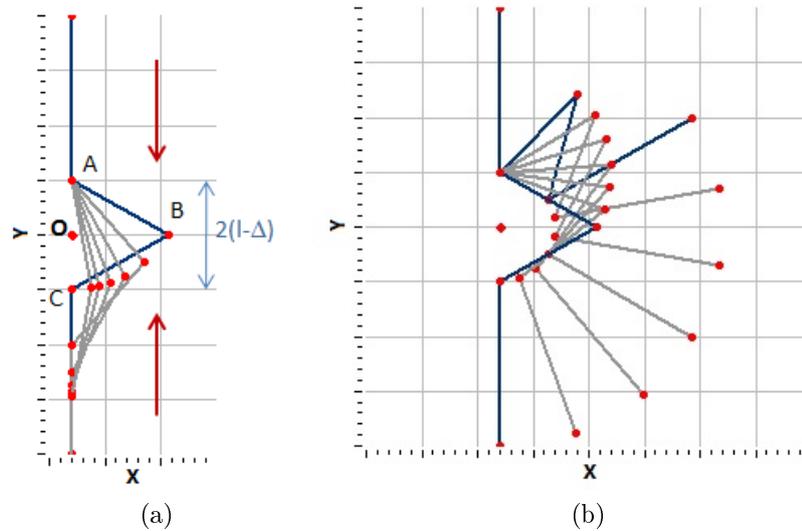


Figura 3.7: Funcionamiento del sistema articular en torno a un centro de rotación fijo. (a) Ajuste inicial del sistema articular. (b) Rotación en torno a un centro fijo.

Considerando que los eslabones 1 y 4 miden 15cm y los eslabones 2 y 3 10cm respectivamente, la cadena articular en su máxima extensión mediría 50cm. Si se quiere ajustar a un paciente cuya extremidad superior mide 40cm (20cm el antebrazo y 20cm el brazo), sería necesario ajustar el sistema reduciendo 10cm la longitud de la cadena, por lo que se toma un valor  $\Delta=5\text{cm}$  (Tabla 3.1) y se procede a aplicar la ecuación 3.1 para que los actuadores adapten el exoesqueleto al paciente. El movimiento de la cadena articular se observa en la figura 3.7a y las órdenes a los actuadores para el ajuste en la figura 3.8a. A partir de esta posición, se desarrollaría el movimiento de flexo-extensión ( $\omega$ ), de  $0^\circ$  a  $120^\circ$ , rotando respecto a un centro de rotación fijo (como lo hacen la mayoría de exoesqueletos) y manteniendo las dimensiones de la configuración inicial (Fig. 3.7b). Aplicando la ecuación 3.2 se obtienen los comandos para el control de los actuadores (Fig. 3.8b).

Variabes	$l(\text{cm})$	$\Delta(\text{cm})$	$\omega$
Valores	10	5	$0^\circ\text{-}120^\circ$

Cuadro 3.1: Valores de las variables a configurar del sistema articular

Con la capacidad de ajuste a las dimensiones del paciente de este sistema articular, no sólo se puede reducir el desalineamiento y por ende las fuerzas de interacción, sino que además permite que un mismo exoesqueleto sea capaz de ser usado por una gran variedad de pacientes, ya sean niños, adultos, etc.

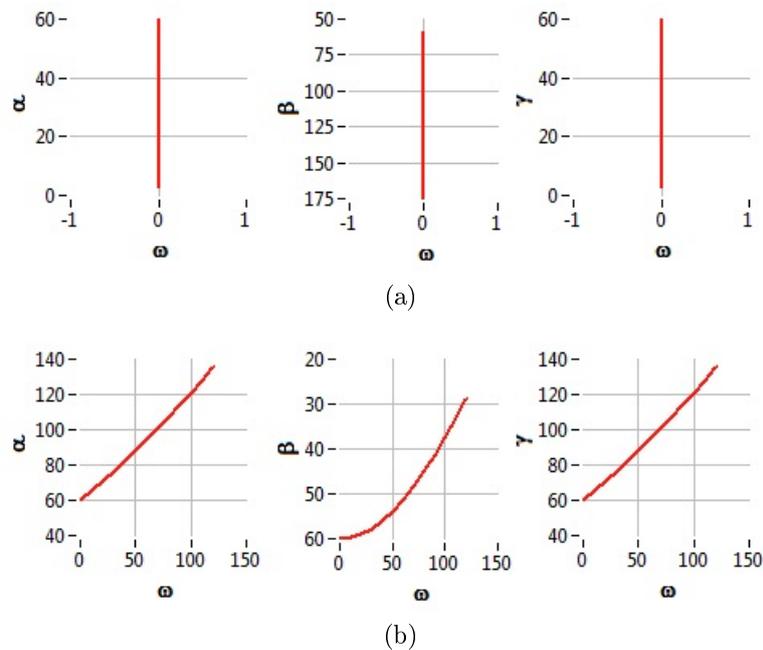


Figura 3.8: Movimiento de los actuadores. (a) Ajuste inicial (b) Rotación en torno a un centro fijo

### 3.2. Centro de rotación del codo variable durante su movimiento

Para el caso más complejo en el cual el sistema articular debe mantenerse alineado a la articulación del paciente durante el movimiento y considerando que se ha producido ya el ajuste inicial, se deben cumplir tres condiciones:

- Mantener el ajuste inicial durante el movimiento.
- Los tres actuadores deben rotar en conjunto en torno a un mismo centro de rotación para obtener el ángulo de flexo-extensión  $\omega$  deseado.
- Mantenerse alineado con el centro de rotación del codo, es decir, poseer un centro de rotación variable.

Según estas condiciones, los movimientos de los actuadores  $\alpha$ ,  $\beta$  y  $\gamma$  deben rotar respecto al mismo centro de rotación, el cual a su vez debe coincidir con el de la articulación biológica. Estos requerimientos aseguran una correcta alineación de ejes y evitan desajustes entre el paciente y el exoesqueleto durante la terapia. El movimiento de los actuadores será función

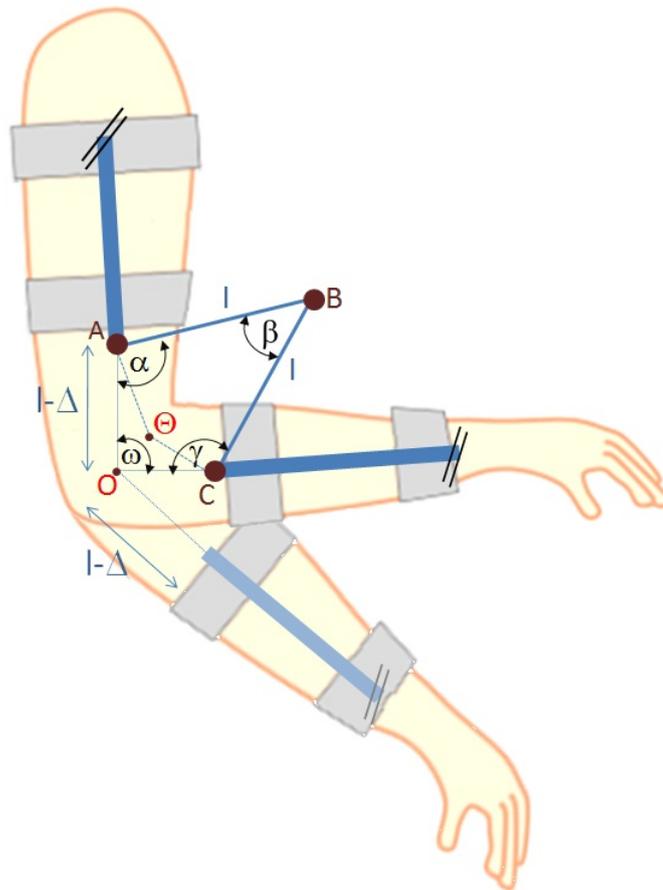


Figura 3.9: Sistema articular con variación del centro de rotación.

del ángulo deseado  $\omega$ , de la geometría  $l$  de los eslabones 2 y 3, de la reducción inicial  $\Delta$  y del centro instantáneo de rotación  $\Theta(x, y)$ , referido a su ubicación al inicio de la terapia  $O$ , tal como se muestra en la figura 3.11. Se debe encontrar la matriz de transformación  $H$  que relaciona las variables de entradas con las de salida (Fig. 3.10) y que permita un movimiento adaptativo de los actuadores para compensar las variaciones de  $\Theta$ .

En la figura 3.11 se muestra la configuración geométrica resultante una vez producido el ajuste inicial considerando que el sistema no gira en torno a  $O$ , sino que en torno al CIR  $\Theta$ . Los paralelogramos  $ABC\Theta$ ,  $ABC O$  y los triángulos formados entre ellos son utilizados para



Figura 3.10: Matriz de transformación  $H$ .

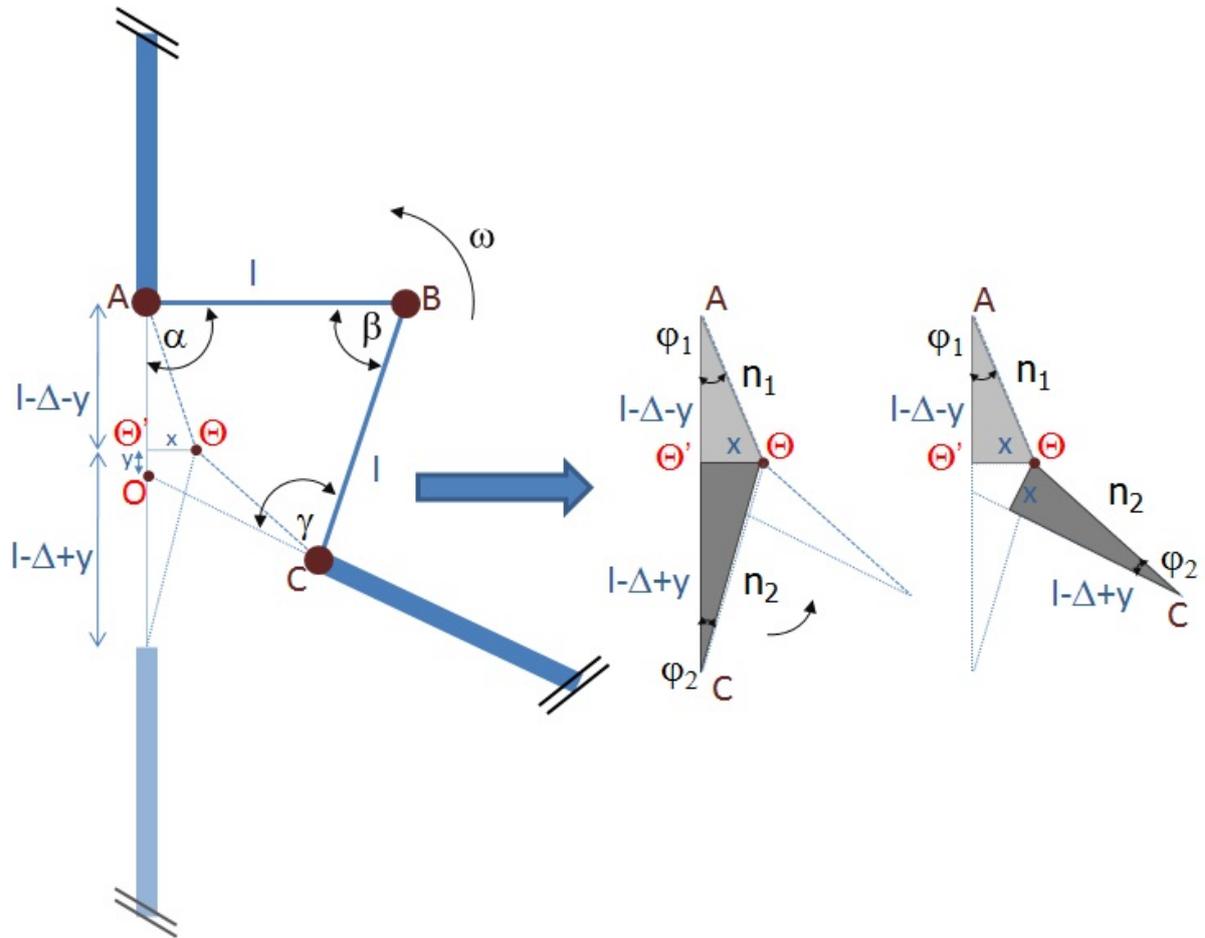


Figura 3.11: Sistema articular con centro de rotación variable.

encontrar las expresiones que caractericen y condicionen el movimiento de los actuadores.

A partir de los triángulos  $\Theta'A\Theta$ ,  $\Theta'C\Theta$  y aplicando pitágoras y trigonometría se obtienen las ecuaciones 3.3, donde  $\Theta'$  es la proyección de  $\Theta$  en el eje  $y$ ,  $n_1$  y  $n_2$  es la distancia entre el CIR  $\Theta$  y los actuadores  $A$  y  $C$  respectivamente y  $\varphi_1, \varphi_2$  son los ángulos formados por  $\Theta'A\Theta$  y  $\Theta'C\Theta$  respectivamente.

$$\begin{aligned}
 n_1 &= \sqrt{x^2 + (l - \Delta - y)^2} \\
 n_2 &= \sqrt{x^2 + (l - \Delta + y)^2} \\
 \varphi_1 &= \arctan\left(\frac{x}{l - \Delta - y}\right) \\
 \varphi_2 &= \arctan\left(\frac{x}{l - \Delta + y}\right)
 \end{aligned} \tag{3.3}$$

Para calcular las ecuaciones del movimiento de los actuadores se detalla el paralelogramo  $ABC\Theta$  como se indica en la figura 3.12. Se aplica el teorema del seno a los triángulos  $AB\Theta$

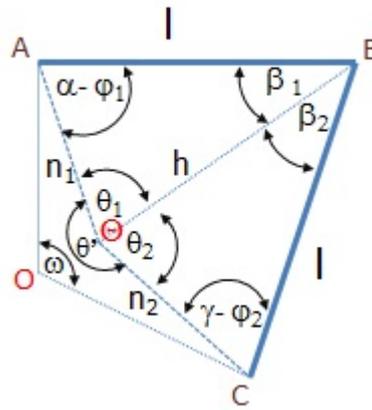


Figura 3.12: Configuración geométrica del sistema articular para una posición  $\Theta$  determinada

y  $BC\Theta$ , obteniéndose las ecuaciones 3.4, 3.5 respectivamente, donde  $\theta_1$ ,  $\theta_2$ ,  $\beta_1$  y  $\beta_2$  son los ángulos interiores de los respectivos triángulos, mientras que  $h$  es el lado común de ambos triángulos.

$$\frac{n_1}{\sin(\beta_1)} = \frac{h}{\sin(\alpha - \varphi_1)} = \frac{l}{\sin(\theta_1)} \quad (3.4)$$

$$\frac{n_2}{\sin(\beta_2)} = \frac{h}{\sin(\gamma - \varphi_2)} = \frac{l}{\sin(\theta_2)} \quad (3.5)$$

Del paralelogramo  $ABC\mathbf{O}$  se obtienen las ecuaciones 3.6, 3.7, 3.8 y 3.9:

$$\beta = \beta_1 + \beta_2 \quad (3.6)$$

$$\pi = \alpha - \varphi_1 + \beta_1 + \theta_1 \quad (3.7)$$

$$\pi = \gamma - \varphi_2 + \beta_2 + \theta_2 \quad (3.8)$$

$$2\pi = \omega + \alpha + \beta + \gamma \quad (3.9)$$

Finalmente, de  $A\Theta C$  se obtiene la ecuación 3.10:

$$\begin{aligned}
\theta &= \theta_1 + \theta_2 \\
\theta' &= 2\pi - \theta \\
2\pi &= \omega + \theta' + \varphi_1 + \varphi_2 \\
\theta &= \omega + \varphi_1 + \varphi_2
\end{aligned} \tag{3.10}$$

A partir del sistema de ecuaciones propuesto es necesario encontrar las soluciones que garanticen el movimiento acoplado de los actuadores en torno a  $\Theta$ . Sin embargo, el sistema es no lineal, lo que implica que para resolverlo es necesario encontrar un método numérico que converja a una solución correcta. El problema de una solución numérica es que este complejo articular debe ser implementado en el sistema de control de la plataforma robótica, la cual trabaja en tiempo real, y un método numérico no sólo puede ralentizar el proceso de control sino que además su convergencia no está garantizada. Dada la simetría entre los eslabones 2 y 3, es factible establecer una restricción al movimiento del sistema articular con el fin de obtener las ecuaciones 3.11:

$$\begin{aligned}
\theta_1 &\approx \frac{\omega}{2} + \varphi_1 \\
\theta_2 &\approx \frac{\omega}{2} + \varphi_2
\end{aligned} \tag{3.11}$$

Reemplazando la ecuación 3.11 en las ecuaciones 3.4 y 3.5, se obtiene:

$$\beta_1 = \arcsin\left(\frac{n_1}{l} \cdot \sin\left(\frac{\omega}{2} + \varphi_1\right)\right) \tag{3.12}$$

$$\beta_2 = \arcsin\left(\frac{n_2}{l} \cdot \sin\left(\frac{\omega}{2} + \varphi_2\right)\right) \tag{3.13}$$

Finalmente, reemplazando las ecuaciones 3.11, 3.12 y 3.13 en las ecuaciones 3.6, 3.7 y 3.8 se obtienen las ecuaciones del movimiento de los actuadores (Ec. 3.14):

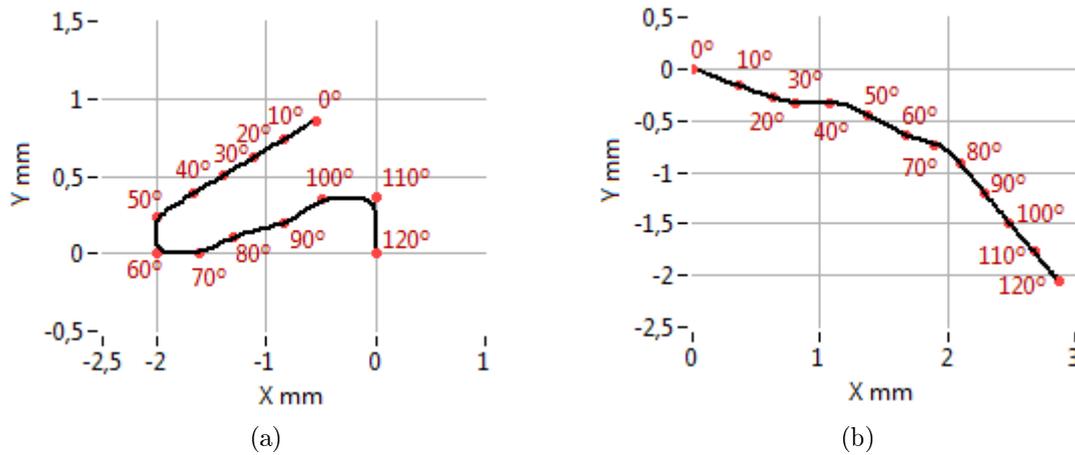


Figura 3.13: Trayectorias modeladas para evaluar el sistema articular. (a) Variación del centro de rotación del codo. (b) Variación del centro de rotación de la rodilla.

$$\begin{aligned}
 \alpha &= \pi - \arcsin\left(\frac{n_1}{l} \cdot \sin\left(\frac{\omega}{2} + \varphi_1\right)\right) - \frac{\omega}{2} \\
 \beta &= \arcsin\left(\frac{n_1}{l} \cdot \sin\left(\frac{\omega}{2} + \varphi_1\right)\right) + \arcsin\left(\frac{n_2}{l} \cdot \sin\left(\frac{\omega}{2} + \varphi_2\right)\right) \\
 \gamma &= \pi - \arcsin\left(\frac{n_2}{l} \cdot \sin\left(\frac{\omega}{2} + \varphi_2\right)\right) - \frac{\omega}{2}
 \end{aligned} \tag{3.14}$$

Para evaluar el sistema articular se consideraron tres diferentes comportamientos del CIR:

- a) Se asume la hipótesis de 1 GdL de la mayoría de los exoesqueletos.
- b) Se modela el comportamiento del CIR de la articulación del codo, basado en estudios previos. Estos estudios se efectuaron sobre cadáveres sin condiciones patológicas usando un sistema de imágenes por rayos X (roentgenogramas) y marcadores radiopacos insertados en los huesos del brazo [80]. La trayectoria modelada se presenta en la figura 3.13a.
- c) Se modela el comportamiento del CIR de la rodilla basado en datos obtenidos de estudios de pacientes con rupturas del ligamento cruzado anterior. En estos estudios se utilizaron marcadores unidos a la piel y un sistema de visión, para luego ajustar los datos con un modelo mecánico [36]. En la figura 3.13b se grafica la variación del centro de rotación de la rodilla.

Se tomaron los valores de la tabla 3.1 como variables de entrada para la matriz de transformación H considerando los valores de  $\Theta(x, y)$  modelados anteriormente. Se aplicaron

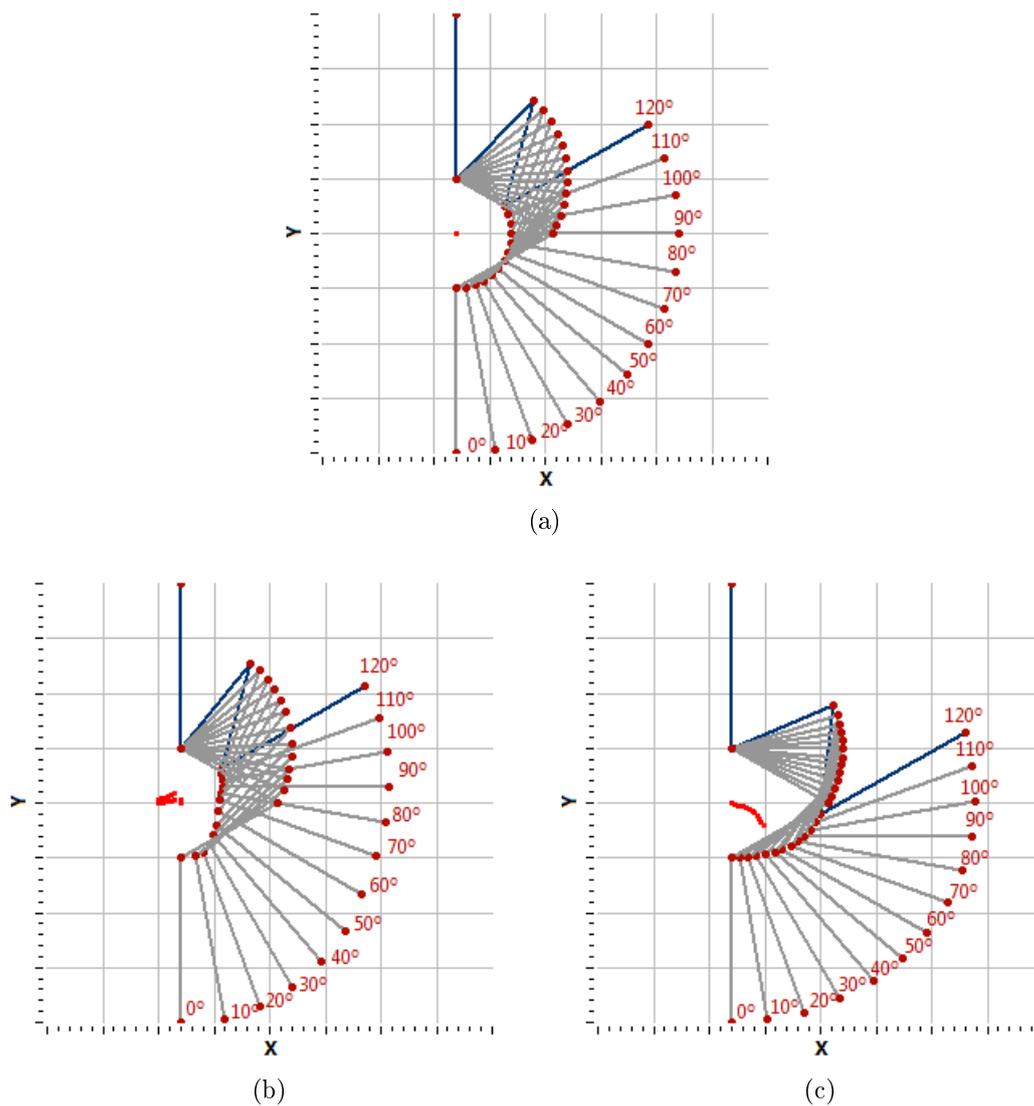


Figura 3.14: Evaluación del sistema articular según los diferentes modelos. (a) 1 GdL. (b) Articulación del codo. (c) Articulación de la rodilla.

las ecuaciones del movimiento 3.14 y se graficaron los resultados. La figura 3.14 muestra cómo el sistema se adapta a las tres trayectorias modeladas, y por ende mantiene alineados los centros de rotación.

La respuesta adaptativa de los actuadores se muestra en la figura 3.15. De los distintos casos modelados, se puede observar que el actuador B es el que más participa en la compensación del desplazamiento del CIR, mientras que B y C buscan mantener el requisito de ejecutar la flexo-extensión.

A partir de los casos estudiados, se puede comprobar que el sistema articular propuesto es capaz de adaptarse a la antropomorfología del paciente, a las variaciones del centro

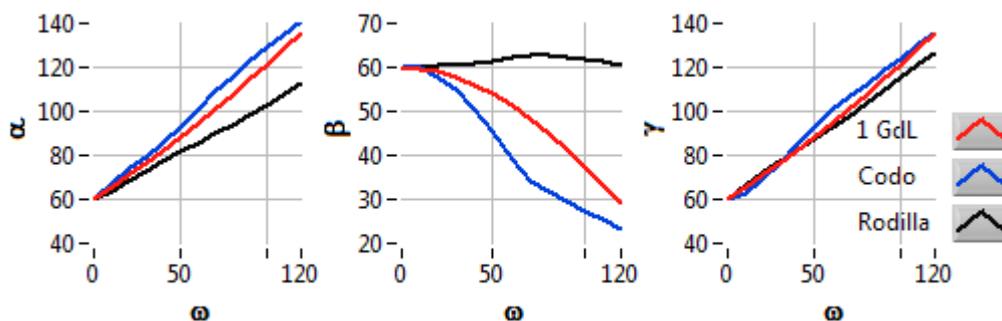


Figura 3.15: Movimientos de los actuadores para el caso estudiado.

instantáneo de rotación y a los desajustes que se pudieran generar durante la terapia. Del modelo  $H$  propuesto, el CIR es una variable de entrada del sistema, por lo tanto se requiere medirlo o estimarlo durante el ejercicio. En la siguiente sección se analizan las opciones y métodos de medición de los centros de rotación de las articulaciones biológicas.

### 3.3. Medición del centro instantáneo de rotación

La determinación del CIR de las articulaciones biológicas no es una tarea simple. Se puede realizar por medio de métodos observacionales, análisis geométrico, sistemas de visión, seguimiento de movimiento electromagnético, entre otros [81–83]. A partir de los datos obtenidos, se calcula o estima la posición dinámica del eje de rotación por medio de los ángulos de Euler, ejes helicoidales, teoría de *screw*, entre otros [84–86]. Cada método tiene suposiciones y restricciones que limitan su efectividad.

Los sistemas de adquisición de datos más utilizados son basados en marcadores, debido a que son más precisos que los métodos geométricos y observacionales. Sin embargo, varios problemas limitan la fiabilidad de estos métodos, los principales son:

- a) El movimiento de los tejidos blandos que generan un desplazamiento de los marcadores respecto a los huesos durante el movimiento.
- b) Algunas suposiciones necesarias para determinar el centro de rotación de las articulaciones, como el considerar que las extremidades se comportan como cuerpos rígidos, no se cumplen realmente.
- c) El uso de marcadores requiere un ambiente controlado para la adquisición de señales,

con el fin de evitar que se añada ruido a la medición.

- d) Se requiere una considerable cantidad de tiempo para colocar los sensores, ajustar el sistema de medición y posteriormente para analizar el comportamiento y construir el modelo de la articulación.

El análisis de movimiento por medio de marcadores se utiliza sobre todo para investigar y caracterizar el comportamiento cinemático de las extremidades, como es el caso del análisis de la marcha, estudios biomecánicos en deportes, etc. Pero los problemas descritos anteriormente restringen su uso durante una terapia de rehabilitación. Los requerimientos que debe tener el sistema de medición del CIR son:

- Debe ser capaz de acoplarse a la extremidad teniendo en cuenta la ubicación del exoesqueleto y no interferir durante la terapia.
- Fácil de usar, que pueda ser utilizado por médicos y terapeutas sin tener necesariamente conocimientos de adquisición y procesamiento de señales biológicas.
- Rápido de colocar y sacar, tal que no aumenten los tiempos muertos de la terapia.
- No debe requerir un ambiente controlado para su utilización.
- Que las señales que se obtengan permitan un procesamiento “en tiempo real” del CIR.

Estos requerimientos son estrictos y desechan todos los métodos mencionados anteriormente para la determinación del CIR. Otro método para determinar la cinemática del movimiento conlleva la utilización de sensores inerciales (IMU) [87], los que pueden ir acoplados sobre un tejido que se coloque sobre el paciente o sobre el robot (Fig. 3.16). El uso de IMUs permitiría cumplir con varios de los requerimientos establecidos, sin embargo, requieren un ambiente relativamente controlado, ya que son sensibles al ruido electromagnético. Para atenuar los efectos de las ondas electromagnéticas, se requiere utilizar un filtrado adaptativo como el filtro de Kalman [88], el cual acarrea a su vez un aumento del costo computacional. Diversas investigaciones se han desarrollado para implementar técnicas que disminuya el tiempo de retraso del filtro y que a su vez permita que los IMUs sean robustos frente a los campos magnéticos [89]. Si bien se ha disminuido el tiempo de latencia del filtrado,

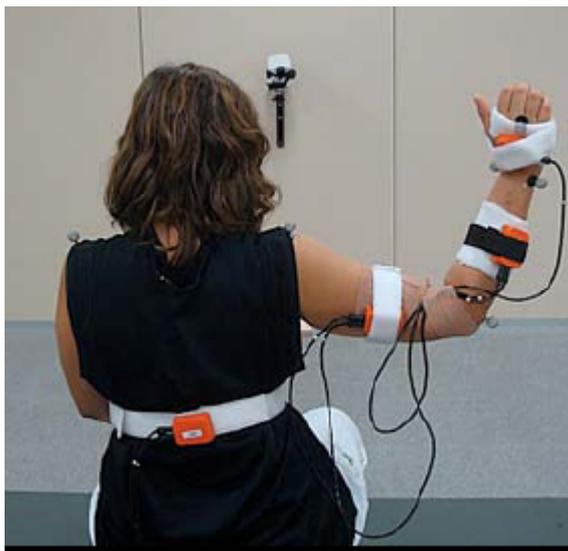


Figura 3.16: IMUs para determinar la cinemática de la extremidad superior.

el error de estos algoritmos adaptativos se sitúa en torno a los  $2^{\circ}$ - $3^{\circ}$  para los ángulos *pitch* y *roll* y más de  $6^{\circ}$  para el *yaw* [90] si a eso se le suma el movimiento de los tejidos blandos durante el ejercicio, los cuales no los compensa, se concluye que no es una opción viable para determinar la posición de un centro de rotación que puede variar del orden de milímetros. En base a estos datos, se desecha la opción de utilizar IMUs.

Dados los requerimientos para determinar el CIR de las articulaciones biológicas, se plantea el problema desde otro punto de vista, es decir, en vez de determinar un CIR que alinee la articulación biológica con la mecánica con el objetivo de disminuir las fuerzas de interacción, a través del análisis de la minimización de dichas fuerzas, encontrar el CIR. En la siguiente sección se explica el proceso de minimización de las fuerzas y su implementación en la plataforma robótica.

### 3.4. Cálculo del centro instantáneo de rotación por medio de la minimización de las fuerzas de interacción

De la sección anterior, se observó que a medida que aumentaba el desalineamiento en una dirección específica, las fuerzas de interacción aumentaba pero en el sentido contrario. Esto es una respuesta lógica, ya que a mayor desalineamiento mayor es la fuerza que se opone a este movimiento. A partir de este comportamiento se planteó la posibilidad de

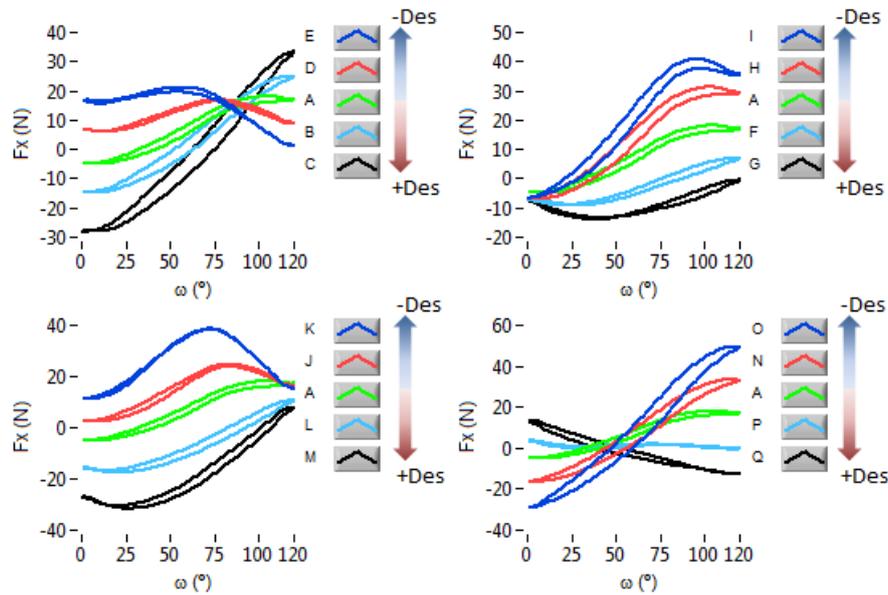


Figura 3.17: Aumento de las fuerzas de interacción según el sentido y la dirección del desalineamiento.

encontrar posiciones que permitieran minimizar las fuerzas de interacción.

Básicamente, el método consiste en que si aumentan las fuerzas de interacción en una dirección específica, realizar una migración del centro de rotación del sistema articular en el mismo sentido de la fuerza hasta que se llegue a una transmisión de fuerzas adecuada y estable. Se buscó un mecanismo que hiciera variar las fuerzas de forma paulatina, con tal de no realizar ningún movimiento brusco que perjudicara al paciente. El método propuesto consiste en la medición inicial del centro de rotación del sistema, la adquisición y procesamiento de las fuerzas asociadas al primer ciclo de flexo-extensión, para luego calcular una serie de *offsets* dependientes del ángulo de flexo-extensión que minimicen las fuerzas del primer ciclo y su aplicación al centro de rotación inicial en el siguiente ciclo, y así sucesivamente hasta lograr situar las fuerzas de interacción dentro de una zona considerada aceptable. La descripción detallada se da a continuación:

Dado el sistema articular propuesto, un sensor de fuerza y una plataforma robótica consistente en un robot que ejecuta un movimiento de flexo-extensión, es posible distinguir dos sistemas de referencia, uno inercial fijo a la base del robot ( $S_R$ ) y otro no inercial fijo al sensor ( $S_S$ ) (Fig. 3.18); dadas las fuerzas de interacción medidas por el sensor de fuerza (respecto a  $S_S$ ) y referidas al ángulo de flexo-extensión  $F(\omega)$ , para un mismo ciclo

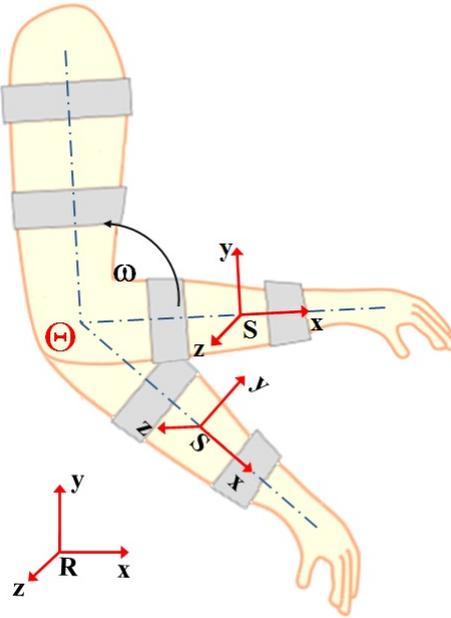


Figura 3.18: Sistemas de referencias del robot y el sensor.

se dividen las fuerzas correspondientes a la flexión y la extensión, tal que:

$$F_i(\omega) = \begin{cases} F_i(\omega^+), & \text{si } \omega \text{ varía de } 0^0 \rightarrow 120^0 \\ F_i(\omega^-), & \text{si } \omega \text{ varía de } 120^0 \rightarrow 0^0 \end{cases} \quad i = 1, N$$

donde  $N$  es el número de ciclos,  $F_i(\omega^+)$  son los valores de la fuerza en la flexión durante el ciclo  $i$ ,  $F_i(\omega^-)$  son los valores de la fuerza en la extensión durante el ciclo  $i$  y  $\omega$  es el ángulo de flexo-extensión. Se define un *threshold* positivo ( $th^+$ ) y uno negativo ( $th^-$ ) tal que el algoritmo deje de actuar si las fuerzas de interacción se encuentran dentro de la zona permitida, como se indica en la figura 3.19.

Se definen los valores para corregir el centro de rotación del sistema articular como  $offset_S(\omega)$ , tal que:

$$offset_S(\omega) = \begin{cases} offset_S^+ \Rightarrow f(F_i(\omega^+), \omega, offset_{max}, th^+, th^-) & \omega \text{ de } 0^0 \rightarrow 120^0 \\ offset_S^- \Rightarrow f(F_i(\omega^-), \omega, offset_{max}, th^+, th^-) & \omega \text{ de } 120^0 \rightarrow 0^0 \end{cases} \quad i = 1, N$$

donde el valor  $offset_{max}$  es el máximo valor que se quiere ajustar el centro instantáneo

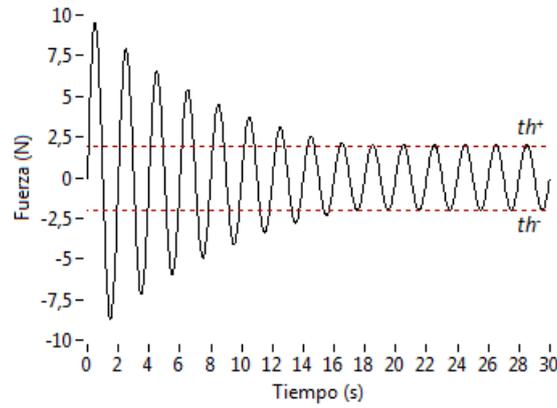


Figura 3.19: Minimización de las fuerzas hasta un determinado *threshold*.

de rotación  $\Theta(x, y)$  en un ciclo. Para cada coordenada del plano se calcula la función  $offset_S(\omega)$ , luego se aplica una matriz de rotación para así obtener para así obtener un centro instantáneo de rotación tal que:

$$\begin{aligned} \Theta_{i,\omega}(x, y) &= O(x, y) & i &= 1 \\ \Theta_{i,\omega}(x, y) &= \Theta_{i-1,\omega}(x, y) + offset_R(x, y, \omega) & i &= 2, N \end{aligned} \quad (3.15)$$

Se debe escoger una función de corrección  $offset_S(\omega)$  tal que minimice las fuerzas de interacción en la dirección evaluada si sobrepasan el *threshold* definido. Dado el bajo costo computacional se escoge una función lineal, que se comporte como en la figura 3.20.

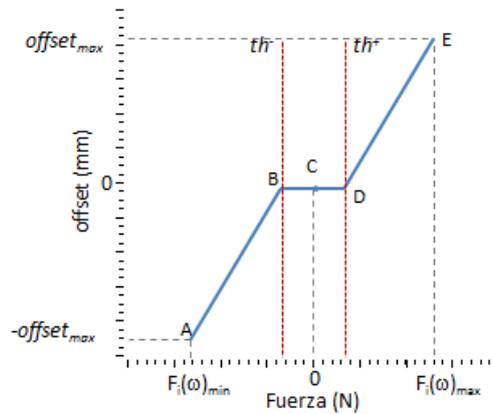


Figura 3.20: Función  $offset_S$

tal que:

$$offset_S(\omega) = \begin{cases} \frac{F_i(\omega) - th^+}{F_{max} - th^+} \cdot offset_{max} & F_i(\omega) > th^+ \\ \frac{F_i(\omega) - th^-}{F_{min} - th^-} \cdot (-offset_{max}) & F_i(\omega) < th^- \\ 0 & th^- < F_i(\omega) < th^+ \end{cases} \quad (3.16)$$

donde  $F_{max}$  corresponde a la máxima fuerza del ciclo analizado y  $F_{min}$  a la mínima fuerza del ciclo analizado, ambas en la dirección del plano bajo estudio. En la figura 3.20, los segmentos AB corresponden a la función lineal del *offset* para fuerzas negativas, en el segmento BCD el valor del *offset* es cero ya que no requiere compensación por parte del sistema articular dadas las fuerzas medidas y el segmento DE es la función lineal del *offset* para fuerzas positivas.

En el inicio de la terapia ( $i = 0$ ), el sistema articular se posiciona en  $O(x, y)$  para el ajuste del exoesqueleto a las medidas del paciente. A partir de esta posición se comienza el ejercicio de flexo-extensión.

Durante el primer ciclo ( $i = 1$ ), el centro de rotación del sistema articular no realiza ningún ajuste. En la flexión se guardan los valores de  $F_i(\omega^+)$ . Una vez se alcanzan la flexión máxima, se pasa a la extensión y ocurren dos cosas:

- Se almacenan los valores de  $F_i(\omega^-)$ .
- Con los datos de la flexión anterior se calcula  $F_{max}^+$  y  $F_{min}^+$ , luego se calcula la ecuación 3.16. Para evitar cualquier variación brusca de los *offsets* se suaviza la ecuación 3.16 a través de un filtro de media de  $N_f$  puntos. Este proceso se realiza para las direcciones  $x$  e  $y$ . Como la función  $offset_S(x, y, \omega^+)$  está referida al sistema de referencia del sensor  $S_S$ , se aplica una matriz de rotación en función del ángulo de flexo-extensión  $H(\omega)$ , con tal de obtener  $offset_R(x, y, \omega^+)$  en función del sistema de referencia del robot.

Termina el primer ciclo y el algoritmo se generaliza para  $i > 1$ , donde se distinguen dos fases:

a) Flexión:

- Se aplica la ecuación 3.15 con la función  $offset_R(x, y, \omega^+)$  obtenida de la flexión  $i - 1$ . Al realizar esta operación se compensan las fuerzas de interacción durante la flexión actual.
- Se almacenan los valores de  $F_i(\omega^+)$ .
- Con los datos de la extensión  $i - 1$  se calculan para las coordenadas  $x$  e  $y$  de  $S_S$  las  $F_{max}^-$  y  $F_{min}^-$ , luego se calcula la ecuación 3.16. Se suaviza la ecuación 3.16 aplicando el filtro de media. Se obtiene la función  $offset_S(x, y, \omega^-)$  referida al  $S_S$ , se aplica la matriz de rotación  $H(\omega^-)$  y se obtiene  $offset_R(x, y, \omega^-)$  en función del sistema de referencia del robot.

b) Extensión:

- Se aplica la ecuación 3.15 con la función  $offset_R(x, y, \omega^-)$  obtenida de la extensión  $i - 1$ . Al realizar esta operación se compensan las fuerzas de interacción durante la extensión actual.
- Se almacenan los valores de  $F_i(\omega^-)$ .
- Con los datos de la flexión  $i - 1$  se calculan para las coordenadas  $x$  e  $y$  de  $S_S$  las  $F_{max}^+$  y  $F_{min}^+$ , luego se calcula la ecuación 3.16. Se suaviza la ecuación 3.16 aplicando el filtro de media. Se obtiene la función  $offset_S(x, y, \omega^+)$  referida al  $S_S$ , se aplica la matriz de rotación  $H(\omega^+)$  y se obtiene  $offset_R(x, y, \omega^+)$  en función del sistema de referencia del robot.

El algoritmo propuesto se basa en los datos obtenidos del ciclo anterior para compensar las fuerzas de interacción del ciclo actual. Algunas consideraciones a tomar en cuenta son:

- La velocidad de convergencia del algoritmo depende de los valores de  $offset_{max}$  y de  $th$  configurados al inicio, sin embargo se deben estudiar y seleccionar para cada paciente ya que el algoritmo se puede volver inestable.
- Con el fin de asegurar que el algoritmo converja y se estabilice, se define el valor  $\%estab$  como un porcentaje de la fuerza a la cual se supone comienza la estabilización del sistema. Se aplica sobre la máxima fuerza ( $F_{max-total}$ ) adquirida considerando

todos los ciclos pasados (esta variable se actualiza con cada ciclo para almacenar siempre la máxima fuerza global), tal que:

$$offset_{max} = \begin{cases} offset_{max} & \text{si } |F_{max,min}| > \%estab \cdot |F_{max,min\_total}| \\ \frac{|F_{max,min}|}{|F_{max,min\_total}|} \cdot offset_{max} & \text{si } |F_{max,min}| > \%estab \cdot |F_{max,min\_total}| \end{cases}$$

- El algoritmo propuesto se aplica de la misma forma para cualquier grado de asistencia por parte del robot, con la única salvedad de que para la condición  $C_1$  (100 % asistencia), en la dirección  $y$  se debe compensar el peso de la extremidad  $W(\omega)$ , el cual varía con el ángulo de flexo-extensión (Fig. 2.32). Así,  $F_i(\omega)_{sin\_peso} = F_i(\omega) - W(\omega)$ .

El proceso se puede observar gráficamente en la figura 3.21.

Se programa este algoritmo en el sistema articular para que rote en torno  $\Theta_{i,\omega}(x, y)$  y así completar las variables de entrada que se requerían para poder funcionar. Se utiliza la plataforma robótica diseñada en el capítulo 2 para implementar el sistema articular de forma virtual, así el banco de ensayo emula la acción de un exoesqueleto con una articulación servoadaptativa de 3-GdL para el codo.

## 3.5. Evaluación del sistema articular

Para probar el desempeño del sistema articular se generan diversos desalineamiento en la plataforma robótica y se realizan mediciones en un sujeto sano. En la siguiente sección se presentan los resultados y el comportamiento del sistema articular bajo la acción de los diferentes escenarios propuestos.

### 3.5.1. Sujeto

El objetivo de esta experimentación es evaluar el funcionamiento del sistema articular modelado con el fin de generar el conocimiento básico para, en una etapa posterior, realizar un estudio estadístico sobre pacientes que permita estudiar las potenciales mejoras en la recuperación funcional. En el estudio participaron 2 voluntarios sanos con una media de 33 años (rango de edad 32-34 años), se les informó de las pruebas y el objetivo del

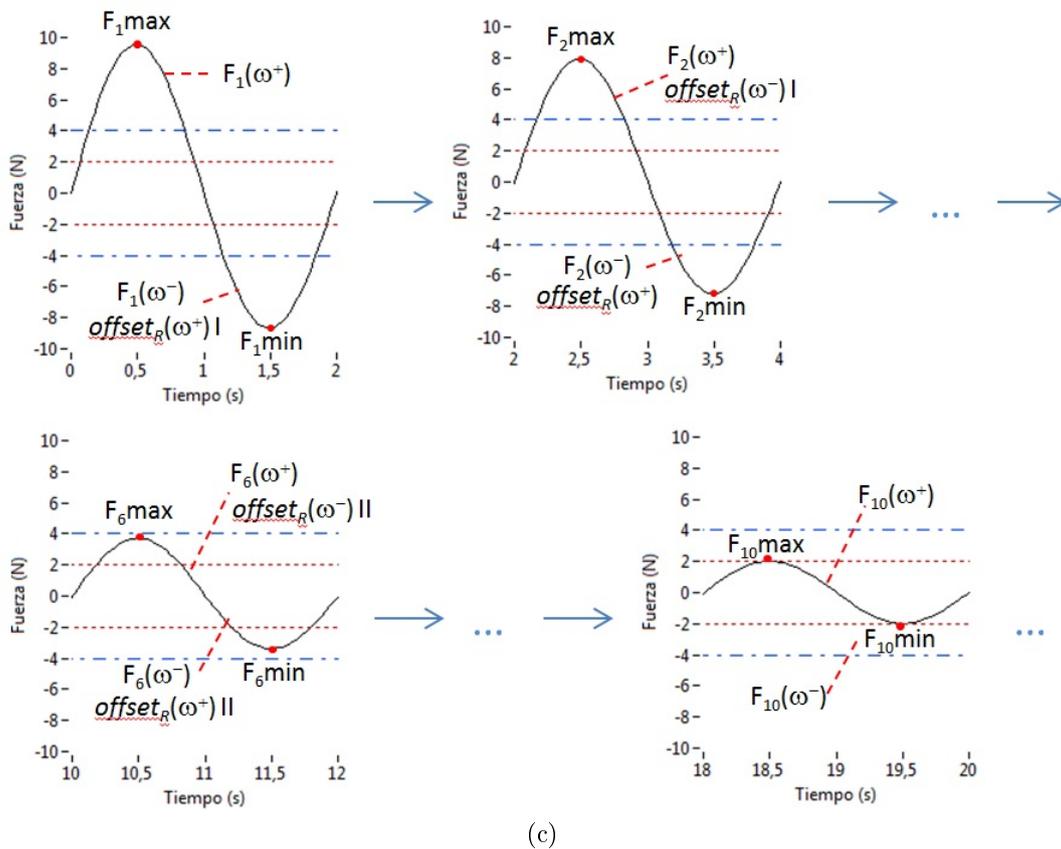
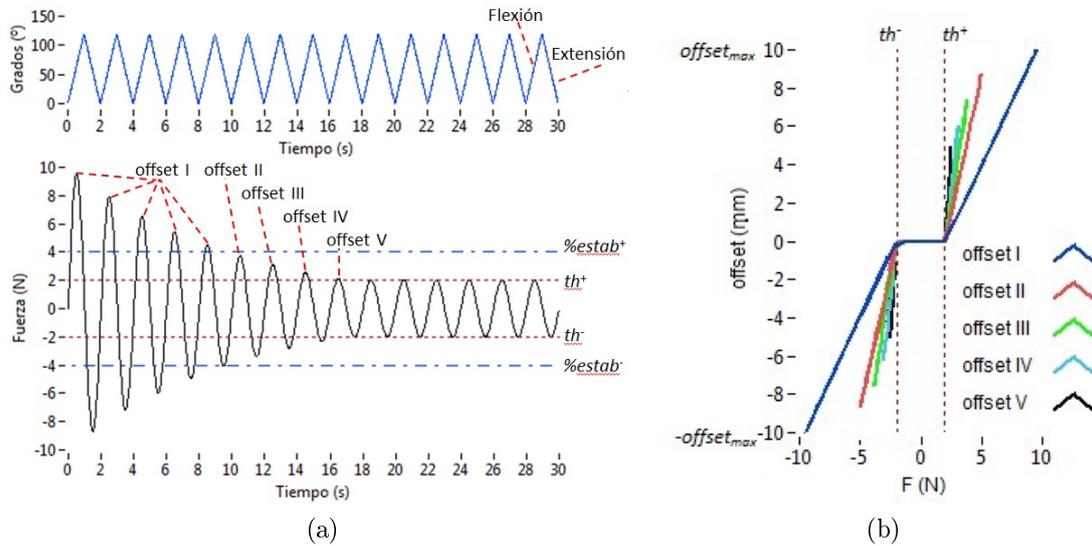


Figura 3.21: (a) Fuerzas de interacción y ángulo de flexo-extensión. (b) Curvas de *offset* aplicados durante el proceso de minimización de fuerzas. (c) Algoritmo de minimización de las fuerzas de interacción.

estudio, dando su consentimiento. El protocolo del estudio fue aprobado por el Instituto de Bioingeniería de Cataluña (IBEC), en consonancia con la declaración de Helsinki. Las pruebas fueron realizadas en el laboratorio de robótica del Instituto de Bioingeniería de Cataluña en el marco del proyecto HYPER.

### 3.5.2. Definición de la tarea

Se utilizó la misma preparación descrita en la subsección 2.3.2. Se modelaron nueve desalineamientos en el plano sagital, respecto a la posición inicial A. En la figura 3.22 se observan las posiciones de los desalineamientos seleccionados cuyas coordenadas en el plano sagital se detallan en la Tabla 3.2.

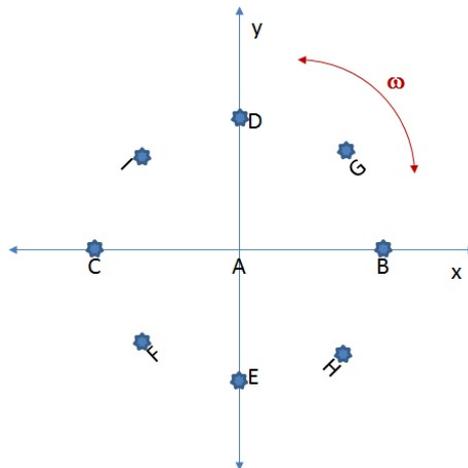


Figura 3.22: Posiciones de los desalineamientos generados en el plano sagital.

Desalineamiento	x (mm)	y (mm)
A	0	0
B	30	0
C	-30	0
D	0	30
E	0	-30
F	-30	-30
G	30	30
H	30	-30
I	-30	30

Cuadro 3.2: Desalineamientos generados en el plano sagital relativos al centro de rotación del codo  $O$ .

El movimiento de flexo-extensión comienza con el brazo del paciente completamente extendido. Desde esta posición, el movimiento de flexión se lleva a cabo hasta que se alcanza un ángulo de  $120^{\circ}$ , seguido por un movimiento de extensión hasta volver a alcanzar los  $0^{\circ}$ . Se ejecutaron cinco repeticiones con el sistema articular funcionando como si fuera un sistema de 1 GdL, es decir, sin compensar los desalineamientos producidos, para luego realizar quince repeticiones con el sistema articular activo, es decir, realizando una servoadaptación dinámica para minimizar las fuerzas de interacción. Para cada desalineamiento se evaluaron dos condiciones de operación: 100 % asistencia ( $\mathbb{C}_1$ ) y 0 % asistencia ( $\mathbb{C}_2$ ).

### 3.5.3. Configuración de la plataforma robótica y registro de las señales de fuerza

Se utilizó la plataforma robótica descrita en el capítulo anterior y se programó el sistema articular sobre ésta incorporando el algoritmo de minimización de fuerzas. Se utilizó el sensor ATI Gamma para las señales de fuerza, las que fueron adquiridas por medio de una tarjeta de adquisición de datos NI PCI-6034E con una frecuencia de muestreo de 31.25Hz y suavizadas con un filtro Savitzky-Golay de primer orden.

Los parámetros de entrada para el sistema articular se describen en la Tabla 3.3. Pensando en una corrección suave de los desalineamientos, se escogió un valor conservador del  $offset_{max}$  de 10mm. Como el sistema articular rápidamente converge a la zona de estabilidad, un valor más alto de 15mm puede resultar en un movimiento demasiado brusco para el paciente. Debido a que el robot interactúa con el paciente, siempre habrán fuerzas resultantes entre ambos, por lo que no se pretende eliminarlas sino minimizarlas a un valor aceptable para la terapia. En el capítulo anterior se observó que la componente  $x$  de la fuerza era la más afectada por los desalineamientos, mientras que la componente  $y$  no era mayormente afectada y reflejaba la reacción del peso del antebrazo para  $\mathbb{C}_1$  y el esfuerzo requerido para hacer el ejercicio en  $\mathbb{C}_2$ . En base a estos resultados se consideró como aceptable fuerzas de interacción de 2N en la dirección  $x$  tanto para  $\mathbb{C}_1$  como  $\mathbb{C}_2$ , mientras que para la dirección  $y$  se consideró un valor aceptable de 5N y 8N. Se asume que comienza la zona de estabilización una vez que se ha disminuido en un 60 % la máxima fuerza registrada. Como geometría se escogió un tamaño de 20cm para los eslabones del

sistema articular, ya que permite ajustar el sistema articular en un rango de 0 a 30cm (se dejaron 10cm de margen pensando en la ubicación física de los actuadores y los eslabones, que necesitan un margen para evitar el contacto) y se reajustó un valor de 7cm y 8cm para adecuarse a las medidas del sujeto 1 y del sujeto 2 respectivamente.

	<b>l(cm)</b>	<b><math>\Delta</math>(cm)</b>	$\omega$	<i>offset<sub>max</sub></i>	<i>th<sub>x</sub></i> (N)	<i>th<sub>y</sub></i> (N)	<i>%estab</i>	<i>N<sub>f</sub></i>	<b>W(N)</b>
<b>C<sub>1</sub></b>	20	7 - 8	0 <sup>o</sup> -120 <sup>o</sup>	10mm	2	5	0.4	5	10
<b>C<sub>2</sub></b>	20	7 - 8	0 <sup>o</sup> -120 <sup>o</sup>	10mm	2	8	0.4	5	10

Cuadro 3.3: Parámetros de configuración del sistema articular.

### 3.5.4. Análisis de las señales de fuerza

A partir de los parámetros del robot, se identificó cada ciclo de flexo-extensión en las señales de fuerza. Con estos datos se obtuvo la curva de fuerza vs ángulo de flexo-extensión  $\omega$  para cada ciclo. En esta experimentación no se promediaron los ciclos, ya que se quiere analizar cómo varía cada uno de ellos debido a la acción del sistema articular.

En la sección anterior se analizaron diversos parámetros para estudiar la variación de la forma de onda de las señales de fuerza, todos ellos fueron capaces de caracterizar el efecto de los desalineamientos en las fuerzas de interacción. En este estudio se seleccionó como parámetro de estudio la energía normalizada de cada ciclo de flexo-extensión, ya que además de caracterizar el efecto del desalineamiento entrega un sentido físico del esfuerzo que realiza el paciente en cada ciclo. Se calculó la energía total del ciclo sumando las área bajo la curva durante la flexión y la extensión. Para cada desalineamiento se normalizó considerando el ciclo con máxima energía calculada. Además, se extrajo la fuerza máxima de cada ciclo para analizar cómo variaba a medida que el sistema articular se realineaba con la articulación del codo.

### 3.5.5. Análisis estadístico

Para el estudio del comportamiento del sistema articular se realizó un tratamiento estadístico por medio del análisis de la varianza (ANOVA). Se utilizó un valor de significancia  $p < 0.05$ . Debido al tamaño de la muestra, la normalidad de los datos se comprobó con la

prueba de Shapiro-Wilks. Los programas de post-procesamiento y análisis de datos desarrollados se implementaron en el entorno de programación LabVIEW NI-2009, mientras que la programación del sistema articular y del algoritmo de minimización de las fuerzas de interacción en Visual Studio C++.

### 3.5.6. Resultados y discusión

Para cada componente de la fuerza se obtuvo su variación en el tiempo, tanto para  $\mathbb{C}_1$  como para  $\mathbb{C}_2$ . Como la principal componente a analizar es la fuerza en la dirección  $x$ , debido a que es la más afectada por los desalineamientos, se graficaron las figuras 3.23 y 3.24, correspondientes al sujeto 1 (el sujeto 2 presentó un comportamiento similar). En estas mismas figuras se presenta la variación de la fuerza en la dirección  $x$  vs el ángulo de flexo-extensión  $\omega$  para cada desalineamiento generado. En ambas figuras se puede observar que sin importar el tipo de desalineamiento generado, las fuerzas disminuyen rápidamente y tienden a la zona de estabilidad. En general, pasados entre 2 y 3 ciclos desde la activación del sistema articular se alcanza una reducción del 60 % de la fuerza máxima medida (*%estab*), por lo que el sistema lentamente va convergiendo a una zona donde las fuerzas de interacción no suponen una sobrecarga al paciente. En la figura 3.24 se han destacado en rojo aumentos bruscos de la fuerza transmitida, los cuales han sido ocasionados por un acomodamiento del sujeto en pruebas. En estos casos las fuerzas medidas nuevamente sobrepasan el umbral *%estab* y en los siguientes ciclos se vuelve a producir una convergencia rápida del algoritmo con el fin de estabilizar las fuerzas de interacción.

En cada flexión y extensión se extrajo el valor absoluto de la fuerza máxima realizada y se graficó su variación en cada ciclo. Se obtuvo la figura 3.25. En esta figura se puede observar más claramente el comportamiento visto anteriormente, una vez activo el sistema articular, las fuerzas se reducen hasta llegar a una zona de estabilización.

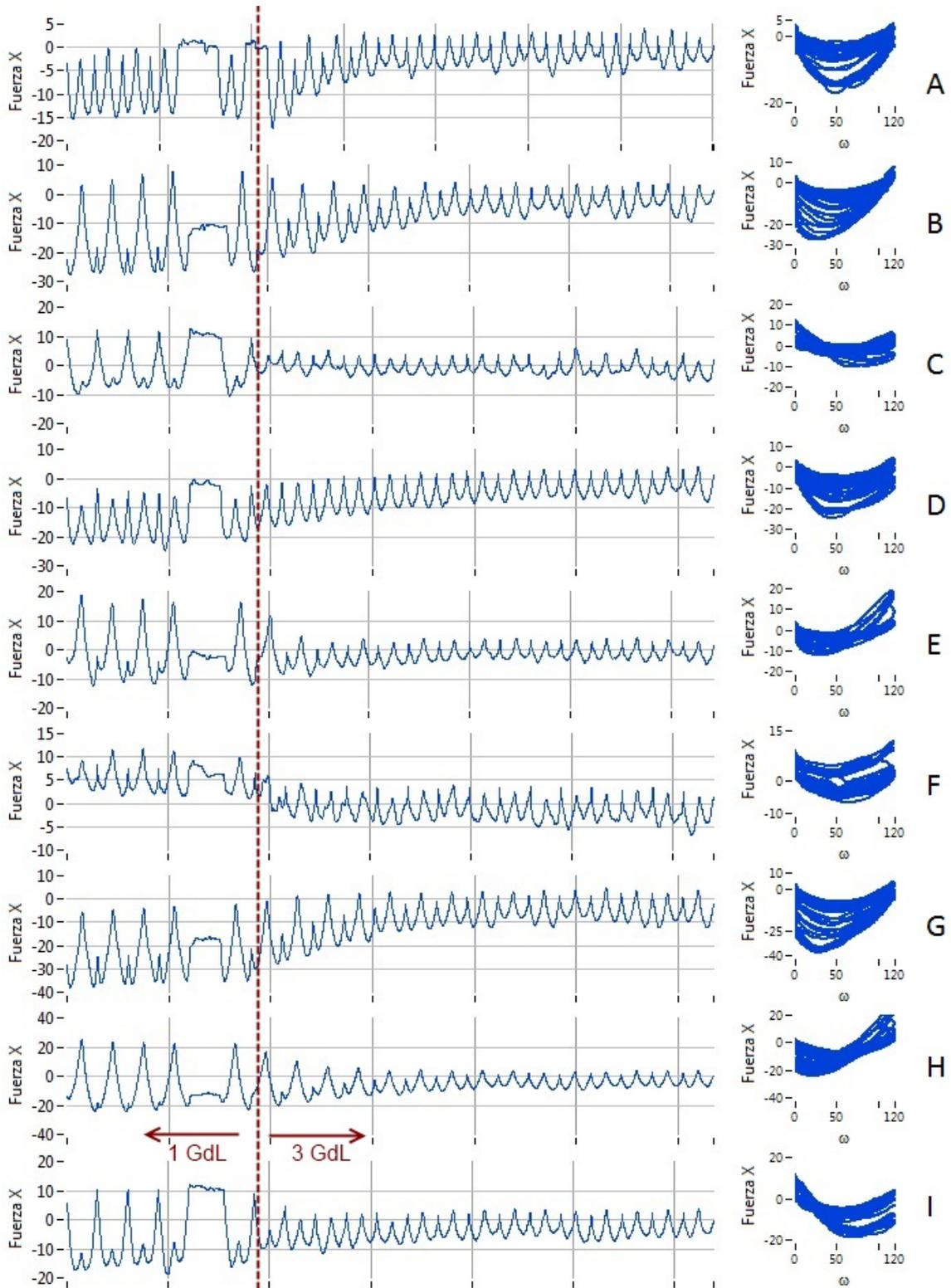


Figura 3.23: Variación de la componente  $x$  de la fuerza en el tiempo y respecto a  $\omega$  durante  $C_1$ .

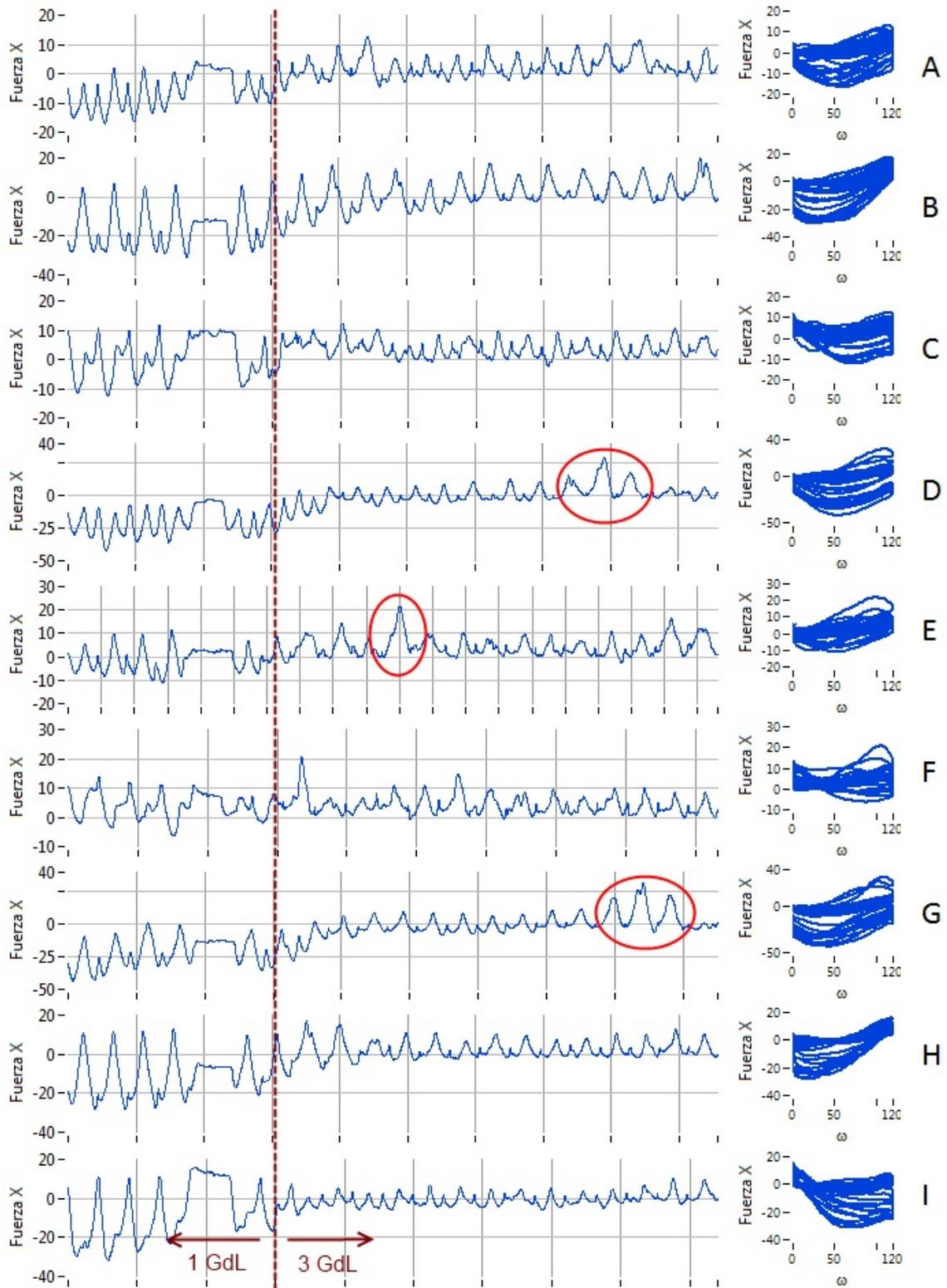


Figura 3.24: Variación de la componente  $x$  de la fuerza en el tiempo y respecto a  $\omega$  durante  $C_2$ .

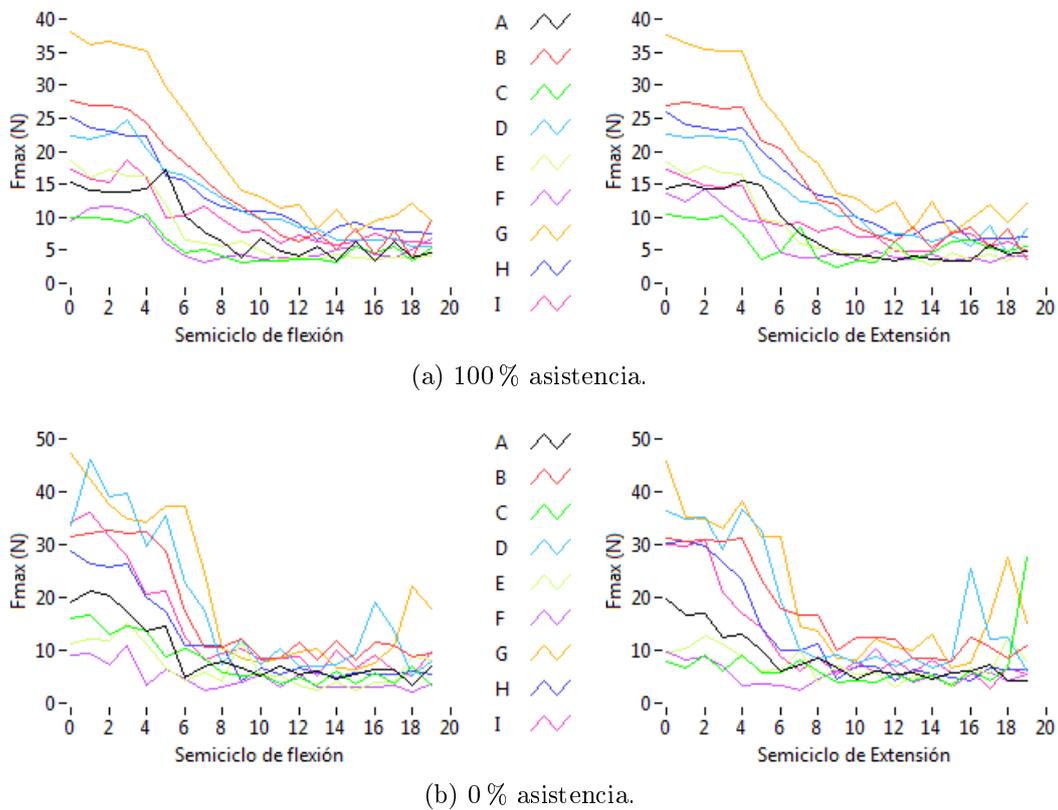


Figura 3.25: Fuerzas máximas en la dirección  $x$  durante la flexión y la extensión.

Al igual que lo observado en el capítulo 2, las mayores fuerzas se alcanzan para el desalineamiento G, llegando a valores de casi 40N. Enfocándose en este desalineamiento y estudiando el caso  $C_1$ , se grafica el comportamiento del sistema articular y su efecto sobre la fuerza de interacción. La figura 3.26a detalla cómo varía  $F_x$  en cada ciclo de flexo-extensión. Los cinco primeros ciclos (i) presentan un patrón similar alcanzando el máximo en torno a los  $30^\circ$  de flexión, una vez que se activa el sistema articular comienza la reducción de  $F_x$  hasta llegar a (ii), el cual corresponde al umbral  $\%estab$  cuyo valor es de -14.8N. Desde este punto el algoritmo de control del sistema articular comienza a aplicar un porcentaje del  $offset_{max}$  configurado al inicio de la terapia. Mientras menor es la fuerza máxima local (fuerza máxima del ciclo, distinta a  $F_{max}$  que es la máxima global), menor es el porcentaje  $offset_{max}$  aplicado, por lo que el sistema converge cada vez más lentamente. Pasados los 20 ciclos (iii), la máxima fuerza transmitida es de -6N y ocurre a los  $50^\circ$ .

En la figura 3.26b se grafica la variación del centro instantáneo de rotación del sistema articular respecto a cada ciclo de flexo-extensión. Se observa que el robot gira en torno a un centro de rotación fijo en los primeros 5 ciclos (i), tal cual como lo haría un exoesqueleto

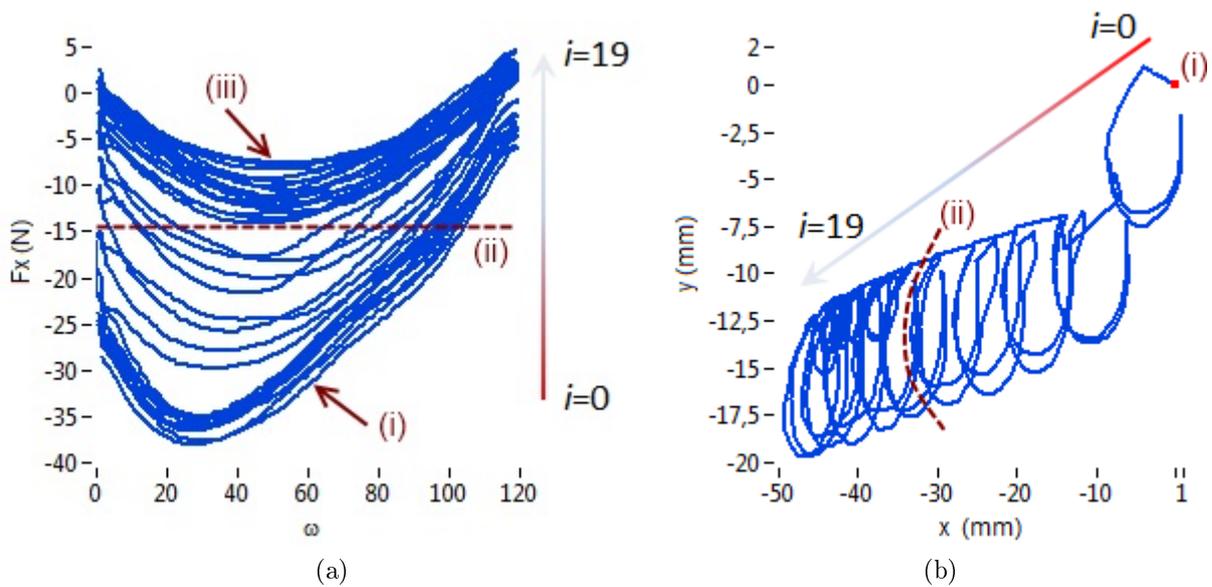


Figura 3.26: Comportamiento del sistema articular para el desalineamiento G. (a) Variación de la fuerza en  $x$  para el desalineamiento G. (b) Variación del CIR del sistema articular.

con 1 GdL para la articulación del codo. Una vez activo el sistema articular, comienza la roto-traslación del centro instantáneo de rotación, reduciendo sus valores una vez alcanzado el umbral  $\%estab$  (ii).

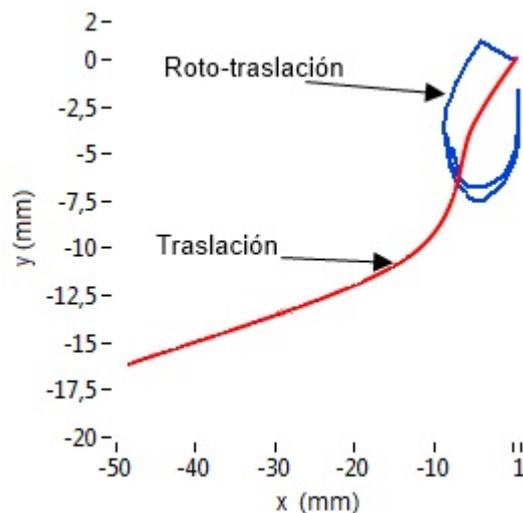


Figura 3.27: Roto-traslación del CIR del sistema articular.

En el comportamiento del CIR del sistema articular, se pueden descomponer dos tipos de movimientos que corresponden a la compensación de distintas causas físicas del desalineamiento, uno de traslación pura y otro de roto-traslación cíclico (Fig. 3.27). El mo-

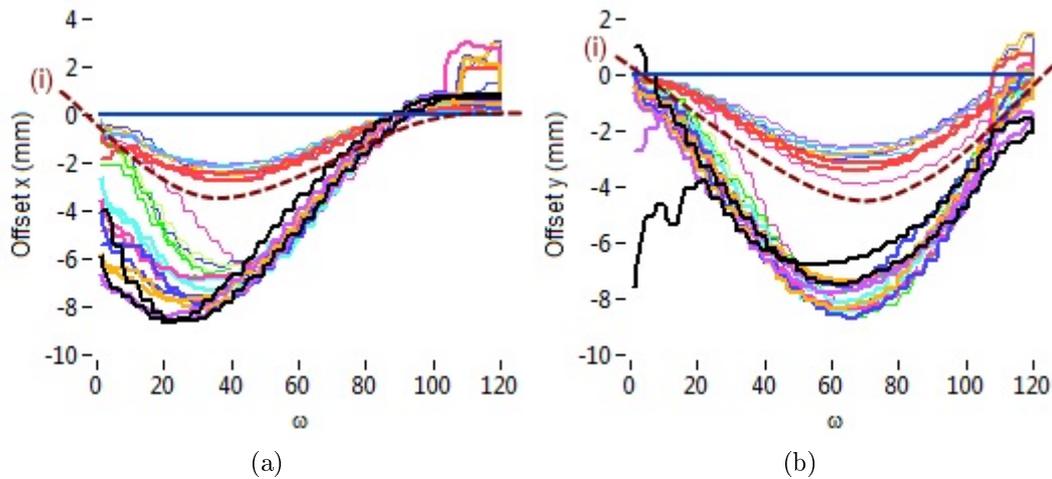


Figura 3.28: *Offsets* referidos a  $S_R$  calculados por el sistema de minimización de fuerzas. (a) Dirección  $x$ . (b) Dirección  $y$ .

movimiento de traslación pura compensa los desalineamientos ocasionados por un mal ajuste del exoesqueleto al paciente en el inicio de la terapia y por desajustes durante el movimiento (por ejemplo un movimiento brusco o acomodamiento por parte del paciente). El movimiento de roto-traslación sigue un patrón que se repite en cada ciclo y compensa los desalineamientos ocasionados por el movimiento de los tejidos blandos (cíclico durante la flexo-extensión) y del centro instantáneo de rotación de la articulación del codo (biológica).

En la figura 3.28 se grafican los *offsets* de cada ciclo calculados por el algoritmo de minimización de fuerzas referidos al sistema de referencia del robot ( $S_R$ ). Estos *offsets* son relativos al ciclo en el que son calculados y su acción es acumulativa, es decir, para enviar la orden de posición actual al robot, a la curva de *offset* calculada en el ciclo actual se debe acumular el efecto de los ciclos anteriores. Se puede observar cómo los *offsets* disminuyen cuando se pasa el umbral  $\%estab$  (i) y pasan a ser un porcentaje del  $offset_{max}$ .

A partir de cada flexión y extensión se calculó la energía efectuada por el paciente y se normalizó respecto al máximo valor medido en cada desalineamiento, los resultados se muestran en las figuras 3.29 y 3.30 para el sujeto 1 y 2 respectivamente. Se puede observar que los máximos de energía se realizan cuando no se compensan los desalineamientos y que una vez que el sistema articular se activa se reduce de forma significativa ( $p < 0.05$ ) el trabajo efectuado por el paciente, llegando a disminuirse en hasta un 80%. Ambos sujetos presentan el mismo comportamiento ( $p > 0.05$ ) tanto para  $\mathbb{C}_1$  como para  $\mathbb{C}_2$ .

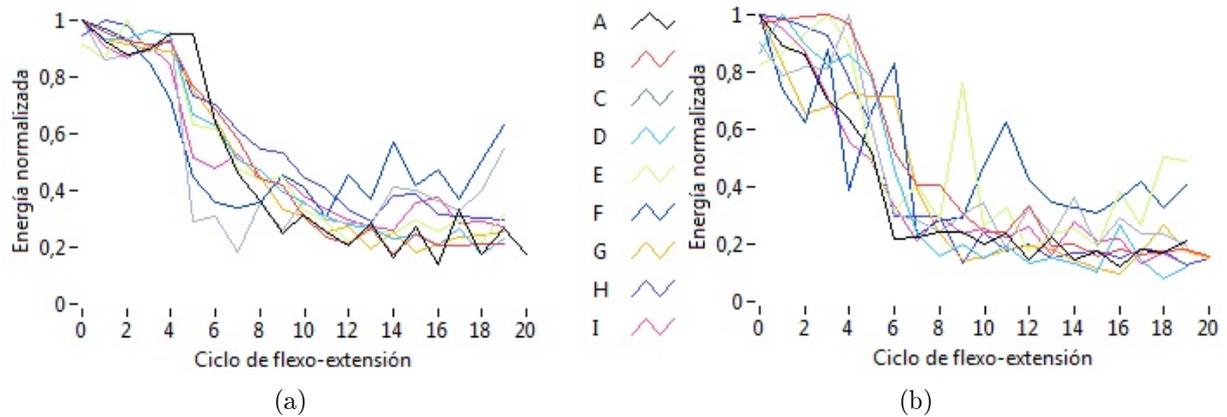


Figura 3.29: Variación de la energía normalizada en la dirección  $x$  para el sujeto 1 por cada ciclo de flexo-extensión. (a) 100 % de asistencia. (b) 0 % asistencia.

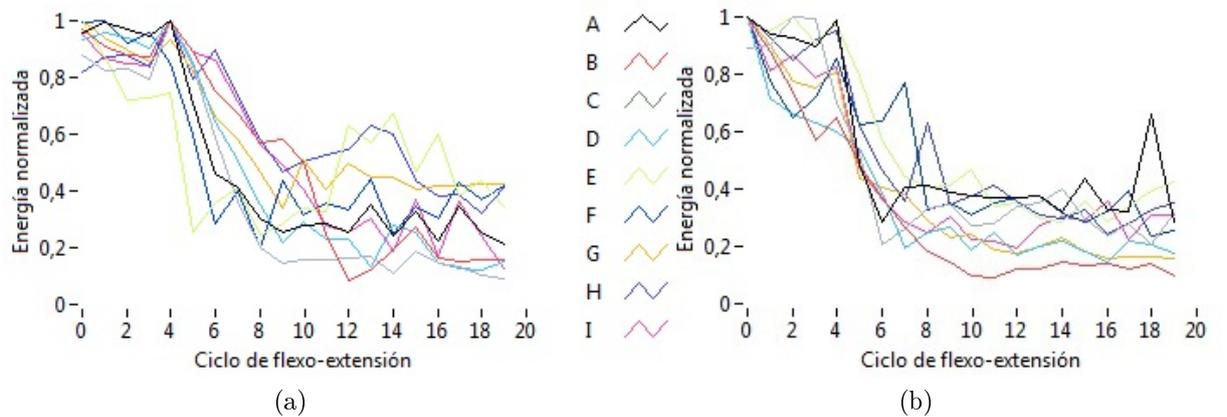


Figura 3.30: Variación de la energía normalizada en la dirección  $x$  para el sujeto 1 por cada ciclo de flexo-extensión. (a) 100 % de asistencia. (b) 0 % asistencia.

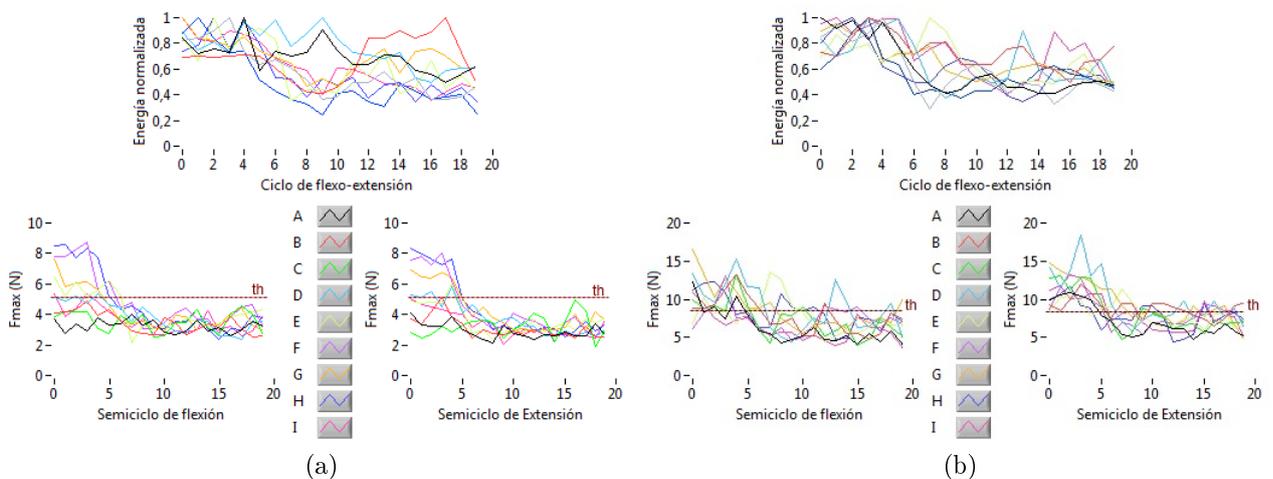


Figura 3.31: Variación de la energía normalizada y la fuerza máxima en la dirección  $y$  para el sujeto 1 por cada ciclo de flexo-extensión. (a) 100 % de asistencia. (b) 0 % asistencia.

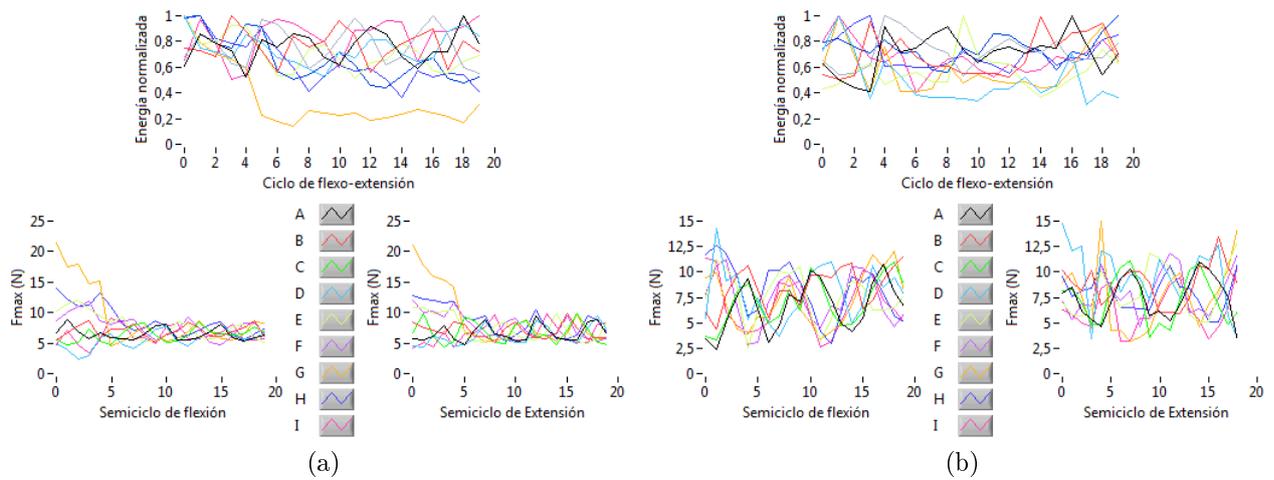


Figura 3.32: Variación de la energía normalizada y la fuerza máxima en la dirección  $z$  para el sujeto 1 por cada ciclo de flexo-extensión. (a) 100 % de asistencia. (b) 0 % asistencia.

Analizando los datos para las componentes  $y$  y  $z$  del sujeto 1, se obtienen las figuras 3.31 y 3.32 respectivamente. Para la componente  $y$ , la energía normalizada se reduce entre un 20 % y un 40 % y se comporta de forma relativamente estable. Si se analizan las fuerzas máximas se puede observar que en general se mantienen dentro de la zona de estabilidad, por lo que el algoritmo no las compensa, lo que explica la estabilidad de la energía normalizada. En  $\mathbb{C}_1$  y en  $\mathbb{C}_2$  (Fig. 3.31a y 3.31b), se observa que al inicio del ejercicio algunas fuerzas se encuentran fuera de los límites establecidos, en estos casos el algoritmo de reducción se activa y se reducen las fuerzas hasta la zona de estabilidad, situación que se puede apreciar también en la energía normalizada, la cual es levemente superior en los primeros ciclos. Por otra parte, como consecuencia de la re-alineación en el plano sagital del sistema articular, la componente  $z$  de la fuerza no presenta grandes variaciones y tiende a mantenerse estable entorno a los 7N.

### 3.6. Arquitectura ortésica propuesta para el miembro superior

A continuación se propone el diseño de un exoesqueleto para la rehabilitación del miembro superior utilizando el sistema articular modelado en la articulación del codo.

El exoesqueleto se diseña considerando los tres GdL de la articulación glenohumeral

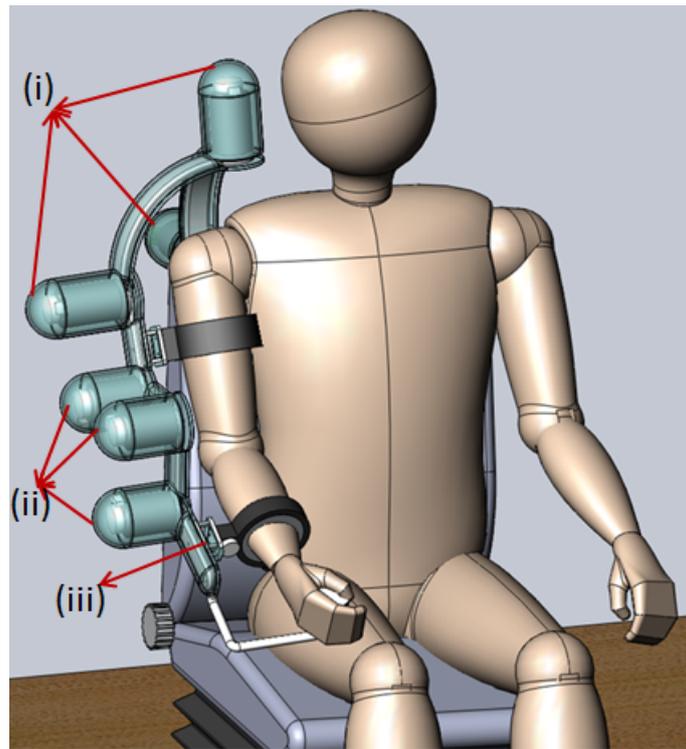


Figura 3.33: Arquitectura propuesta.

(Fig. 3.33). Para reducir problemas de desalineamientos, los tres motores asociados a la articulación glenohumeral rotan en torno a un mismo centro de rotación el cual coincide con el del hombro (i). El codo se modela con 4 GdL, tres de los cuales son para la flexo-extensión (ii) y el cuarto para la pronación-supinación (iii). Con los tres GdL para la flexo-extensión del codo es posible ajustar el tamaño del exoesqueleto a cualquier paciente evitando desajustes al inicio de la terapia. Además controlando los tres motores es posible minimizar las fuerzas de interacción evitando el desalineamiento durante la ejecución de la terapia. Se diseña considerando motores tipo *flat* acoplados a cajas reductoras que permitan proporcionar el par necesario para mover la extremidad superior junto al peso del exoesqueleto. El rango de movimiento (ROM) así como el par que puede alcanzar cada articulación del exoesqueleto se presenta en la tabla 3.4.

### 3.7. Conclusiones del capítulo

Dada la necesidad de implementar una arquitectura articular capaz de disminuir las fuerzas transmitidas al paciente, se ha escogido un sistema articular actuado que permita

Articulación	Movimiento	ROM (deg)	Par (Nm)
Hombro	Flexión-extensión	180 <sup>o</sup> /-60 <sup>o</sup>	30
	Rotación interna/externa	100 <sup>o</sup> /-50 <sup>o</sup>	30
	Abducción-aducción	140 <sup>o</sup> /-45 <sup>o</sup>	30
Codo	Flexión-extensión	120 <sup>o</sup> /-45 <sup>o</sup>	15
	Pronación-supinación	90 <sup>o</sup> /-90 <sup>o</sup>	15

Cuadro 3.4: Rango de movimiento y par de los actuadores.

mantener un completo control del proceso de reducción de fuerzas frente a un sistema pasivo, que planteaba limitaciones tanto en el control de la reducción de fuerzas como en los límites de la compensación de los desplazamiento relativos. Se ha estudiado y modelado un sistema articular de 3 GdL con servoadaptación dinámica que permite funcionar en tres modos de trabajo:

- a) Emulación de un sistema de 1 GdL. Esto permite modelar exoesqueletos con modelos simples de articulaciones y comparar sus prestaciones respecto al sistema de 3 GdL.
- b) Servoadaptación del exoesqueleto a las medidas antropométricas del paciente para luego rotar sin servoadaptarse a desalineamientos del CIR, manteniendo la configuración inicial. Este modo de trabajo está pensado para terapias de recuperación muscular, donde se trabaja “contra resistencia”.
- c) Servoadaptación del exoesqueleto a las medidas antropométricas del paciente y servoadaptación del sistema articular para mantener alineados los ejes de rotación mecánicos y biológicos durante el movimiento. Este modo está diseñado para compensar desajustes entre el robot y el paciente durante terapias de rehabilitación y asistencial.

Se ha comprobado la capacidad de adaptación del sistema articular por medio del seguimiento de trayectorias articulares, modeladas a partir de investigaciones anatómicas y cinemáticas del centro de rotación del codo y la rodilla. El sistema articular requiere como entrada sus datos geométricos, así como el centro de rotación respecto al cual debe rotar. En vista de los requerimientos para calcular el centro de rotación, se desarrolló e implementó un algoritmo de control que permite minimizar las fuerzas efectuadas sobre el paciente por medio de desplazamientos del centro de rotación que compensan las fuerzas de interacción medidas.

Se generaron desalineamientos en el plano sagital y se realizaron pruebas sobre 2 sujetos sanos, las cuales arrojaron una disminución en torno al 80 % de la energía efectuada durante el ejercicio de flexo-extensión para la componente de la fuerza más afectada (dirección  $x$ ). En general, las fuerzas fueron reducidas en los 3 a 4 primeros ciclos después de activar el sistema articular para luego converger lentamente a una zona de estabilización configurada al inicio de la terapia. Para las direcciones  $y$  y  $z$ , las fuerzas se redujeron un 20 %-40 % y disminuyeron cualquier fluctuación en torno a un valor estable.

Se comprobó que el sistema articular puede compensar desalineamientos ocasionados por el movimiento de los tejidos blandos, la roto-traslación del centro instantáneo de rotación biológico, desajustes durante el ejercicio terapéutico y mal ajuste del dispositivo robótico a las medidas del paciente en el inicio de la terapia.

## Capítulo 4

# Conclusiones, Principales Aportaciones y Trabajos Futuros

*En este capítulo se presentan las conclusiones generales respecto al estudio de las fuerzas de interacción y la metodología para su minimización realizada. El capítulo incluye las contribuciones más relevantes del trabajo desarrollado, las cuales sirven como base para plantear las líneas de investigación futura orientadas ya a ensayos clínicos para evaluar los efectos a largo plazo de la solución propuesta. Finalmente se presenta la difusión científica realizada.*

## 4.1. Conclusiones

Los objetivos de este trabajo de investigación han sido el estudio de las fuerzas de interacción entre robot y paciente durante la terapia de rehabilitación, la evaluación de los efectos de una incorrecta transmisión de fuerzas y el diseño y validación de un sistema articular capaz de minimizar las fuerzas ejercidas sobre el paciente. Con el fin de alcanzar estos objetivos se ha investigado el comportamiento biomecánico de la extremidad superior, las causas de una incorrecta transmisión de fuerzas entre persona-robot, la grabación - procesamiento y análisis de señales electromiográficas durante contracciones dinámicas, los sistemas de control robótico y el análisis dinámico de la interacción entre el dispositivo robótico y el paciente.

Los resultados demuestran que los desalineamientos producidos entre los centros de rotación del robot y el paciente aumentan significativamente las fuerzas y pares transmitidos sobre este último. Estas fuerzas ocasionan una sobrecarga muscular, afectando el patrón normal de activación muscular y generando incomodidad y dolor. Extrapolando estos efectos a pacientes con debilidad muscular y problemas neuromotores, a corto plazo puede generar un rechazo a la terapia robotizada y a largo plazo que los objetivos de recuperación se vean mermados. Investigaciones científicas desarrolladas señalan que si se compara una terapia convencional con una robotizada las diferencias no son tan evidentes como se esperaría en un principio, y los resultados obtenidos en este estudio pueden ser una de las razones que limitan la eficacia de las terapias robotizadas. En este sentido, en este trabajo se ha determinado que diversos factores mecánicos y anatómicos se suman y generan desalineamientos entre las articulaciones del robot y el paciente, por lo que es necesario considerar nuevos modelos de articulaciones mecánicas que permitan una adaptación a estas variaciones de los centros de rotación.

Actualmente se desarrollan e implementan modelos basados en añadir más articulaciones pasivas al grado de libertad activo que genera el movimiento, sin embargo éstos diseños no permiten la compensación de todos los factores que ocasionan los desalineamientos, además sólo son capaces de compensarlos dentro de un cierto rango de medidas y no se puede tener un control de la compensación de los desajustes. Como solución a esta problemática se planteó la necesidad de utilizar grados de libertad adicionales activos que permitan una

servoadaptación dinámica de los desajustes generados durante el movimiento. Basado en esto, se desarrolló e implementó un algoritmo capaz de minimizar las fuerzas de interacción por medio de un ajuste activo del centro de rotación de los actuadores mecánicos de la articulación. Además se modela un sistema articular de 3 grados de libertad activos capaz de rotar en torno a este centro de rotación.

Los resultados demuestran que por medio de la servoadaptación dinámica de los actuadores involucrados, se logran reducir las fuerzas de interacción en hasta un 80 % para los desalineamientos modelados así como la energía necesaria para efectuar los movimientos de rehabilitación. Todo esto conlleva una disminución de la sobrecarga muscular y un mejor aprovechamiento de la terapia robotizada.

A partir de los estudios que constatan el aumento de las fuerzas transmitidas a los pacientes debido a los problemas de alineación entre el exoesqueleto y el paciente, es posible cuestionar la forma en la que interactúan los dispositivos robóticos. Esta tesis profundiza en esta problemática y plantea una metodología y una arquitectura robótica para minimizar las fuerzas de interacción, haciendo que el robot se adapte a la persona y no al revés, siguiendo el concepto "*human centered robotics*" o robótica centrada en la persona.

A continuación se detallan las principales aportaciones de esta tesis doctoral, así como los trabajos futuros y la difusión científica realizada.

## 4.2. Principales Aportaciones

Las principales contribuciones de esta tesis se resumen a continuación:

- Revisión del estado del arte de los dispositivos robóticos desarrollados para la rehabilitación de la extremidad superior y de los modelos articulares implementados en su diseño.
- Demostración de que el desalineamiento genera una inadecuada transmisión de fuerzas sobre el paciente, que sobrecarga la extremidad y varía el patrón normal de activación muscular. Para lo cual se diseñó e implementó un banco de ensayo que permite emular el comportamiento de diversas arquitecturas robóticas y evaluar su actuación sobre el miembro superior, además de definirse una metodología para ge-

nerar diferentes tipos de desalineamientos entre el dispositivo robótico y el miembro superior. Se determinó que la componente  $x$  del plano sagital era la más afectada por los desajustes modelados y se identificó que las restricciones al movimiento del ángulo de acarreo producía fuerzas que aumentaban con los desalineamientos.

- Estudio de una arquitectura articular de 3 GdL capaz de servoadaptarse dinámicamente para compensar desplazamientos relativos, ajustar el exoesqueleto a las medidas del usuario y variaciones del eje de rotación de las articulaciones biológicas.
- Desarrollo de una estrategia de control que minimiza las fuerzas de interacción por medio del cálculo de un centro de rotación variable para el sistema articular que compensa las fuerzas medidas durante el movimiento.
- Evaluación experimental sobre voluntarios sanos tanto del sistema articular modelado como de la estrategia de minimización de fuerzas. Los resultados demostraron una disminución de la energía necesaria para realizar el movimiento de flexo-extensión, alcanzando una reducción de hasta un 80 % en la dirección  $x$  y de hasta un 40 % en la dirección  $y$ . En la dirección  $z$  se logró mantener estable las fuerzas generadas por las restricciones al ángulo de acarreo.

### 4.3. Trabajos futuros

Los resultados obtenidos y la problemática en la que se enmarca este trabajo doctoral, sugieren líneas de investigación que deben ser abordadas como trabajo futuro. El primero de ellos pasar de la evaluación sobre un robot industrial de 7 GdL (KUKA light weight robot), a un dispositivo portable para la rehabilitación del miembro superior que incluya el sistema articular modelado, incluyendo el sistema de control implementado en el banco de ensayo utilizado.

El presente estudio evaluó el funcionamiento del sistema articular así como el sistema de control capaz de minimizar las fuerzas de interacción en personas sanas y es extrapolable a pacientes con ACV y problemas neuromotores. Para evaluar la incidencia en pacientes de la minimización de fuerzas por parte del exoesqueleto sobre los resultados finales de la terapia es necesario elaborar un estudio clínico a largo plazo. Se debiera considerar un

grupo control utilizando exoesqueletos sin el sistema de minimización de fuerzas propuesto, otro de control usando terapias convencionales y otro de pruebas con el sistema articular para poder realizar una comparación entre dispositivos robóticos y relacionarlos con los resultados obtenidos con las terapias convencionales.

Por otro lado, sería interesante profundizar en la investigación de un patrón en las señales EMG que permita definir un estado de sobrecarga muscular producto de una mala transmisión de fuerzas por parte del robot. Para mejorar la calidad de los datos EMG sería deseable poder realizarlo por medio de un análisis electromiográfico intramuscular. Además el estudio debiera corroborar los datos obtenidos con pacientes que han sufrido un ACV.

Por último, el sistema articular permite compensar desalineamientos en el plano sagital pero no considera movimientos del plano frontal o transversal producto del ángulo de acarreo. Al igual que en [29], habría que estudiar un diseño mecánico que incorporara de forma pasiva este grado de libertad adicional al sistema articular.

## 4.4. Difusión científica de los resultados

Como resultado del trabajo realizado, se han elaborado publicaciones en revistas científicas, congresos internacionales y nacionales, *workshops*, capítulos de libros y simposios. A continuación se detallan todas las contribuciones.

Publicaciones en revistas científicas:

- L. E. Amigo, X. Giralt, A. Casals and J. Amat. Effects of misalignment forces on muscle activity in robot-aided therapy. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, under review. Manuscript ID 1960765329982729.

Capítulo de libro:

- X. Giralt, L. E. Amigo, A. Casals and J. Amat. “Robotic platform to evaluate the assistance and assessment on the rehabilitation loop” in *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation*, J. L. Pons, D. Torricelli and M. Pájaro (Eds.), Springer Verlag, in press. DOI:10.1007/978-3-642-34546-3\_169.

Contribuciones a congresos y simposios internacionales:

- L. E. Amigo, A. Casals, J. Amat. Poliarticulated architecture for the emulation of an isocentric joint in orthotic applications. *IEEE/RAS&EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, BioRob*, pp. 825-830, 2010, Tokyo. DOI:10.1109/BIOROB.2010.5628060.
- L. E. Amigo, A. Casals, J. Amat. Study of interaction forces between Human-Robot during rehabilitation therapies and a polyarticular joint architecture implementation to avoid misalignments. *HYPHER Summer School on Neurorehabilitation*, 2011, Salamanca.
- L. E. Amigo, A. Casals, J. Amat. Design of a 3-dof joint system with dynamic servo-adaptation in orthotic applications. *IEEE International Conference on Robotics and Automation ICRA*, pp. 3700-3705, 2011, Shanghai. DOI:10.1109/ICRA.2011.5980173.
- L. E. Amigo, Q. Fernandez, X. Giralt, A. Casals and J. Amat. Study of patient-orthosis interaction forces in rehabilitation therapies. *IEEE/RAS&EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, BioRob*, pp. 1098-1103, 2012, Rome. DOI:10.1109/BioRob.2012.6290777.

Contribuciones a *workshops* internacionales:

- A. Casals, L. E. Amigo. Adaptable architectures of upper limb orthosis for rehabilitation. *IEEE/RAS&EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, BioRob*, 2010, Tokyo.

Contribuciones a congresos y simposios nacionales:

- L. E. Amigo, A. Casals. Exoesqueletos de miembro superior: necesidades de usuario y soluciones tecnológicas. *XXVII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica CASEIB 2009*, Cádiz.
- A. Casals, X. Giralt, L. E. Amigo, M. Frigola, J. Aranda and J. Amat. Neurorobotic devices and rehabilitation of motor disorders. *3<sup>rd</sup> IBEC Symposium on Bioengineering and Nanomedicine* 2010, Barcelona.

- L. E. Amigo, A. Casals. Diseño de un sistema articular con servo-adaptación dinámica para aplicaciones ortésicas. *XXVIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica CASEIB 2010*, Madrid.
- L. E. Amigo, A. Casals. Polyarticulated exoskeleton architecture to avoid joints misalignments between human and robot. *4<sup>th</sup> IBEC Symposium on Bioengineering and Nanomedicine 2011*, Barcelona.
- L. E. Amigo, Q. Fernandez, X. Giralt, A. Casals y J. Amat. Diseño de una arquitectura de ortesis adaptativa y estudio de la personalización de su grado de asistencia. *ROBOT 2011*, pp- 60-65, 2011, Sevilla.
- L. E. Amigo, X. Giralt, A. Casals. Study of interaction forces in robot-aided therapy. *6<sup>th</sup> IBEC Symposium on Bioengineering and Nanomedicine 2013*, Barcelona.



# Bibliografía

- [1] J. Díaz-Guzmán, J. A. Egido, R. Gabriel-Sánchez, G. Barberá-Comes, B. Fuentes-Gimeno, C. Fernández-Pérez. Stroke and transient ischemic attack incidence rate in Spain: the IBERICTUS study. *Cerebrovascular Diseases*, vol. 34, pp.272-281, 2012. ISSN 1015-9770.
- [2] R. P. S. Van Peppen, G. Kwakkel, B. C. Harmeling-van der Wel, B. J. Kollen, J. S. M. Hobbelen, J. H. Buurke, J. Halfens, L. Wagenborg, M. J. Vogel, M. Berns, R. van Klaveren, H. J. M. Hendriks, J. Dekker. KNGF Clinical Practice Guideline for physical therapy in patients with stroke. *Supplement to the Dutch Journal of Physical Therapy*, vol. 114, no. 5, 2004.
- [3] C. M. Bütefisch. Plasticity in the human cerebral cortex: Lessons from the normal brain and from stroke. *The Neuroscientist*, vol. 10, no. 2, pp. 163-173, 2004. ISSN 1073-8584.
- [4] J. M. Belda-Lois, S. Mena-del Horno, I. Bermejo-Bosch, J. C. Moreno, J. L. Pons, D. Farina, M. Iosa, M. Molinari, F. Tamburella, A. Ramos, A. Caria, T. Solis-Escalante, C. Brunner and M. Rea. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 8, no. 1, 66, 2011. DOI:10.1186/1743-0003-8-66.
- [5] G. Xi, R. Keep, J. Hoff. Mechanisms of brain injury after intracerebral haemorrhage. *The Lancet Neurology*, vol. 5, pp.53–63, 2006.
- [6] K. Matsushita, W. Meng, X. Wang, M. Asahi, K. Asahi, M. A. Moskowitz, E. H. Lo. Evidence for apoptosis after intercerebral hemorrhage in rat striatum. *Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism*, vol. 20, pp. 396–404, 2000.

- [7] J. J. Sánchez-Chávez. El área de penumbra. *Revista de Neurología*, vol. 28, pp. 810-816, 1999.
- [8] G. Kwakkel, B. J. Kollen, H. I. Krebs. Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: A systematic review. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, vol. 22, no. 2, p. 111-121, 2008. DOI: 10.1177/1545968307305457.
- [9] G. B. Prange, M. J. Jannink, C. G. Groothuis-Oudshoorn, H. J. Hermens, M. J. Ijzerman. Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol. 43, no. 2, pp. 171-184, 2006. DOI: 10.1682/JRRD.2005.04.0076.
- [10] J. H. Van der Lee, I. A. Snels, H. Beckerman, G. J. Lankhorst, R. C. Wagenaar, L. M. Bouter. Exercise therapy for arm function in stroke patients: A systematic review of randomized controlled trials. *Clinical Rehabilitation*, vol. 15, no. 1, pp. 20-31, 2001. DOI: 10.1191/026921501677557755.
- [11] S. Barreca, S. L. Wolf, S. Fasoli, R. Bohannon. Treatment interventions for the paretic upper limb of stroke survivors: A critical review. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, vol. 17, no. 4, pp. 220-226, 2003. DOI: 10.1177/0888439003259415.
- [12] A. I. Kapandji, *Fisiología Articular*, 6<sup>a</sup> ed., tomo 1, Editorial Medica Panamericana, pp. V 354, Madrid, 2006.
- [13] Gopura, R. A. R. C.; Kiguchi, K. SUEFUL-7: A 7DOF Upper-Limb Exoskeleton Robot with Muscle-Model-Oriented EMG-Based Control. *Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. 2009, pp.1126-1131.
- [14] K. Kiguchi, M. H. Rahman, M. Sasaki, K. Teramoto. Development of a 3DOF Mobile Exoskeleton Robot for Human Upper-Limb Motion Assist. *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 56, pp. 678-691, 2008.
- [15] T. Rahman, W. Sample, S. Jayakumar, M. M. King, J. Y. Wee, R. Seliktar, M. Alexander, M. Scavina, A. Clark. Passive Exoskeletons for Assisting Limb Movement. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol. 43, n<sup>o</sup> 5, pp. 583-590, 2006.

- [16] S. J. Housman, V. Le, T. Rahman, R. J. Sanchez, D. J. Reinkensmeyer. Arm-training with T-WREX after chronic stroke: preliminary results of a randomized controlled trial. *IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics ICORR*, 2007.
- [17] R. J. Sanchez, J. Liu, S. Rao, P. Shah, R. Smith, T. Rahman, S. C. Cramer, J. E. Bobrow, D. J. Reinkensmeyer. Automating arm movement training following severe stroke: functional exercises with quantitative feedback in a gravity-reduced environment. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 14, no. 3, 2006.
- [18] T. Nef, M. Mihelj, G. Kiefer, C. Pendl, R. Muller, R. Riener. ARMin exoskeleton for arm therapy in stroke patients. *Proceedings of the 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2007.
- [19] H. Kawamoto, Y. Sankai. Power assist method based on phase sequence and muscle force condition for HAL”, *Advanced Robotics*, vol. 19, n<sup>o</sup> 7, pp. 717–734, 2005,
- [20] <http://www.cyberdyne.jp/English>
- [21] S. Balasubramanian, R. Wei, M. Perez, B. Shepard, E. Koeneman, J. Koeneman, J. He. RUPERT: An exoskeleton robot for assisting rehabilitation of arm functions. *Virtual Rehabilitation*, pp. 163-167, 2008.
- [22] P. Garrec, J. P. Friconneau, Y. Méasson, Y. Perrot. ABLE, An innovative transparent exoskeleton for the upper-limb. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2008.
- [23] N. Jarrassé, J. Robertson, P. Garrec, J. Paik, V. Pasqui, Y. Perrot, A. Roby-Brami, D. Wang, G. Morel. Design and acceptability assessment of a new reversible orthosis. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2008.
- [24] P. Garrec, J. P. Friconneau, F. Louveau. Virtuose 6D: A new forcecontrol master arm using innovative ball-screw actuators”, in *Proceedings of ISIR 35th International Symposium in Robotics*, 2004.

- [25] J. C. Perry, J. Rosen and S. Burns. Upper-limb powered exoskeleton design. *IEEE/ASME transactions on mechatronics*, vol. 12, no. 4, 2007.
- [26] E. Cavallaro, J. Rosen, J. C. Perry, S. Burns, and B. Hannaford. Hill-based model as a myoprocessor for a neural controlled powered exoskeleton arm - parameters optimization. in *Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Automation ICRA 2005*, pp. 4514–4519, 2005.
- [27] S. J. Ball, I. Brown, S. H. Scott. MEDARM: a rehabilitation robot with 5DoF at the shoulder complex. *Proceedings from the IEEE/AMSE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics AIM 2007*, 2007.
- [28] A. Schiele, G. Visentin. The ESA human arm exoskeleton for space robotics telepresence. *Proceeding of the 7th International Symposium on Artificial Intelligence, Robotics and Automation in Space: i-SAIRAS*, 2003.
- [29] N. Vitiello, T. Lenzi, S. Roccella, S. M. M. De Rossi, E. Cattin, F. Giovacchini, F. Vecchi, M. C. Carrozza. NEUROExos: A powered elbow exoskeleton for physical rehabilitation. *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 29, no. 1, pp. 220-235, 2013. DOI: 10.1109/TRO.2012.2211492 .
- [30] V. Dietz, G. Colombo, L. Jensen and L. Baumgartner. Locomotor capacity of spinal cord in paraplegic patients. *Annals of Neurology*, vol. 37, pp. 574-582, 1995.
- [31] D. J. Reinkensmeyer, J. H. Wynne, S. J. Harkema. A robotic tool for studying locomotor adaptation and rehabilitation. *IEEE International Conference on Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 2353-4, 2000.
- [32] H. Schmidt, S. Hesse, R. Bernhardt. Safety concept for robotic gait trainers. *IEEE International Conference on Engineering in Medicine and Biology Society*; pp. 2703-6, 2004.
- [33] H. Schmidt, F. Piorko, R. Bernhardt, J. Kruger, S. Hesse. Synthesis of perturbations for gait rehabilitation robots. In: *Proceedings of the IEEE 9th international conference on rehabilitation robotics, Chicago*, pp. 74-7, 2005.

- [34] J. F. Veneman, R. Ekkelenkamp, R. Kruidhof, F. C. T. Van der Helm and H. Van der Kooil. A series elastic- and bowden-cable-based actuation system for use as torque actuator in exoskeleton-type robots. *International Journal of Robotics Research*, vol. 25, pp. 261-281, 2006.
- [35] G. Colombo, M. Joerg, R. Schreier, and V. Dietz. Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol. 37, no.6, pp. 693-700, 2000.
- [36] J. D. Moorehead, D. M. Harvey and S. C. Montgomery. A surface-marker imaging system to measure a moving knee's rotational axis pathway in the sagittal plane. *Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 48, no. 3, pp.384-393, 2001.
- [37] M. Thomsen, H. Mannel, S. Spiering, H. Dathe, D. Kubein-Meesenburg, H. Nagerl. Biomechanics of the tibiofemoral joint and knee braces. *Orthopade*, vol. 31, no. 9, pp. 914-920, 2002.
- [38] N. Neckel, W. Wisman and J. Hidler, "Limb alignment and kinematics inside a Lokomat robotic orthosis", IEEE EMBS Annual International Conference, New York City, 2006, pp. 2698-2701.
- [39] J.M. Baydal et al., "Development of a hinge compatible with the kinematics of the knee joint", *Prosthetics and Orthotic International*, vol. 31, no. 4, pp. 371-383, 2007.
- [40] J. M. Hidler, A. E. Wall. Alteration in muscle activation pattern during robotic-assisted walking. *Clinical Biomechanics*, vol.20, pp.184-193, 2005.
- [41] A. Shiele. Ergonomics of exoskeleton: Objective performance metrics. *3th Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interface for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, pp.103-108, 2009.
- [42] D. G. Mandalidis, P. Florides, M. O'Brien. Scapular plane isokinetic shoulder elevation: Effect of shoulder and motor centres of rotation transient misalignment on moment data. *Isokinetics and Exercise Science*, vol. 9, no. 2-3, pp.91 -99, 2001.

- [43] E. Masméjean, B. Chapin-Bouscarat, P. Terrade et C. Oberlin. Pathologies du coude et rééducation. *Encycl. Méd. Chir. (Elsevier, Paris-France), Kinésithérapie-Médecine physique-Réadaptation*, 26-213-B-10, 1998. ISSN 1878-5913 (Online).
- [44] J. N. Heuleu et J. J. Jusserand. Bilan articulaire du coude et de la pronosupination. *Encycl. Méd. Chir. (Elsevier, Paris-France), Kinésithérapie- Rééducation fonctionnelle*, 26-008-C-20, 1991.
- [45] A. Darnault. Rééducation des prothèses totales de coude. *Encycl Méd Chir (Editions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS, Paris-France), Kinésithérapie-Médecine physique-Réadaptation*, 26-213-B-20, 2002.
- [46] C. P. McDonald, V. Moutzouros and M. J. Bey. Measuring dynamic in-vivo elbow kinematics: description of technique and estimation of accuracy. *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 134, no. 12, 2012. DOI:10.1115/1.4007951
- [47] X. Giralt, L. E. Amigo, A. Casals, J. Amat. Robotic platform to evaluate the assistance and assessment on the rehabilitation loop. *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation Biosystems & Biorobotics*. 2013, vol. 1, pp 1031-1035. DOI: 10.1007/978-3-642-34546-3\_169.
- [48] A. Albu-Schäffer, Ch. Ott, G. Hirzinger. A unified passivity based control framework for position, torque and impedance control of flexible joint robots. *Invited extended version of the Springer Tracts Article, Int. Journal of Robotics Research*, vol. 26, No. 1, 23- 39, 2007
- [49] G. Schreiber. Fast research interface (FRI) documentation. *KUKA Roboter Group GmbH*, 2010.
- [50] O. Rauh, E. Stickel, L. Cheze, C. Gutierrez, R. San Marcelino, J. Dimnet. Biomechanics of the upper limb using robotic techniques *Human Movement Science*, vol. 15, no. 3, pp. 477-496, 1996.
- [51] T. W. Beck, T. J. Housh, G. O. Johnson, J. P. Weir, J. T. Cramer, J. W. Coburn, M. H. Malek. The effects of interelectrode distance on electromyographic amplitude and

- mean power frequency during isokinetic and isometric muscle actions of the biceps brachii. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 15, no. 5, pp.482-95, 2005.
- [52] F. D. Farfán, J. C. Politti, C. J. Felice. Evaluation of EMG processing techniques using information theory. *BioMedical Engineering OnLine*, vol.9, no.72, 2010.
- [53] E. A. Clancy, E. L. Morin, R. Merletti. Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 12, pp. 1–16, 2002.
- [54] D. P. Allen. A frequency domain Hampel filter for blind rejection of sinusoidal interference from electromyograms. *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 177, pp. 303–310, 2009.
- [55] R. K. Pearson. Outliers in process modeling and identification. *IEEE Trans. Control Systems Technology*, vol. 10, pp. 55-63, 2002.
- [56] D. P. Allen, E. L. Stegemöller, C. Zadikoff, J. M. Rosenow, C. D. MacKinnon. Suppression of deep brain stimulation artifacts from the electroencephalogram by frequency-domain Hampel filtering. *Clinical Neurophysiology*, vol. 121, pp. 1227-1232, 2010.
- [57] L. Davies, U. Gather. The identification of multiple outliers. *Journal of the American Statistical Association*, vol. 88, pp. 782-792, 1993.
- [58] D. T. Mewett, H. Nazeran, K. J. Reynolds. Removing power line noise from recorded EMG. *Proc. 23rd Annu. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2001.
- [59] D, T. Mewett, K. J. Reynolds, H. Nazeran. Reducing power line interference in digitised electromyogram recordings by spectrum interpolation. *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 42, pp. 524-531, 2004.
- [60] R. G. T. Mello, L. F. Oliveira, J. Nadal. Digital Butterworth filter for subtracting noise from low magnitude surface electromyogram. *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 87, pp. 28–35, 2007.

- [61] R. L. Ortolan, R. N. Mori, R. R. Pereira, C. M. Cabral, J. C. Pereira, A. J. Cliquet. Evaluation of adaptive/nonadaptive filtering and wavelet transform techniques for noise reduction in EMG mobile acquisition equipment. *IEEE Trans. Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 11, pp. 60-69, 2003.
- [62] M. S. Hussain, M. B. I. Reaz, F. Mohd-Yasin, M. I. Ibrahimy. Electromyography signal analysis using wavelet transform and higher order statistics to determine muscle contraction. *Expert Systems*, vol. 26 pp. 35-48, 2009.
- [63] A. Phinyomark, C. Limsakul, P. Phukpattaranont. Optimal wavelet functions in wavelet denoising for multifunction myoelectric control. *Transactions on electrical engineering, electronics and communications*, vol. 8, pp. 43-52, 2010.
- [64] A. Phinyomark, P. Phukpattaranont, C. Limsakul. Feature reduction and selection for EMG signal classification. *Expert Systems with Applications*, vol. 39, pp. 7420-7431, 2012.
- [65] D. Farina. Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, vol. 34, pp. 121-127, 2006.
- [66] K. Englehart, B. Hudgin, P. A. Parker. A wavelet-based continuous classification scheme for multifunction myoelectric control. *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, vol. 48, pp.302-311, 2001.
- [67] H. Christensen, Sogaard K, Jensen BR, Finsen L, Sjogaard G: Intramuscular and surface EMG power spectrum from dynamic and static contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 5, pp. 27-36, 1995.
- [68] J. R. Potvin. Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions. *Journal of Applied Physiology*, vol. 82, pp. 144-151, 1997.
- [69] P. Bonato, G. Gagliati, M. Knafitz. Analysis of myoelectric signals recorded during dynamic contractions. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, vol. 15, pp. 102-111, 1996.

- [70] R. Merletti, M. Knaflitz, C. J. De Luca. Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *Journal of Applied Physiology*, vol. 69, pp. 1810-1820, 1990.
- [71] A. Savitzky, M. J. E. Golay. Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures. *Analytical Chemistry* vol. 36, 1964.
- [72] R. W. Schafer. What Is a Savitzky-Golay Filter? [Lecture Notes]. *IEEE Signal Processing Magazine*, vol. 28, no. 4, 2011. DOI:10.1109/MSP.2011.941097.
- [73] S. S. Shapiro, M. B. Wok. An analysis of variance test for normality (complete samples). *Biometrika* vol. 52, pp.591-611, 1965. DOI:10.1093/biomet/52.3-4.591.
- [74] S. Shankar, R. E. Gander, B. R. Brandell. Changes in the myoelectric signal (MES) power spectra during dynamic contractions. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 73, pp. 142–150, 1989.
- [75] L. Arendt-Nielsen, N. Gantchev, T. Sinkjaer. The influence of muscle length on muscle fibre conduction velocity and development of muscle fatigue. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 85, pp. 166–172, 1992.
- [76] E. Jigjid, N. Kawashima, H. Ogata, K. Nakazawa, M. Akai, F. Eto, N. Haga. Effects of passive leg movement on the oxygenation level of lower limb muscle in chronic stroke patients. *Neurorehabil Neural Repair*, vol. 22, no.1, pp. 40-9, 2007.
- [77] P. Lindberg, C. Schmitz, H. Forssberg, M. Engardt, J. Borg. Effects of passive-active movement training on upper limb motor function and cortical activation in chronic patients with stroke: A pilot study. *Journal of Rehabilitation Medicine*, vol. 36, no. 3, pp. 117-23, 2004.
- [78] A. Nardone, M. Schieppati. Shift of activity from slow to fast muscle during voluntary lengthening contraction of the triceps surae muscle in humans. *Journal of Physiology*, vol. 395, pp. 363–381, 1988.

- [79] Nardone A, Romano C, Schieppati M: Selective recruitment of high-threshold human motor units during voluntary isotonic lengthening of active muscles. *Journal of Physiology* 1989, 409:451–471.
- [80] B. F. Morrey, E. Y. Chao. Passive motion of the elbow joint. *Journal of Bone & Joint Surgery*, vol. 58-A, pp.501-508, 1976.
- [81] M. Bottlang, S. M. Madey, C. M. Steyers, J. L. Marsh, T. D. Brown. Assessment of elbow joint kinematics in passive motion by electromagnetic motion tracking. *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 18, no. 2, pp. 195-202, 2000. DOI: 10.1002/jor.1100180206
- [82] M. A. Nussbaum, X. Zhang. Heuristics for locating upper extremity joint centres from a reduced set of surface markers. *Human Movement Science*, vol. 19, no. 5, pp. 797-816, 2000. ISSN: 0167-9457.
- [83] A. Goto, H. Moritomo, T. Murase, K. Oka, K. Sugamoto, T. Arimura, Y. Nakajima, T. Yamazaki, Y. Sato, S. Tamura, H. Yoshikawa, T. Ochi. In vivo elbow biomechanical analysis during flexion: three-dimensional motion analysis using magnetic resonance imaging. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 13, no. 4, pp. 441-7, 2004. doi:10.1016/j.jse.2004.01.022.
- [84] H. J. Woltring, R. Huiskes, A. de Lange, F. E. Veldpaus. Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics. *Journal of Biomechanics*. vol. 18, no. 5, pp. 379-89, 1985. DOI: 10.1016/0021-9290(85)90293-3.
- [85] S. Fioretti, L. Jetto, T. Leo. Reliable in vivo estimation of the instantaneous helical axis in human segmental movements. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 37, no. 4, pp. 398-409, 1990. DOI:10.1109/10.52347.
- [86] J. H. Challis. Estimation of the finite center of rotation in planar movements. *Medical Engineering & Physics*, vol. 23, no.3, pp. 227-33, 2001. DOI:10.1016/S1350-4533(01)00043-1.

- 
- [87] G. Anamika, G. Deepika. Orientation tracking by inertial sensing: A Review. *IJCSI International Journal of Computer Science Issues*, vol. 9, no 3, 2012. ISSN (Online): 1694-0814.
- [88] H. J. Luinge, P. H. Veltink. Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 43, pp. 273-282, 2005.
- [89] Y. Shuozhi, L. Qingguo. Inertial sensor-based methods in walking speed estimation: A systematic review. *Sensors*, vol. 12, pp. 6102-6116, 2012. DOI:10.3390/s120506102.
- [90] H. P. Brückner, C. Spindeldreier, H. Blume, E. Schoonderwaldt, E. Altenmüller. Evaluation of inertial sensor fusion algorithms in grasping tasks using real input data. *2012 Ninth International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*, 2012. DOI 10.1109/BSN.2012.9.