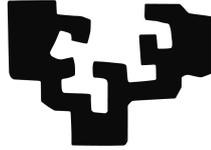


eman ta zabal zazu



Universidad
del País Vasco

Euskal Herriko
Unibertsitatea

Escuela de Ingeniería de Bilbao
Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática

CONTROL AVANZADO PARA ROBÓTICA ASISTENCIAL Y SANITARIA

Aitziber Mancisidor Barinagarrementeria

**Tesis dirigida por los Drs. Itziar Cabanes Axpe
y Asier Zubizarreta Pico**

Diciembre 2017

Índice general	a
1 Introducción	1
1.1. Motivación del trabajo	1
1.2. Objetivos de la tesis	7
1.3. Estructura de la tesis	8
2 Estado del Arte	9
2.1. Robots Asistenciales	10
2.2. Dispositivos Robóticos de Rehabilitación de las Extremidades Superiores .	13
2.2.1. Análisis cinemático de la extremidad superior	13
2.2.2. Requisitos	15
2.2.3. Estructura mecánica	18
2.2.4. Sistemas de accionamiento	23
2.2.5. Conclusiones	26
2.3. Estrategias de Control de Robots de Rehabilitación	28
2.3.1. Controladores de nivel de tarea	29
2.3.2. Controladores de nivel de dispositivo robótico	34
2.3.3. Obtención de las variables de control	42
2.4. Conclusiones	44
3 Modelado	49
3.1. Introducción: metodología y trabajos relacionados	50
3.2. Caso de estudio: Robot multifuncional para la rehabilitación de las extre- midades superiores	53
3.3. Sistema de accionamiento basado en componentes elásticos	56
3.3.1. Modelado cinemático de los componentes elásticos	59
3.3.2. Modelado dinámico de los actuadores	64
3.3.3. Modelado dinámico del punto de transmisión	66
3.4. Estructura pantógrafa multiconfigurable	67

3.4.1.	Modelado de la configuración mecánica ARM	69
3.4.2.	Modelado de la configuración mecánica WRIST	76
3.5.	Validación	83
3.5.1.	Identificación de los parámetros	84
3.5.2.	Validación del modelo cinemático	86
3.5.3.	Validación del modelo dinámico	89
3.5.4.	Resultados de validación	93
4	Control	97
4.1.	Diseño de controladores de nivel de tarea	98
4.1.1.	Tareas asistidas adaptativas	100
4.1.2.	Tarea correctora progresiva	101
4.1.3.	Tareas adaptativas basadas en la oposición	103
4.2.	Diseño de controladores avanzados de nivel de dispositivo	107
4.2.1.	Control de impedancia aplicado a robots de rehabilitación	108
4.2.2.	Control de fuerza basado en el modelo dinámico del robot	113
4.2.3.	Control de posición basado en el modelo cinemático del robot	118
4.2.4.	Control de seguimiento	122
5	Implementación y Validación	125
5.1.	Entorno de control y ejecución	126
5.1.1.	Software de rehabilitación Telereha	127
5.1.2.	Diseño e implementación de la plataforma de control y ejecución	130
5.2.	Validación del algoritmo de control propuesto	134
5.2.1.	Validación de los controladores de nivel de dispositivo	134
5.2.2.	Validación de los controladores de nivel de tarea	147
5.3.	Validación con personas	162
5.3.1.	Preparación de los ensayos	162
5.3.2.	Análisis y discusión de los resultados	169
6	Conclusiones y líneas futuras	179
6.1.	Conclusiones	179
6.1.1.	Aportaciones en el área de modelado	180
6.1.2.	Aportaciones en el área de control	182
6.1.3.	Aportaciones en el área de implementación y validación	185
6.2.	Líneas futuras	186
	Nomenclatura	189
	Índice de tablas	193
	Índice de figuras	194

1.1. Motivación del trabajo

El ictus y sus secuelas

Un ataque cerebrovascular o ictus es un trastorno brusco de la circulación cerebral que altera la función de una determinada región del cerebro. Se puede producir por una disminución del flujo sanguíneo que recibe una parte del cerebro (ictus isquémicos) o por la hemorragia originada por la rotura de un vaso cerebral (ictus hemorrágicos) [88]. En los dos casos, la sangre no llega correctamente al cerebro lo que conlleva a una muerte irreversible de las neuronas (células cerebrales) afectadas por la falta de aporte de oxígeno y nutrientes transportados por la sangre [117].

Por lo tanto, las secuelas de un accidente cerebrovascular dependerán de la región del cerebro afectada. Entre otros síntomas, estos ataques pueden producir trastornos visuales (hemianopsia), alteraciones en el habla (afasia y/o disartria), trastornos de sensibilidad (falta de tacto) y/o alteraciones motoras. Entre estas últimas, la hemiplejía (paralización de una mitad lateral del cuerpo), la hemiparesia (disminución de fuerza de una mitad lateral del cuerpo), la apraxia (disociación entre la idea y la ejecución motora) y la disimetría

(ejecución de los movimientos sin medida en el tiempo ni en el espacio) son las alteraciones motoras más importantes y frecuentes [127].

La capacidad de movimiento es una función del control neuronal del sistema nervioso. En los movimientos intencionales típicos de los miembros superiores e inferiores, el estado del entorno es adquirido a través de los canales sensoriales (visión, tacto, audición, olfato y gusto), y a partir de estas mediciones, el cerebro toma la decisión de ejecutar un movimiento u otro [55]. En pacientes que han sufrido un ataque cerebrovascular, debido a la muerte de las neuronas, el cerebro pierde la capacidad de decisión. Esto explica que el 80 % de los pacientes afectados por el ictus sufran algún déficit en su sistema motor [163].

Tratamiento del ictus

En la actualidad no existe ningún tratamiento quirúrgico ni farmacológico para las afectaciones cerebrales. Pero según distintas investigaciones, gracias a la neuro-plasticidad del cerebro, los pacientes pueden llegar a recuperar la mayoría de sus capacidades [55, 160]. Las pruebas de resonancia magnética funcional han demostrado que la corteza visual de los ciegos se reorganiza para procesar información táctil, como la lectura y la interpretación de Braille. Esto muestra que el cerebro se reorganiza para adaptarse a nuevas circunstancias.

Por otro lado, es conocido que las personas aprendemos de experiencias adquiridas por el entorno, es decir, el proceso de aprendizaje del cerebro y de sus neuronas depende de sus entradas o patrones de aprendizaje. En el caso de personas que sufren alteraciones motoras, se desea que el cerebro aprenda a controlar la parte del cuerpo afectada, por lo tanto, se le deberán presentar patrones de movimiento para ese miembro del cuerpo. En otras palabras, tras el episodio del ictus, con el fin de restituir las funcionalidades perdidas, el paciente deberá realizar ejercicios de aprendizaje o de rehabilitación.

Para que el aprendizaje sea el adecuado, dichos ejercicios de rehabilitación se deben asemejar a las tareas diarias a las que afrontará el paciente en su vida cotidiana (coger y dejar elementos de poco peso, abrir cajones o botellas, etc.). Además, para conseguir un número alto de patrones y minimizar el tiempo de aprendizaje, se deben de realizar los mismos ejercicios una y otra vez.

Teniendo todo esto en cuenta, el equipo médico de rehabilitación plantea para cada paciente un programa de ejercicios. Estos ejercicios de rehabilitación funcional, se encuentran directamente ligados a las técnicas de terapia física y ocupacional, las cuales se basan en la manipulación guiada del miembro afectado.

Este proceso de recuperación se divide en diferentes fases dependiendo del estado del paciente [88]. Se suele iniciar ya en fases muy precoces, en los primeros días de estancia en el hospital, tan pronto como la situación médica del paciente lo permita, y puede alargarse de por vida. Por ello, es necesario que los ejercicios de rehabilitación evolucionen con el estado del paciente.

Un programa de rehabilitación adecuado, además de ayudar a recuperar las funcionalidades perdidas, contribuye a que el paciente recupere su autoestima y no caiga en un

estado depresivo que impida su recuperación. Con la ayuda de estos programas, trascurrido un año desde el ataque cerebrovascular, un tercio de los pacientes vuelven a su trabajo cotidiano, un 20 % necesitan ayuda sólo en determinadas situaciones y sólo un 20 % son dependientes en mayor o menor medida [117].

Actualmente, en la mayoría de los casos, aunque utilicen elementos de apoyo (colchonetes, camillas, pelotas, grúas, piscinas, equipos de electroterapia, etc.), los ejercicios de rehabilitación los realizan fisioterapeutas especializados, aplicando fuerza directamente en los pacientes. Este proceso, además de requerir el esfuerzo físico del terapeuta, es muy costoso, ya que cada paciente precisa de un fisioterapeuta en cada momento. Por esta razón, en muchos de los casos, se disminuyen las horas de rehabilitación, reduciendo la posibilidad de recuperación de los pacientes y generando un problema que afecta a millones de enfermos con déficit motor [182].

Repercusión económica y social

Según la Organización Mundial de Salud (World Health Organization) las enfermedades cerebrovasculares representan la tercera causa de muerte y la primera causa de discapacidad física en los países industrializados [158, 121]. Se diagnostican más de 15 millones de ataques anuales [29, 133], de los cuales, según el Grupo de Estudio de Enfermedades Cerebrovasculares de la Sociedad Española de Neurología, 120.000 corresponden a ciudadanos Españoles [38].

Las tres cuartas partes de estos ataques cerebrovasculares afectan a pacientes mayores de 65 años [158], por lo tanto, debido al envejecimiento global de la población, se prevé que en los próximos años se incremente el número de personas afectadas por el ictus. Se estima que para el año 2030 el número de ataques anuales llegue hasta los 23 millones [133].

Actualmente, gracias a la implantación de los nuevos protocolos de activación [68], cada día son más los afortunados que consiguen superar un ataque cerebrovascular, es decir, existe una tendencia decreciente en cifras de mortalidad en ataques de ictus [39]. Este hecho, junto al envejecimiento de la población, produce un incremento constante de pacientes afectados por enfermedades cerebrovasculares. Hoy en día, cerca de 33 millones de personas en el mundo tiene que vivir con alguna secuela del ictus [29, 176].

En términos socio-económicos, el número elevado de pacientes de ictus conlleva un alto coste en atención sanitaria y social. Se estima que en los países industrializados el ictus consume entre el 3 % y el 4 % del gasto sanitario total, distribuyéndose el 76 % de los costes sanitarios directos en el primer año tras el evento, concentrados mayoritariamente en costes hospitalarios y de rehabilitación [158].

Rehabilitación con dispositivos robóticos

Ante esta situación, conociendo la importancia de la rehabilitación y los progresos obtenidos gracias a la utilización de los robots en otros sectores además de la industria y

la manipulación de alimentos, como es el caso de la medicina, los dispositivos robóticos han sido propuestos para mejorar la calidad de vida de los enfermos que han sufrido un ictus.

Los dispositivos robóticos permiten emular y replicar los movimientos y ejercicios que un fisioterapeuta realiza, obteniendo tratamientos de mayor intensidad y frecuencia que permiten la rápida recuperación de pacientes con déficit motor [192].

En una sección de rehabilitación típica con dispositivos robóticos, al inicio del ejercicio, con la ayuda de un ordenador, el fisioterapeuta selecciona la tarea a realizar en el software de apoyo dependiendo del estado de recuperación usuario. Una vez realizado este proceso, es el robot el encargado de ejecutar los ejercicios (Fig. 1.1).

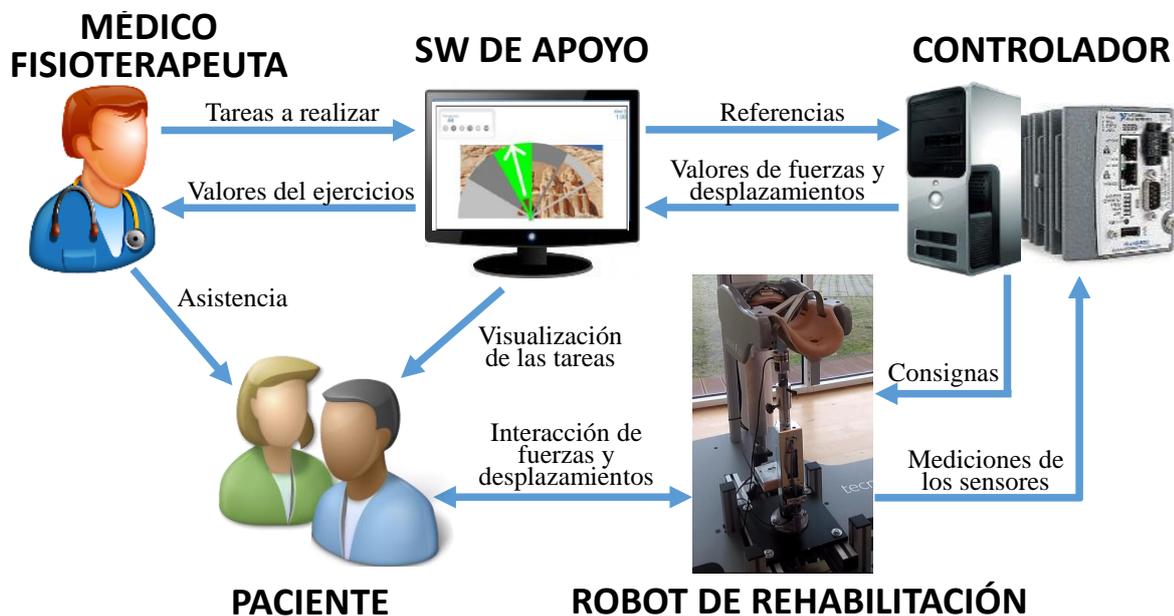


Figura 1.1: Diagrama de rehabilitación con dispositivos robóticos.

En función de la tarea seleccionada, el software de rehabilitación genera una referencia de posición o fuerza. A partir de este valor y de las mediciones de los sensores, el controlador calcula la consigna de los actuadores consiguiendo que el robot se comporte de forma deseada. Al mismo tiempo, el paciente, en una pantalla, visualiza los ejercicios a realizar y con la ayuda del robot intenta ejecutarlos. Por otro lado, el controlador transmite al software de apoyo los valores reales de fuerza y desplazamiento obtenidos de las mediciones de los sensores, para que éste pueda visualizarlos en pantalla y guardarlos en su memoria.

Terapias convencionales vs. Rehabilitación con dispositivos robóticos

Como se puede observar, a diferencia de la rehabilitación convencional, con los dispositivos robóticos no es necesario la asistencia continua de un fisioterapeuta o médico de rehabilitación. Lo que permite que un mismo terapeuta pueda atender a un número mayor de pacientes, consiguiendo aumentar la duración y la frecuencia de los tratamientos. De

esta forma, además de minimizar los tiempos de recuperación, se disminuyen los costes sanitarios.

Por otro lado, en la rehabilitación convencional los pacientes tienen que trasladarse hasta las clínicas de rehabilitación para recibir su tratamiento. Este es un gran inconveniente que además de consumir mucho tiempo, puede ser muy complejo para una persona con discapacidad física. Los robots de rehabilitación, con la ayuda de un control remoto, permiten que los pacientes reciban tratamiento en lugares más convenientes, como en sus casas o en centros sanitarios pequeños cercanos a sus hogares. Por lo que permiten aumentar la frecuencia de los ejercicios, al mismo tiempo que aumentan la comodidad de los pacientes y disminuyen los gastos de transporte [192].

Otro de los grandes beneficios de los dispositivos robóticos es su capacidad de medición que permite cuantificar y memorizar las fuerzas y movimientos realizados por el paciente. Gracias a estos datos, al finalizar la tarea, el médico de rehabilitación puede analizar el estado del paciente con el objetivo de evaluar su evolución y adaptar los ejercicios a sus necesidades. Por lo que los ejercicios programados no dependerán de la subjetividad y de la destreza del terapeuta [198].

Y por último, con el apoyo de un interfaz gráfico, los robots de rehabilitación pueden llegar a construir un entorno de realidad virtual que incentivan aún más el proceso de rehabilitación del paciente. Al mismo tiempo, este software de apoyo aumenta la comunicación entre el fisioterapeuta, el paciente y el robot, facilitando la ejecución del ejercicio [179].

Aunque son muchas las ventajas de utilizar dispositivos robóticos para la rehabilitación, debido a la gran complejidad tecnológica que suponen, todavía son escasos los ensayos clínicos ejecutados. Aún así, se han podido realizar las primeras comparaciones entre las terapias convencionales y la rehabilitación con dispositivos robóticos [92, 113, 116, 177]. De los trabajos analizados se extrae que cuando la duración y la intensidad de la terapia convencional se corresponden con la de la terapia asistida por robot, no existe ninguna diferencia en la recuperación motora de los pacientes. Sin embargo, se ha observado que un aumento de duración y de frecuencia de la terapia mejora notablemente los resultados. Como se ha mencionado, los dispositivos robóticos permiten realizar ejercicios más duraderos y repetitivos que las terapias tradicionales, por lo que pueden ayudar a mejorar el proceso de rehabilitación de pacientes de ictus.

Necesidad de controlar la fuerza y el movimiento de interacción

En la última década, observando los beneficios que pueden aportar los dispositivos robóticos a terapias de rehabilitación, se ha aumentado notablemente el interés científico en esta línea de investigación, siendo muchos los trabajos que han propuesto robots para la rehabilitación de extremidades superiores [18, 115, 135] e inferiores [65, 103, 193].

Aunque el avance en la línea de dispositivos robóticos para la rehabilitación es patente, una de las cuestiones más importantes aún sin resolver es el diseño de un control adecuado y seguro. Al ejecutar los ejercicios de rehabilitación, el usuario ejerce una fuerza desconocida

que modifica la posición del dispositivo. Sin embargo, las estrategias habituales de control, no consideran esta interacción entre el paciente y el robot, por lo que no son adecuadas en este tipo de aplicaciones [30, 66]. Con el fin de controlar esta interacción es necesario implementar algoritmos de control avanzados que combinen mediciones de movimiento y fuerza.

En la literatura, se han propuesto varios enfoques para implementar la interacción entre el paciente y el robot. Unos de los más utilizados son el control de impedancia introducido por Hogan en 1984 [58], y su complementario, el control de admitancia [6, 115]. Estas metodologías permiten controlar la relación entre la posición y la fuerza de contacto, adaptándolo a la situación del paciente y al ejercicio de entrenamiento a realizar. Sin embargo, algunos autores han propuesto otras estructuras de control basándose en los requisitos particulares de cada dispositivo: el control de fuerza [178], el control de posición adaptativo [190], el campo de fuerza [195], algoritmos de control basados en señales EMG (señales electromiográficas) [73] o el control fuzzy [7] son algunos de ellos. Por lo que hoy en día todavía no existe una estructura de control generalizada para los dispositivos robóticos de rehabilitación.

Otra de las problemáticas de estos controladores es la necesidad de medir la fuerza y el movimiento de la interacción humano-robot. Las mediciones de fuerza a través de sensores presentan inconvenientes económicas, mecánicas y electrónicas que dificultan su uso [3, 36]. Por lo que se requiere de un modelo matemático del robot capaz de estimar la fuerza y el movimiento de la interacción [168, 189], lo que conlleva un esfuerzo extra para el diseñador.

Por último, para que estos controladores satisfagan todas las necesidades de personas con déficit motor, es preciso generar consignas apropiadas adaptadas al estado de recuperación del paciente y al ejercicio de rehabilitación a realizar. Es decir hay que diseñar las tareas de rehabilitación de alto nivel [135]. No obstante, considerando el impacto altamente individualizado de la discapacidad motora en personas que han sufrido un ictus, este labor se convierte tan complejo como necesario.

Resumiendo, la rehabilitación mejora el pronóstico funcional de enfermos de ictus, favorece a la reincorporación del paciente al domicilio y contribuye a que recupere su autoestima, mientras que consigue reducir los costes globales debidos a la enfermedad. Los dispositivos robóticos pueden mejorar este proceso de rehabilitación, llenando los vacíos de las terapias convencionales, pero para ello precisan de controladores adecuados y robustos. Por ello es necesario profundizar en el proceso de modelado y en el diseño de controladores avanzados de robots asistenciales y sanitarios.

1.2. Objetivos de la tesis

Como se ha mencionado anteriormente, con objetivo de mejorar el proceso de recuperación de pacientes que sufren déficit motor debido a un ictus, la robótica de rehabilitación se presenta como una nueva alternativa, sin embargo, a tal fin se requiere de un controlador adecuado, seguro, fiable y robusto. Es por ello por lo que el objetivo principal que se pretende lograr en esta tesis doctoral es diseñar e implementar una estructura de control avanzada adecuada para este tipo de dispositivos.

Este objetivo general se divide en los siguientes objetivos parciales:

- **Definir una metodología de modelado adecuada a los robots asistenciales y sanitarios.** Como se ha mencionado, para la construcción de un controlador avanzado es imprescindible poseer un modelo cinemático y dinámico adecuado del robot. Sin embargo, debido a la compleja estructura de estos dispositivos, este proceso es tan necesario como costoso. Por ello, tras analizar los métodos de modelado de los robots asistenciales y sanitarios, se ve la necesidad de definir una metodología adecuada para la obtención de modelos precisos que puedan ser incorporados a los algoritmos de control avanzado.
- **Diseñar controladores de nivel de dispositivo avanzados adecuados para los robots asistenciales y sanitarios.** Si en cualquier proceso de automatización es importante poseer un controlador adecuado y robusto, en el ámbito de la robótica asistencial y sanitaria dicha importancia se multiplica, ya que un controlador mal diseñado puede llegar a lesionar al usuario. Para conseguir estos objetivos, se profundiza en el control de fuerza y de impedancia, utilizado con éxito en robots de otros sectores de la industria.
- **Diseñar tareas de rehabilitación (controladores de nivel de tarea).** Una vez obtenida una estructura de control adecuada, para que los robots se comporten de forma deseada, se deben de definir las tareas de rehabilitación que generen consignas apropiadas para los controladores. Es decir se requieren algoritmos de control de nivel superior capaces de adaptarse al estado de recuperación del paciente y a los ejercicios de rehabilitación que se estén ejecutando.
- **Implementar y validar en robots reales los controladores diseñados.** De este modo, los resultados teóricos se prueban y se validan en prototipos reales de rehabilitación. Gracias a la colaboración entre el Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática de la Escuela de Ingeniería de Bilbao, Tecnalia y Euskampus Fundazioa, se han validado las anteriores aportaciones en el robot de rehabilitación UHP (Universal Haptic Pantograph) de Tecnalia.

1.3. Estructura de la tesis

Con el fin de alcanzar los objetivos definidos, la siguiente tesis se estructura en cinco capítulos. En el primer capítulo se realiza una pequeña introducción a la robótica asistencial, y se analizan las estructuras mecánicas y los algoritmos de control de los robots de rehabilitación existentes.

En el segundo capítulo de la tesis se aborda el modelado cinemático/dinámico de robots asistenciales y sanitarios, realizando un análisis de las aproximaciones más extendidas y las características que ofrecen. En base a ello, se plantea la metodología de modelado cinemático y dinámico. Esta metodología se valida posteriormente en el robot de rehabilitación UHP (Universal Haptic Pantograph).

El tercer capítulo de la tesis está dedicado al control avanzado para robótica asistencial y sanitaria. En este capítulo se diseñan controladores de nivel de tarea y de nivel de dispositivo que satisfagan las necesidades de los programas de rehabilitación y de los pacientes con movilidad reducida debido a un ataque de ictus. Para ello, los controladores de nivel de tarea se dotan con la posibilidad de adaptarse al estado de recuperación del paciente, mientras que los de nivel de dispositivo se aseguran de seguir a las referencias de fuerza/posición de una forma suave y segura.

El cuarto capítulo de la tesis está dedicado a la implementación y validación de los algoritmos de control diseñados en la sección anterior. Con este objetivo se ejecutan diferentes pruebas experimentales con el robot de rehabilitación UHP.

Por último, en el capítulo final se resumen las conclusiones principales del trabajo y se proponen una serie de líneas futuras de investigación.



Como se ha definido en la introducción de esta memoria (Capítulo 1), el objetivo principal que se pretende lograr en esta tesis doctoral es diseñar e implementar una estructura de control avanzada adecuada para los robots asistenciales y sanitarios. Para poder cumplir con este objetivo, es imprescindible conocer el funcionamiento, las características y las técnicas habituales de control de dichos dispositivos.

Con este fin, en el Capítulo 2.1, se presenta una pequeña introducción a la robótica asistencial. A continuación, en el Capítulo 2.2, se analizan los requisitos que deben cumplir los dispositivos robóticos de rehabilitación, y se comparan las múltiples estructuras mecánicas y sistemas de accionamiento que se pueden encontrar en la bibliografía. El Capítulo 2.3 esta dedicada a la descripción de los algoritmos de control de bajo y alto nivel implementados en robots asistenciales y sanitarios existentes. Por último, en el Capítulo 2.4, se resumen las ideas principales del Estado del Arte extrayendo las conclusiones más importantes.

2.1. Robots Asistenciales

La palabra robot fue usada por primera vez en el año 1921 en la obra "Los Robots Universales de Rossum", escrita por el dramaturgo checo Karel Capek (1890 - 1938). Su origen viene de la palabra eslava "Robota", que se refiere al trabajo realizado de manera forzada o esclava. Desde entonces, los robots se han utilizado para realizar todo tipo de tareas peligrosas o tediosas para los humanos, como la carga y descarga de maquinaria pesada, la producción en masa de bienes industriales o la exploración submarina y espacial.

Gracias a los avances tecnológicos, en la actualidad, estos dispositivos se mueven con gran fiabilidad, robustez y exactitud llegando a utilizar en aplicaciones industriales de gran precisión como la soldadura, el corte por láser o la medición de precisión. Los progresos tecnológicos, combinados con las mejoras en la resolución de las imágenes, han propiciado un rápido crecimiento de los robots en otras áreas más allá de la industria, como la robótica asistencial.

Los robots asistenciales ayudan a personas con discapacidades físicas a mejorar su calidad de vida, intentando disminuir los vacíos producidos por alteraciones motoras de los miembros superiores e inferiores. Dependiendo de su aplicabilidad, estos dispositivos se pueden clasificar como prótesis, robots asistidos y robots de rehabilitación [14, 48, 159].

Prótesis

Una prótesis es un dispositivo mecánico que sustituye a una parte inexistente del cuerpo humano, como el brazo, la pierna o la mano (Fig. 2.1). Su objetivo es suplir las habilidades perdidas por la amputación del miembro, por lo que sus dimensiones y rangos de movimiento se asemejan a dicho miembro. Es por ello por lo que cada prótesis debe ser hecha a medida para cada paciente, con sus necesidades funcionales específicas y sus rasgos físicos.



Figura 2.1: Prótesis del miembro superior Utah Arm [180].

Aunque las prótesis iniciales eran mecanismos puramente mecánicos sin ningún tipo de control, hoy en día, se recurre a las tecnologías robóticas que permiten replicar con gran precisión las habilidades y movimientos del miembro inexistente. Además, con la intencionalidad de conseguir una autonomía completa de los pacientes, para el control de las prótesis robóticas se utilizan señales electromiográficas o EMGs (señales de actividad eléctrica producidas por un músculo durante el proceso de contracción y relajación) que permiten comunicar la prótesis con el cerebro [200].

Robots Asistidos

No todos los casos de la pérdida de movilidad están ligados a la pérdida o amputación de un miembro. Los pacientes que han sufrido un ictus por ejemplo, pierdan la movilidad y la fuerza de sus extremidades sin llegar a amputar dichos miembros. En estos casos, no es posible usar prótesis, por lo que se emplean robots asistidos para ayudar a los afectados a completar actividades cotidianas de forma autónoma [2, 33, 193].

El tipo de ayuda que los robots asistidos proveen puede ser categorizado en dos grupos: manipulación o ayuda a la movilidad. Los del primer tipo (Fig. 2.2 (a)), son manipuladores robóticos que completan las funcionalidades de miembros superiores e inferiores en tareas como comer, beber, lavarse, afeitarse o limpiarse los dientes. Por lo que su periodo de uso se limita a la ejecución de estas tareas predefinidas, y en la mayoría de los casos, no interactúan con el miembro afectado, lo que les permite mayor movilidad y simplifica su diseño y control.



(a) DLR Light-weight Robot III



(b) Jaeco

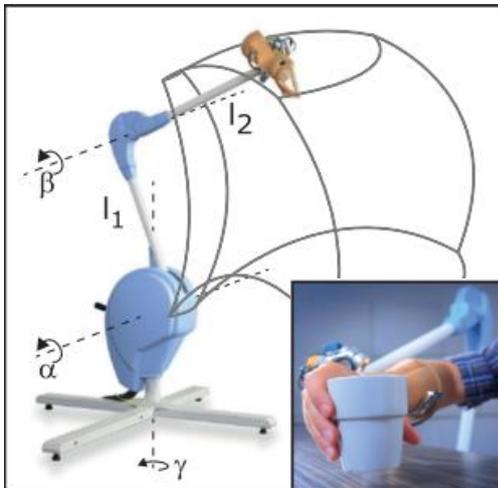
Figura 2.2: Robot asistidos: (a) Manipulador DLR [56] (b) Órtesis Jaeco [64].

Los del segundo tipo (Fig. 2.2 (b)), están diseñados para ayudar a la movilidad de la extremidad debilitada en cualquier actividad de la vida cotidiana. Normalmente, suelen ser órtesis de forma exoesqueleta montados en el miembro afectado, es decir, son típicamente mecanismos estructurales externos cuyos segmentos y articulaciones se corresponden con los del cuerpo humano. En estos, la interacción robot-humano es continua, con todas las dificultades de seguridad, portabilidad, diseño y control que esto conlleva. La intención de movimiento del usuario se extrae de forma manual o intuitiva: el control manual se realiza usando joysticks, botones o dispositivos similares que pueden ser manejados por el usuario,

mientras que el método de control intuitivo captura la intención del movimiento a través de señales EMG o sensores de otro tipo (fuerza, presión, etc.) [159].

Robots de Rehabilitación

Los robots asistidos apoyan la ejecución de las tareas pero no ayudan a mejorar las capacidades motoras de los pacientes. Es decir, una vez eliminado el dispositivo, el afectado no habrá mejorado su estado. Sin embargo, los robots de rehabilitación (Fig. 2.3) ayudan a recuperar las habilidades perdidas para que los pacientes puedan ejecutar las tareas sin apoyo externo, mejorando las técnicas de tratamiento tradicionales y permitiendo una terapia más precisa y frecuente.



(a) ATD



(b) Armeo

Figura 2.3: Los robots de rehabilitación (a) ATD [189] (b) Armeo [142]

Debido a limitaciones temporales, de personal o económicas, los programas de recuperación convencional priorizan la recuperación de las extremidades inferiores, relegando a un segundo plano la funcionalidad de las extremidades superiores. Sin embargo la movilidad de los miembros superiores es fundamental para llevar a cabo tareas cotidianas tales como agarrar o mover elementos, siendo su rehabilitación fundamental para mejorar la autonomía del paciente. Es por ello por lo que se ve la necesidad de indagar en dispositivos robóticos de rehabilitación de las extremidades superiores.

2.2. Dispositivos Robóticos de Rehabilitación de las Extremidades Superiores

Como se ha mencionado anteriormente, los dispositivos robóticos pueden mejorar el proceso de rehabilitación de pacientes con alteraciones motoras. Permiten emular los ejercicios de un fisioterapeuta obteniendo tratamientos de mayor precisión y frecuencia. Además, el dispositivo puede funcionar como una herramienta de medición que permite cuantificar fuerzas y/o movimientos. Y por último, con ayuda de un interfaz gráfico se puede llegar a construir un entorno de realidad virtual facilitando e incentivando aún más el proceso de rehabilitación del paciente.

En esta capítulo, con la intención de conocer mejor este tipo de dispositivos, se resume el trabajo realizado por otros investigadores en este área. Para ello, en primer lugar, para conocer el rango de movimiento de los robots, se analiza la cinemática del miembro superior (Capítulo 2.2.1). A continuación, se analizan los requisitos que deben cumplir los robots de rehabilitación (Capítulo 2.2.2). Después, se profundiza en las diferentes estructuras mecánicas propuestas (Capítulo 2.2.3) y en los sistemas de accionamiento (Capítulo 2.2.4) de los robots de rehabilitación existentes. Y por último, se concluyen las ideas más importantes realizando un resumen de los dispositivos robóticos de rehabilitación de las extremidades superiores que se pueden encontrar en la bibliografía (Capítulo 2.2.5).

2.2.1. Análisis cinemático de la extremidad superior

En cualquier aplicación robótica, el primer paso para diseñar un dispositivo es analizar la problemática a resolver. Es decir, se debe conocer los movimientos que debe de realizar el dispositivo robótico y el rango de movimiento en el que se deberá de mover. Por lo que en el caso de la robótica de rehabilitación de las extremidades superiores es imprescindible analizar la cinemática de esta extremidad.

Mecánicamente hablando, el miembro superior es una de las partes más complejas del cuerpo humano. Se compone de tres segmentos, brazo, antebrazo y mano, que están unidos por tres articulaciones complejas, hombro, codo y muñeca (Fig. 2.4). Dejando los dedos a un lado, la extremidad superior posee siete articulaciones rotativas lo que le permite posicionar y orientar un elemento.

De las siete articulaciones, tres están en el hombro, permitiendo realizar movimientos de rotación, flexión/extensión y abducción/aducción (Fig. 2.4). El codo posee otras dos articulaciones que permiten ejecutar movimientos de flexión/extensión y supinación/pronación. Y por último, en la muñeca existen otras dos articulaciones que permiten realizar movimientos de abducción/aducción y flexión/extensión [6, 48].

En la Tabla 2.1 se resume el rango de movimiento de cada articulación en una persona sana [6].

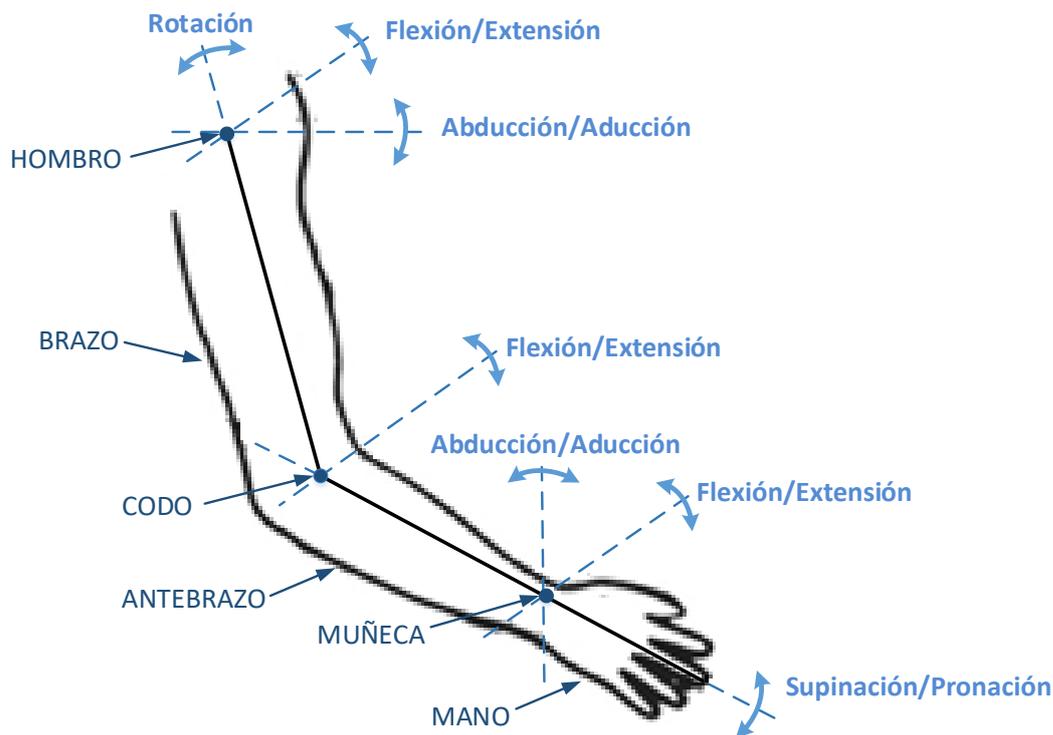


Figura 2.4: Articulaciones y movimientos de la extremidad superior.

Articulación	Movimiento	Rango de movimiento
Hombro	Rotación	$-90^{\circ} - 90^{\circ}$
	Flexión/Extensión	$-180^{\circ} - 50^{\circ}$
	Abducción/Aducción	$-180^{\circ} - 50^{\circ}$
Codo	Extensión/Flexión	$-10^{\circ} - 145^{\circ}$
	Pronación/Supinación	$-90^{\circ} - 90^{\circ}$
Muñeca	Flexión/Extensión	$-90^{\circ} - 70^{\circ}$
	Abducción/Aducción	$-15^{\circ} - 40^{\circ}$

Tabla 2.1: Rango de movimiento de cada articulación de la extremidad superior.

Una persona que ha sufrido un ataque cerebrovascular puede perder la movilidad de todas o algunas de las articulaciones mencionadas, por lo que en el proceso de rehabilitación habrá que realizar ejercicios para todas ellas. Por lo tanto, los robots de rehabilitación deben de ser capaces de realizar movimientos de rotación, flexión/extensión, abducción/aducción y pronación/supinación, con el fin de rehabilitar todo el brazo (hombro, codo y muñeca).

2.2.2. Requisitos

En las últimas dos décadas, han sido muchas las investigaciones que han dedicado sus esfuerzos al diseño de dispositivos de rehabilitación de las extremidades superiores [96, 115, 135]. Sin embargo, sólo unos pocos como ARMin [71], MIT-Manus [87] o MIME [94] han sido ampliamente implementados en el campo clínico.

En gran parte, este fracaso clínico se debe a que la mayoría de los dispositivos de rehabilitación no cumplen con las exigencias de los pacientes, ejercicios de rehabilitación o/y centros médicos. Es evidente que estas necesidades son diferentes a las que normalmente se reúnen en aplicaciones industriales convencionales. Este cambio de paradigma implica muchas diferencias en el diseño y control, y quizás, en algunos casos, los investigadores no han sabido adaptarse a estos nuevos requerimientos [159].

Por lo tanto, se observa que antes de diseñar un dispositivo robótico de rehabilitación es imprescindible conocer los requisitos que deberá de cumplir una vez puesto en funcionamiento. Estos, se pueden dividir en requisitos económicos, de operatividad, de funcionalidad y de seguridad [183].

2.2.2.1. Requisitos económicos

Algunos centros sanitarios no consideran adquirir un dispositivo robótico debido a su alto coste. Comparando con los robots industriales, el mercado de robots asistenciales es mucho más reducido, lo que eleva considerablemente el coste del dispositivo y lo convierte en inasequible para pequeños centros clínicos. Por ello, a la hora de diseñar un dispositivo de rehabilitación, los investigadores deben considerar el coste del mecanismo e intentar reducirlo en la medida que sea posible [130].

La necesidad de mantenimiento es otro punto a considerar en el diseño de un robot asistencial. Los entornos en los que se van a emplear se alejan de entornos industriales controlados donde el responsable de mantenimiento pueda asegurar su funcionamiento óptimo. Por lo que los dispositivos tienen que ser robustos y de fácil mantenimiento, con el objetivo de aumentar su tiempo de vida útil y justificar la inversión inicial.

2.2.2.2. Requisitos de operatividad

La operatividad es una de las razones por la que algunos robots asistenciales no son usados en el ámbito clínico. En clínicas de rehabilitación, los responsables de los ejercicios no son técnicos, sino terapeutas no especializados en la tecnología robótica, por tanto, es indispensable que el dispositivo sea de uso sencillo.

Además, hay que considerar que cada paciente posee sus propios rasgos físicos (longitud, anchura, peso, etc.) y afecciones (lateral izquierdo o derecho, posición de reposo del miembro, estado de recuperación, etc.), por lo que el mecanismo debe ser capaz de adaptarse al usuario. Sin embargo, en algunos casos, esta adaptación requiere demasiado

tiempo del personal sanitario, lo que provoca rehusar del dispositivo y ejercitar el miembro a través de técnicas convencionales de rehabilitación [183].

Otro objetivo del diseño de dispositivos de rehabilitación es conseguir robots portables. Aunque esta característica puede aportar grandes beneficios al tipo de ejercicios a realizar y al entorno de rehabilitación, debido a los problemas de alimentación de los actuadores y al peso del mecanismo, muy pocos como Rupert [60] han conseguido cumplir con este objetivo. La mayoría no son portables y requieren de un elemento de apoyo. Sin embargo, en algunos casos, el elemento de apoyo es móvil lo que facilita el traslado del dispositivo. Por ejemplo los robots MULOS [69] y MUNDUS [125] están montados en una silla de ruedas, mientras que el dispositivo Reogo [175] esta subido a una plataforma móvil con pantalla y ordenador incorporado.

2.2.2.3. Requisitos de funcionalidad

Otro inconveniente de la mayoría de estas tecnologías es la variabilidad de los pacientes, por lo que una solución para una persona no tiene porque funcionar para otra, incluso si sus discapacidades parecen clínicamente similares. Un gran reto para la asistencia es crear dispositivos que se pueden adaptar al estado de recuperación del usuario.

Para ello, los robots de rehabilitación deben ser capaces de moverse fácilmente sin oponer demasiado al movimiento del paciente. Es decir, es necesario encontrar la combinación correcta de guiar y resistir a las fuerzas de acuerdo con el desempeño del individuo y de la naturaleza de la tarea [133]. Esta fuerza realizada por el dispositivo debe ser lo suficientemente grande como para asegurar que se completa la tarea, con el fin de evitar la frustración, y lo suficientemente pequeña como para motivar al usuario [23].

Teniendo esto en cuenta, es posible clasificar los robots de rehabilitación en aquellos con funcionalidades activas o pasivas [91, 96].

Los dispositivos con funcionalidad activa, entre los cuales se encuentran la mayoría de los robots de rehabilitación como NTUH [85], MIT-MANUS [114] o RehabEXob [167], son dispositivos capaces de generar movimiento y fuerza en el miembro afectado. Por lo que deben estar equipados con actuadores, fuentes de alimentación, sistemas de transmisión mecánica y controladores.

Por otra parte, los robots con funcionalidad pasiva no generan movimiento, sino que se limitan a restringir un rango de movimiento concreto [133]. Esta restricción se puede realizar mecánicamente, como es el caso de T-WREX [59], o a través de un sistema de accionamiento, como el Dampace [172]. Este último es uno de los robots con funcionalidad pasiva más avanzada. Para restringir el movimiento y el par máximo que puede realizar el usuario, utiliza frenos de discos hidráulicos actuados a través de motores eléctricos. Adicionalmente, con la intención de facilitar la realización de la tarea, utiliza una estructura mecánica externa construida por cables para compensar el peso del propio robot.

Aunque el hecho de que no tenga que generar ni fuerza ni movimiento simplifica considerablemente el diseño y control del mecanismo, llegando a prescindir de los sistemas de

accionamiento en algunos casos, la funcionalidad pasiva no es adecuada para la mayoría de los tratamientos de rehabilitación. Por ejemplo, en los primeros días de rehabilitación, donde el usuario no tiene capacidad de generar movimiento, debe ser el robot el encargado de mover el miembro afectado, por lo que no es posible emplear este modo de trabajo. Sin embargo, cuando el usuario ya es capaz de generar movimiento, la funcionalidad pasiva, es muy apropiada para conocer y analizar el estado de recuperación del paciente. Por este motivo, muchos dispositivos combinan las dos funcionalidades.

En adición a la funcionalidad activa o pasiva, en la mayoría de los casos, para motivar al paciente y mejorar la comunicación entre el usuario y el robot, se les añaden elementos hápticos gracias a softwares de realidad virtual [6]. Siendo muy común encontrar robots de rehabilitación, como MIME [95], ARAMIS [131] o ATD [189], con capacidad de generar movimiento y fuerza, visualizar los ejercicios realizados en una pantalla, proporcionar información sobre el rendimiento del paciente y comportarse de una forma pasiva.

2.2.2.4. Requisitos de seguridad

En los casos en los que el dispositivo interactúa con el ser humano, la seguridad hacia el usuario se convierte en una de las exigencias más importantes que debe cumplir. Los robots asistenciales y sanitarios, entre los que se encuentran los de rehabilitación, interactúan estrechamente con los seres humanos, comparten el mismo espacio de trabajo y en la mayoría de los casos están físicamente unidos a los pacientes. Además, los dispositivos tienen que ser lo suficientemente potente como para manipular las extremidades del usuario, lo que implica que son lo suficientemente potentes como para lesionar al sujeto si mueven sus miembros de manera inapropiada. Por lo que la seguridad es claramente de suma importancia [181].

Los requisitos de seguridad a cumplir por los robots asistenciales y sanitarios son muchos, algunos de los cuales se detallan a continuación.

En los robots asistenciales, la precisión de la trayectoria del movimiento no es tan crítica como puede ser en otras aplicaciones de la robótica. Por ejemplo, un robot industrial puede tener una precisión de décimas de milímetro, mientras que en un robot de rehabilitación se podrían aceptar errores de posición de un centímetro. Sin embargo, por la seguridad del paciente, es preciso que los movimientos que realice el dispositivo estén dentro del rango de movimiento del usuario. Este rango, depende de la longitud de la extremidad afectada y de la posibilidad de movimiento de cada articulación, que puede variar de un paciente a otro.

Otro aspecto importante es la velocidad, que en personas sanas no debe ser superior a 2m/s, mientras que en los ejercicios de rehabilitación, aunque varíe de un paciente a otro, la velocidad de movimiento suele ser mucho más reducida [164]. Es fundamental que el robot no realice movimientos bruscos y que sus desplazamientos sean suaves. De forma similar, la fuerza de interacción entre el usuario y el dispositivo no debe ser superior a la que puede soportar el paciente, ni debe variar bruscamente.

A todos estos requisitos hay que sumarle el comportamiento desconocido del usuario, que realiza una fuerza y un movimiento que afecta al desplazamiento del robot, y puede llegar a inestabilizar el dispositivo. Por ello, los robots de rehabilitación deben ser capaces de cumplir con las necesidades mencionadas en cualquier circunstancia posible y ante cualquier perturbación externa.

Para cumplir con todas estas necesidades y proteger la seguridad del paciente, los diseñadores tienen que combinar elementos hardware y software. Por ejemplo, el rango de movimiento general se limita a través de la estructura mecánica, mientras que la selección apropiada de los actuadores restringe la velocidad y la fuerza máxima. Pero el rango de movimiento, la velocidad y la fuerza máxima de interacción que puede soportar un paciente en cada tarea de rehabilitación, lo tiene que limitar el software del controlador dependiendo del nivel de recuperación del usuario [181].

Si las protecciones de seguridad no cumplen con las exigencias o se produce una anomalía, el robot debe ser capaz de parar de una forma segura. Es decir, antes de parar debe asegurar que cumple con los requisitos de seguridad, no pudiendo parar haciendo grandes cambios de posición, de velocidad o de fuerza. Para cumplir con este propósito, se debe diseñar un protocolo de detención segura, además de dar la posibilidad de generar un paro de emergencia a través del software y del botón de emergencia.

Observando la trascendencia de la seguridad en robots asistenciales y sanitarios, en febrero de 2014, la Organización Internacional de Normalización (ISO), publicó el estándar de seguridad ISO 13482 para los robots de cuidado personal destinados a aplicaciones que implican una estrecha interacción humano-robot, como son los robots asistidos y los dispositivos para el transporte de las personas [63, 185].

Según éste estándar, durante el proceso de diseño de un robot de cuidado personal, con el objetivo de reducir todos los riesgos, el fabricante tiene que llevar a cabo una evaluación de riesgo, donde se deben analizar los límites espaciales, límites de velocidad, límites de fuerza, pérdidas de estabilidad, parada de emergencia y protección ante las paradas. Una vez identificados los peligros, el riesgo tiene que ser reducido a un nivel aceptable [63].

El alcance de esta norma no considera explícitamente aplicaciones médicas, como la rehabilitación, que tienen el propósito de diagnosticar, prevenir o tratar enfermedades o minusvalías. Sin embargo, a falta de un estándar específico para este tipo de dispositivos, por las similitudes con robots asistidos, los principios de la norma ISO 13482 se extienden a aplicaciones de rehabilitación.

2.2.3. Estructura mecánica

Una vez definido el rango de movimiento de la extremidad superior (Capítulo 2.2.1) y los requisitos que deben de cumplir los robots de rehabilitación (Capítulo 2.2.2), el siguiente paso es el diseño de la estructura del robot. A diferencia de los robots industriales en los que la mayoría tienen una estructura mecánica parecida (diferenciando entre mecanismos

de cadena abierta o serie y mecanismos de cadena cerrada o paralela), en la robótica de rehabilitación se pueden encontrar innumerables tipos de estructuras mecánicas.

Esta diversidad viene dada por la complejidad del miembro superior y el alto número de grados de libertad o GDL del mismo. Por ello, los autores, dependiendo del objetivo y de la funcionalidad del dispositivo, seleccionan una estructura más o menos compleja. Así, existen robots de rehabilitación que solo tienen dos grados de libertad (KINARM [109]) y otros que pueden llegar a poseer hasta 10GDL (LIMPACT [171]).

Dependiendo del área de contacto entre el robot y el paciente, los robots de rehabilitación de las extremidades superiores se pueden dividir entre robots de estructura basada en el contacto con un elemento terminal y exoesqueletos. Como se puede observar en la Fig. 2.5, los del primer tipo solo tienen un punto de contacto, mientras que los exoesqueletos suelen ir unidos a toda la extremidad a rehabilitar.

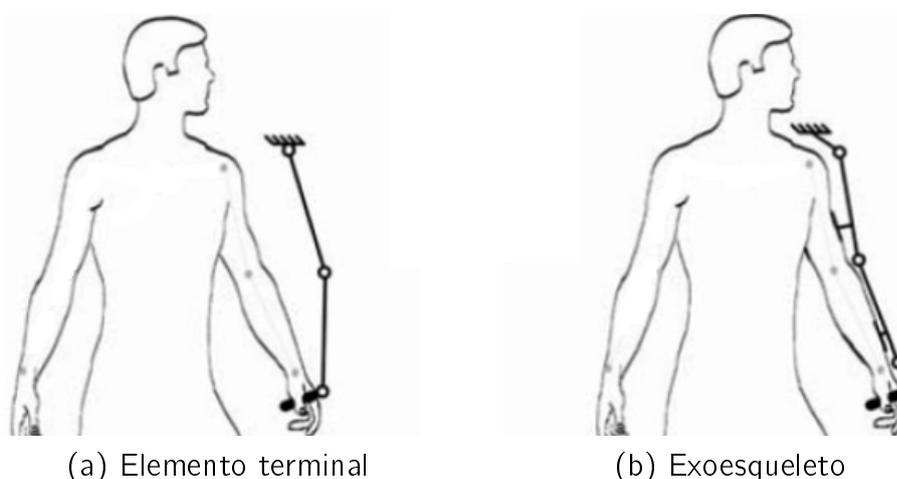


Figura 2.5: Clasificación de robots de rehabilitación en función del área de contacto.

2.2.3.1. Basados en el contacto con el elemento terminal

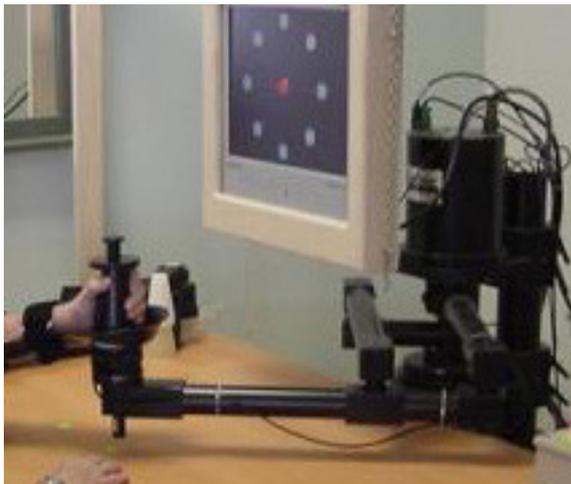
Los robots de rehabilitación basados en el punto de contacto con el elemento terminal presenta un único punto de contacto (Fig. 2.5 (a)), lo que imposibilita conocer y controlar la postura exacta de la extremidad y dificulta determinar la fuerza de interacción realizada por cada articulación [192, Cap. 2]. Por lo que este tipo de estructuras no son muy apropiados para la aplicaciones de rehabilitación.

Aún así, debido a las facilidades de diseño y control, se han realizado muchas investigaciones en esta línea. Lo que ha permitido realizar los primeros ensayos con pacientes con discapacidad motora [78, 95], comprobando los beneficios de terapias de rehabilitación a través de dispositivos robóticos.

Dependiendo de la estructura mecánica de los robots, los basados en el contacto con el elemento terminal se pueden clasificar como robots serie o de cadena abierta, robots de cable y robots paralelos o de cadena cerrada.

Robots Serie

Los primeros robots serie o de cadena abierta se remontan a la década de los 70, donde se empezó a adaptar los robots industriales a aplicaciones de rehabilitación. Por ejemplo, el MIT-Manus [57], el primer robot de rehabilitación comercializado, se basa en un robot SCARA serie cuyas dimensiones son similares al brazo humano (Fig. 2.6 (a)). Otro robot temprano, MIME (Mirror Image Movement Enabler) [95], se basa en la estructura del robot industrial serie PUMA560 de 6GDL con un agarre para la rehabilitación (Fig. 2.6 (b)).



(a) MIT-Manus



(b) MIME

Figura 2.6: Robots de rehabilitación de cadena abierta (a) Robot MIT-Manus [57] (b) Robot MIME [95].

Por su estructura simple, los robots serie son fáciles de diseñar, fabricar y controlar y pueden ser utilizados con pacientes con diferentes longitudes de brazo. Sin embargo, al ser robots basados en el contacto con el elemento terminal no es posible controlar la postura y la fuerza ejecutada por cada elemento de la extremidad, por lo que no son muy apropiados para terapias de rehabilitación. Aún así, algunos autores han seguido investigando por esta línea, siendo muchos los robots serie de rehabilitación que se pueden encontrar en la bibliografía, como es el caso de Rotherapist [44], EMUL [45], HapticMaster [81] o ATD [189].

Para intentar mejorar las características de rehabilitación de los robots serie sin perder sus beneficios de fabricación y control, algunos dispositivos le han introducido agarres específicos de rehabilitación que permiten contacto con un área más grande de la extremidad. Por ejemplo, en los proyectos GENTLE/s [4] y HEnRiE [105] al robot serie HapticMaster [81] le han añadido un agarre específico para la muñeca, permitiendo controlar el movimiento de la muñeca y del antebrazo (Fig. 2.7 (a)).

Otros dispositivos de rehabilitación, para aumentar el área de contacto, utilizan dos robots en vez de uno incrementando los costos de fabricación y control. Por ejemplo el

dispositivo de rehabilitación Reharob [178] utiliza dos robots serie de la empresa ABB (Fig. 2.7 (b)). Además, en este caso particular, los robots son industriales lo que disminuye considerablemente los costos de diseño, a costa de utilizar robots de gran impedancia mecánica.



(a) GENTLE/s



(b) Reharob

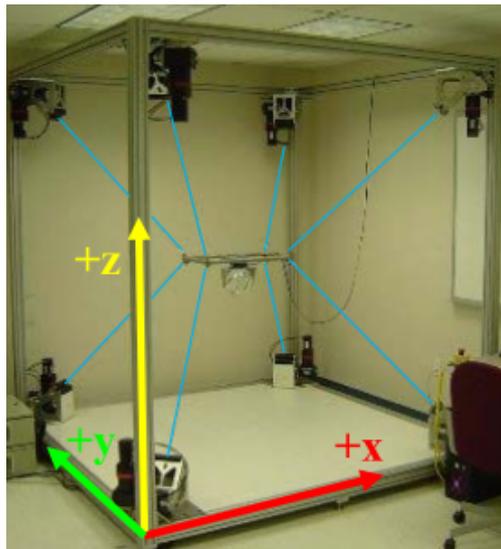
Figura 2.7: (a) Robot serie con agarre específico para la rehabilitación GENTLE/s [4] (b) Dispositivo Reharob construido con dos robots industriales [178].

Robots de Cable

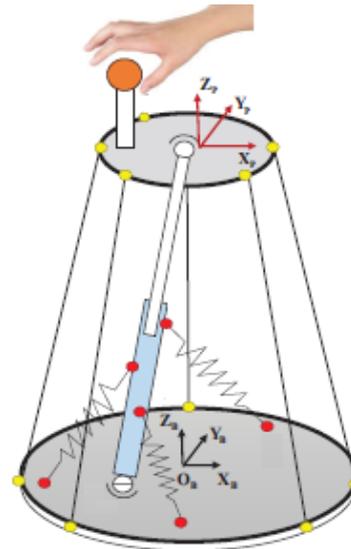
Aunque sea en menor medida, en la bibliografía también existen robots de cadena abierta de cable, como es caso de MACARM [102], NeReBot [101], Sophia-3 [152] o Sophia-4 [152]. Al ser robots basados en el contacto con el elemento terminal sus características de rehabilitación son muy similares a los serie mencionadas anteriormente, es decir, solo tienen un punto de contacto, por lo que es imposible conocer y controlar la postura exacta de la extremidad. Normalmente, suelen estar contruidos por un elemento terminal móvil unido por cables a una estructura fija (Fig. 2.8 (a)). Para poder conseguir realizar los ejercicios deseados se modifica la longitud de los cables, mientras que se manipula su tensión para controlar la fuerza interacción.

Robots Paralelos

Y por último, dentro de dispositivos basados en el contacto se pueden encontrar algunos robots paralelos o de cadena cerrada, como el PACER [1] (Fig. 2.8 (b)). Su utilización para la rehabilitación de los miembros superiores no es muy común puesto que no aportan mejoras respecto a los robots de cadena abierta e introducen dificultades de diseño y de control, siendo más usual su uso en la rehabilitación de los miembros inferiores como es el caso de los robots de rehabilitación ASSISTON-ANKLE [35] y CARR [197].



(a) MACARM



(b) PACER

Figura 2.8: Robots de rehabilitación de estructuras basadas en el contacto con el elemento terminal (a) Robot de cable MACARM [15] (b) Robot paralelo PACER [1].

2.2.3.2. Exoesquelos

A principios del siglo XXI, con el fin de suplir los vacíos de los robots basados en un único punto de contacto, se inició una nueva línea de investigación dedicada a los exoesqueletos. El término exoesqueleto significa esqueleto externo y se utiliza en biología para describir la estructura exterior y rígida de insectos o crustáceos. Por extensión, en el campo de la robótica se utiliza para describir las estructuras externas rígidas que proporcionan soporte a las funciones motoras de la persona.

De esta manera, se define un exoesqueleto robótico como un mecanismo estructural externo cuyos segmentos y articulaciones se corresponden con las del cuerpo humano Fig. 2.5 (b). Se adapta a una persona de modo que el contacto físico entre el operador y el exoesqueleto permite una transmisión directa de fuerza, por lo que permite controlar la posición y la fuerza realizada con cada parte del miembro [163].

Los primeros exoesqueletos fueron desarrollados por el ejército estadounidense para aumentar la fuerza y ampliar la capacidad militar de sus soldados [25]. Basados en estos, en 1960 la compañía General Electric construyó dos exoesqueletos robóticos para el manejo de equipos radiactivos [5]. Desde entonces, la investigación en exoesqueletos ha crecido de forma exponencial: IntelliArm [19], ABLE [32], RUPERT IV [60], ARAMIS [131], ETS-MARSE [137], EXO-UL7 [141] o WOTAS [143], son algunos de los muchos exoesqueletos de rehabilitación que se pueden encontrar en la bibliografía (Fig. 2.9).

Aunque esta estructura presenta grandes ventajas para la rehabilitación, todavía quedan muchos aspectos a mejorar. Los exoesqueletos capaces de rehabilitar todo el brazo tienen un gran número de grados de libertad (ver Tabla 2.2) y una estructura muy compleja, lo que dificulta su diseño, fabricación y control. Además, el peso es un factor muy importante

en robótica de rehabilitación, por lo que una óptima colocación de los actuadores presenta grandes dificultades. Por otro lado, dado que las longitudes y formas de los miembros superiores varían de un usuario a otro, la adaptación al mismo es compleja, surgiendo problemas prácticos de implementación.



(a) RUPERT IV [60]



(b) IntelliArm [19]

Figura 2.9: Robot exoesqueletos.

Con la intención de simplificar y facilitar el proceso de construcción de los exoesqueletos, algunos autores, han propuesto crear robots de rehabilitación enfocados en sólo una parte de la extremidad ([192, Cap. 2]). La mayoría de los últimos exoesqueletos de extremidades superiores se centran en los 3 movimientos rotativos del hombro y en el movimiento de flexión/extensión del codo (Fig. 2.4), como es el caso de ABLE [32], CAREX [98], KINARM [109] o T-WREX [59]. Siendo unos pocos, como MAHI [126] o ULERD [170], los dispositivos robóticos que se centran en los 2 movimientos rotativos de la muñeca y en el movimiento supinación/pronación del codo (ver Tabla 2.2). Aunque esta solución puede simplificar los problemas de los exoesqueletos, genera la necesidad de utilizar más de un dispositivo para rehabilitar toda la extremidad, con el costo extra que esto conlleva.

2.2.4. Sistemas de accionamiento

En el apartado anterior, Capítulo 2.2.3, se han definido las estructuras mecánicas de dispositivos robóticos de rehabilitación que se pueden encontrar en la bibliografía, pero para que éstos robots se comporten de una forma deseada es imprescindible elegir actuadores adecuados encargados de aportar energía al dispositivo. La selección apropiada de un sistema de accionamiento puede facilitar el diseño del controlador, mientras que una elección inapropiada puede conducir al fracaso del dispositivo. Por ello, en este apartado se analizan los requisitos que deben cumplir los sistemas de accionamiento, y se describen los actuadores más empleados en los robots de rehabilitación existentes.

En cualquier aplicación, unas de las exigencias más significativas de los sistemas de accionamiento son las características mecánicas y físicas. Para su correcta elección, se debe

analizar la fuerza máxima que deberá aplicar, el rango y la precisión de los movimientos a realizar, y la eficiencia necesaria. Del mismo modo, se deben tener en cuenta el peso, el modo de transmisión y el espacio necesario para su uso. Al mismo tiempo, es importante que el sistema de accionamiento sea silencioso y compatible con el entorno.

Las exigencias mencionadas anteriormente se pueden considerar en cualquier aplicación robótica, pero en aplicaciones de rehabilitación, además de cumplir con estos requerimientos, el dispositivo debe tener la capacidad de limitar las fuerzas y las velocidades que debe de aplicar en cada ejercicio de rehabilitación, además de poseer la capacidad de trabajar en modo pasivo y activo [183].

En la actualidad, no existen actuadores comerciales específicos para este tipo de aplicaciones, por lo que se utilizan los actuadores habituales de la industria: motores eléctricos, hidráulicos o neumáticos.

2.2.4.1. Motores eléctricos

Debido a su gran precisión y eficiencia, a la alta capacidad de moverse a grandes velocidades, a la habilidad de proporcionar y almacenar la energía, y a la facilidad de control en posición, los motores eléctricos son una buena selección para los robots en aplicaciones industriales típicas. Sin embargo, no son la elección más óptima para robots de rehabilitación.

Su impedancia mecánica (relación entre la fuerza ejecutada y el movimiento realizado) es muy alta [20]. Es decir, la fuerza ejercida por los motores eléctricos al realizar un pequeño movimiento es muy elevada, lo que los convierte en una buena elección para aplicaciones en las que hay que ejercer mucha fuerza. No obstante, en aplicaciones de rehabilitación, se precisa que la impedancia sea mucho más reducida, por lo que, en muchos casos, es necesario utilizar trenes de engranajes para reducir el par realizado por los motores, lo que introduce fricciones, contragolpes y ruido [134]. Por otro lado, aunque es fácil almacenar la energía eléctrica en baterías, su uso es limitado, lo que genera que la portabilidad del dispositivo esté limitada en tiempo. Y por último, aunque el control de posición es muy sencillo, controlarlos en fuerza es más complejo, lo que dificulta su uso en modo pasivo.

Aun así, debido a su compatibilidad con el entorno, a su espacio reducido, a la capacidad de limitar su par y a la gran variedad de motores eléctricos que se puede encontrar en el mercado que posibilitan su selección en función de la fuerza máxima deseada, actualmente, los motores eléctricos son los actuadores más usados en los robots de rehabilitación (Tabla 2.2).

2.2.4.2. Actuadores neumáticos

Aunque sea en menor medida, en robótica de rehabilitación también se usan actuadores neumáticos (ver Tabla 2.2). Este tipo de actuadores no son tan precisos y eficientes como los eléctricos, pero dado que su impedancia es menor, sus características mecánicas son más apropiadas para realizar ejercicios de rehabilitación [108]. Además son más seguros,

pueden ser detenidos bajo una carga sin causar daños, y debido a la compresibilidad del aire, son capaces de absorber las fuerzas no deseadas. Al mismo tiempo, poseen la capacidad de limitar la fuerza y la velocidad, y son más ligeros que los eléctricos.

Sin embargo, este tipo de actuadores utilizan el aire comprimido como fuente de energía, por lo que se tiene que disponer de una instalación de aire comprimido, incluyendo: compresor, sistema de distribución (tuberías, electro válvulas), filtros, secadores, etc., lo que dificulta su instalación fuera del entorno industrial como en hospitales o centros de rehabilitación. Además, el ruido del aire comprimido es bastante molesto para los usuarios. Y aparte de ello, su control es mucho más complejo que el de los actuadores eléctricos [183]. Esto hace que muy pocos robots utilicen este tipo de actuadores, entre los cuales destacan BONES [74], SRE [77] o Pneu-WREX [140].

2.2.4.3. Actuadores hidráulicos

Los actuadores hidráulicos son muy parecidos a los neumáticos, solo que en estos, en vez de usar aire se utilizan aceites minerales a presión. Esto permite que sean más precisos y silenciosos. Sin embargo, el grado de compresibilidad de los aceites usados es considerablemente menor al del aire, por lo que la presión obtenida es mayor. Estas elevadas presiones de trabajo propician la existencia de fugas de aceite a lo largo de la instalación. Asimismo, la instalación es mas compleja que la necesaria para los actuadores neumáticos y mucho más que para los eléctricos, necesitando equipos de filtrado de partículas, eliminación de aire, sistemas de refrigeración y unidades de control de distribución. Por ello, su utilización es residual en robots de rehabilitación (ver Tabla 2.2). Los robots Limpect [122] y Dampace [172] son unos de los pocos que usan este tipo de actuadores.

Debido a que estos sistemas de accionamiento (eléctricos, neumáticos y hidráulicos) no son específicos para aplicaciones de rehabilitación, sus requerimientos no son los óptimos para los robots de rehabilitación. Ante esta situación, algunos investigadores les han añadido elementos mecánicos como muelles y amortiguadores con el objetivo de mejorar sus características mecánicas y facilitar su control [62, 75].

Por otro lado, ante esta problemática, hoy en día trabajan en diseñar nuevos sistemas de accionamientos específicos para aplicaciones asistenciales y sanitarias. Los nanotubos de carbono, elastómetros dieléctricos, fluidos electro conjugados, polimérica molecular o mono-propulsión, son algunas de las técnicas propuestas para sustituir a los actuadores existentes [67]. No obstante, por baja eficiencia, baja potencia, difícil fabricación y/o control, estos sistemas de accionamiento aún no están listos para utilizar en robots reales [183].

2.2.5. Conclusiones

En los Capítulos 2.2.1 y 2.2.2, observando las necesidades de personas con déficit motor, se ha definido que es preciso un robot de rehabilitación de bajo coste, adaptable a las necesidades de los pacientes, de fácil uso para los terapeutas, con un rango de movimiento parecido al del miembro superior humano y que cumpla con los requisitos de seguridad.

Los dispositivos existentes, descritos en el Capítulo 2.2.3 y resumidos en la Tabla 2.2, se dividen entre los robots basados en el contacto con un elemento terminal y exoesqueletos. Los de primer tipo aunque son fáciles de diseñar, fabricar y controlar no son muy apropiados para la rehabilitación, debido a que imposibilitan conocer y controlar la postura exacta de la extremidad y dificultan determinar la fuerza de interacción realizada por cada articulación. Mientras que los exoesqueletos presentan mayor complejidad dado que poseen muchos grados de libertad, lo que dificulta su control.

Algunos grupos de investigación, con el objetivo de simplificar la estructura de los robots, han diseñado dispositivos que solo pueden rehabilitar una parte de la extremidad superior (hombro, codo y/o muñeca). Esto genera la necesidad de utilizar más de un dispositivo para rehabilitar toda la extremidad, con el costo extra que esto conlleva.

Por otro lado, se ha observado que aunque la portabilidad del robot podría aportar grandes beneficios, en la actualidad, la mayoría de los propuestos no son portables, requiriendo de un elemento de apoyo. Sin embargo, en algunos casos, este elemento de apoyo es móvil, lo que facilita el traslado del dispositivo.

Respecto a los actuadores usados en los robots existentes, eléctricos, neumáticos y hidráulicos, se ha concluido que aunque su impedancia mecánica no es muy apropiada para este tipo de aplicaciones, a falta de sistemas de accionamientos específicos para aplicaciones asistenciales, los motores eléctricos son los más implementados (Capítulo 2.2.4). Esto se debe a su compatibilidad con el entorno, a la facilidad de controlar en posición, a la capacidad de limitar su par y a la gran variedad que se puede encontrar en el mercado.

Los anteriores inconvenientes han limitado la comercialización de los robots de rehabilitación en el mercado general. Por lo que se observa que hoy en día no existe una estructura robótica simple, capaz de rehabilitar todo el miembro superior, que de respuesta a todas las necesidades de aplicaciones de rehabilitación. Existiendo una necesidad de profundizar en el diseño de estructuras mecánicas y sistemas de accionamiento de robots de rehabilitación de extremidades superiores.

Robot	Estructura	GDL	Miembro	Portable	Actuador	Ensayos
ABLE [32, 46]	Exo	4	H, C	No	E	Clínicos
ALEx [132, 153]	Exo	6	H, C	No	E	Clínicos
ARAMIS [26, 131]	Exo	6	H, C, M	No	E	Clínicos
Arm Guide [70, 139]	Serie	3	A, M	No	E	Clínicos
Armeo [142]	Exo	7	H, C, M, D	No	E	Comercial

Robot	Estructura	GDL	Miembro	Portable	Actuador	Ensayos
ARMin [71, 112]	Exo	7	H, C, M	No	E	Clínicos
ATD [189]	Serie	3	A, M	No	E	Preclínicos
Bi-Manu-Track [191]	Serie	2	A, M	No	E	Comercial
BONES [74, 106]	Exo	4	H, C	No	N	Clínicos
BOTAS [155]	Exo	6	H, C, M	Si	E	Clínicos
CADEN 7 [129]	Exo	9	H, C, M	No	E	Preclínicos
CAREX [17, 98]	Exo	5	H, C	No	E	Clínicos
Dampace [172, 173]	Exo	4	H, C	No	H	Preclínicos
EMUL [43, 45]	Serie	3	H, C	No	E	Preclínicos
ESTEC [161]	Exo	9	H, C, M, D	Si		
ETS-MARSE [136, 137]	Exo	7	H, C, M	No	E	Preclínicos
EXO-UL7 [19, 194]	Exo	7	H, C, M	No	E	Clínicos
GENTLE/s [4, 90]	Serie	9	H, C, M, D	No	E	Clínicos
HapticMaster [81]	Serie	3	C, A	No	E	Comercial
HEnRiE [105]	Serie	6	H, C, M, D	No	E	Clínicos
IntelliArm [141, 196]	Exo	10	H, C, M, D	No	E	Clínicos
Kiguchi [72, 73]	Exo	3	H, C	No	E	Preclínicos
KINARM [109, 162]	Exo	2	H, C	No	E	Clínicos
L-Exos [42, 107]	Exo	5	H, C, M	No	E	Clínicos
LIMPACT [122, 171]	Exo	10	H, C, M	No	H	
MACARM [102, 148]	Cable	6	H, C, M	No	E	Preclínicos
MAHI [40, 54]	Exo	5	C, M	No	E	Clínicos
MEDARM [10, 12]	Exo	6	H, C	No	E	
MEDARM Planar [11]	Exo	3	H, C, M	No	E	
MEMOS [27, 104]	Serie	2	C, A	No	E	Clínicos
MGA [21, 146]	Exo	6	H, C	No	E	Preclínicos
MIME [93, 95]	Serie	6	H, C	No	E	Clínicos
MIME-RiceWrist [53]	Serie	10	H, C, M	No	E	Preclínicos
MIT-MANUS [57, 114]	Serie	2	H, C	No	E	Comercial
MIT-MAMUS Wrist [79]	Serie	5	H, C, M	No	E	Comercial
MULOS [69]	Exo	5	H, C	Semi	E	Preclínicos
MUNDUS [125]	Exo	6	H, C, M, D	Semi		Preclínicos
NeReBot [101, 150]	Cable	3	H, C	No	E	Clínicos
NTUH II [84, 85]	Exoes	8	H, C, M	No	E	Preclínicos
Pneu-WREX [140, 157]	Exo	5	H, C	No	N	Clínicos
RehabEXob [167, 184]	Exo	4	H, C, M	No	E	
Reharob [178]	Serie	6	H, C	No	E	Clínicos
ReoGo [16, 175]	Serie	3	H, C, M, D	Semi	E	Comercial
Robotherapist [44]	Serie	6	H, C, M	No	E	
RUPERT IV [9, 174]	Exo	5	H, C, M	Si	N	Preclínicos
Sophia-3 [151, 152]	Cable	2	H, C, M	No	E	
Sophia-4 [151, 152]	Cable	2	H, C, M	No	E	
SRE [76, 77]	Exo	7	H, C, M	No	N	
SUEFUL7 [49]	Exo	7	H, C, M	No	E	Preclínicos
T-WREX [59]	Exo	5	H, C	Semi		Clínicos
ULERD [169, 170]	Exo	7	C, A, M	Si	E	
WAM Arm [7, 149]	Serie	4	H, C	No	E	

Robot	Estructura	GDL	Miembro	Portable	Actuador	Ensayos
Wrist Gimbal [100]	Exo	3	H, C	No	E	Preclínicos
Wotas [143, 145]	Exo	3	C, A, M	Si	E	Preclínicos
6-REXOS [50]	Exo	6	C, M	No	E	

- 1) Nombre del robot
- 2) Tipo de estructura: Serie, de Cable o Exoesqueleta (Exo).
- 3) Número de grados de libertad (GDL).
- 4) Miembro rehabilitada: Hombro (H), Codo (C), Antebrazo (A), Muñeca (M) o Dedos (D).
- 5) Portabilidad: portable (Si), con apoyo móvil (Semi) o con apoyo fijo (No)
- 6) Tipo de actuadores: Eléctricos (E), Neumáticos (N) o Hidráulicos (H)
- 7) Tipo de ensayos realizados: Preclínicos, Clínicos o Dispositivo Comercializado.

Tabla 2.2: Resumen de los dispositivos robóticos de rehabilitación.

2.3. Estrategias de Control de Robots de Rehabilitación

Como en cualquier otra aplicación que utilice dispositivos robóticos, en aplicaciones asistenciales y sanitarias, la posesión de un controlador adecuado es imprescindible para garantizar el correcto funcionamiento del dispositivo. Así, un controlador apropiado puede llevar a aumentar el rendimiento del dispositivo robótico reduciendo el tiempo de rehabilitación y mejorando el estado del paciente, mientras que su mal funcionamiento puede llevar a lesionar al usuario.

Por ello, una vez definido los requisitos y las características mecánicas de los dispositivos robóticos de rehabilitación (Capítulo 2.2), para asegurar que la interacción entre el usuario y el dispositivo sea la deseada, es necesario controlar los movimientos y las fuerzas que debe ejecutar el robot. Es decir, hay que diseñar controladores avanzados apropiados para tratamientos de rehabilitación.

Observando las necesidades de pacientes con déficit motor y los requerimientos que deben cumplir los robots de rehabilitación, el algoritmo de controlador se ha dividido en dos niveles: los **controladores de alto nivel**, o los de nivel de tarea, que generan una referencia de fuerza o de posición dependiendo del estado de recuperación del paciente y del ejercicio seleccionado por el fisioterapeuta; y los **controladores de bajo nivel**, o los de nivel de dispositivo, que son los responsables de seguir a la referencia generada por los de nivel de tarea (Fig. 2.10).

Conociendo la importancia de los algoritmos de control, en este apartado se analizan los controladores de nivel de tarea (Capítulo 2.3.1) y los de nivel de dispositivo robótico (Capítulo 2.3.2) implementados en una selección de los robots de rehabilitación existentes. De igual modo, se detallan los sensores usados para la obtención de las variables de control necesarias para la ejecución de dichos algoritmos (Capítulo 2.3.3).

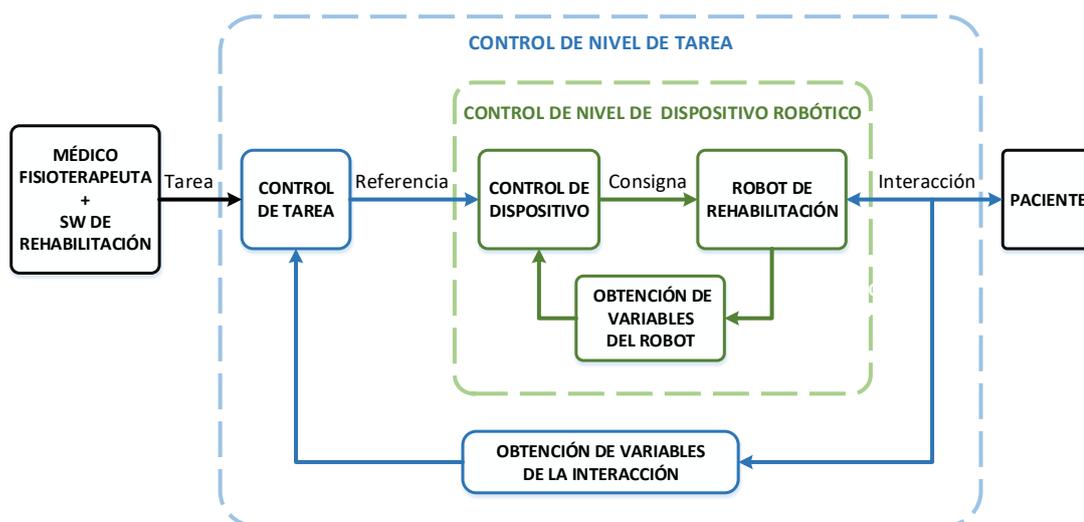


Figura 2.10: Diagrama de control de dispositivos robóticos de rehabilitación.

2.3.1. Controladores de nivel de tarea

Como se ha definido en la introducción de este capítulo, los controladores de alto nivel, o los de nivel de tarea, son los responsables de generar una consigna de fuerza y/o posición en función del estado de recuperación del paciente y del ejercicio de rehabilitación seleccionado por el fisioterapeuta. Estas tareas, se deben asemejar a los ejercicios ejecutados por un fisioterapeuta en un proceso de rehabilitación convencional. Las cuales se basan en la manipulación guiada del miembro afectado y en la ejecución de movimientos parecidos a las que el paciente afrontará en su vida cotidiana (coger y dejar elementos pequeños, empujar elementos de poco peso, abrir cajones, etc.).

A la hora de diseñar los controladores de nivel de tarea, hay que tener en cuenta que la rehabilitación en pacientes de ictus es un proceso largo que se suele iniciar en los primeros días de estancia en el hospital y cuya duración puede variar desde meses hasta años. En los primeros días después del ataque cerebrovascular, donde el paciente aún sigue hospitalizado y no posee ninguna capacidad motora, el robot debe ayudar al usuario para que éste pueda ejecutar los movimientos. Pero cuando el paciente ya lleva un tiempo realizando ejercicios de rehabilitación y ha recuperado parte de su movilidad y fuerza, el robot debe dificultar la ejecución del movimiento, de forma que el usuario desarrolle su musculatura y aprenda a reaccionar ante perturbaciones externas del entorno.

Por ello, los controladores de nivel de tarea se dividen en tres grandes bloques, las tareas asistidas, las correctoras y las basadas en la oposición [13, 135]. Las tareas **asistidas**, con la intención de que el paciente empiece a generar movimiento, aplican asistencia en la dirección del movimiento a realizar, ayudando al usuario a ejecutar el ejercicio. Las **correctoras**, para que el paciente aprenda a controlar la dirección del movimiento, ayudan al usuario a moverse dentro de una región predefinida. Finalmente, las **basadas en la oposición**, con el objetivo mejorar la destreza del paciente, dificultan la ejecución del

ejercicio.

La selección de una tarea u otra, la realiza un fisioterapeuta al principio de cada sección con ayuda de un software de apoyo, dependiendo del estado de recuperación del paciente. Así las asistidas se usan más al inicio de la rehabilitación, las correctoras se ejecutan cuando el paciente ya ha recuperado parte de su capacidad motora, y las basadas en la oposición se utilizan en la últimas etapas del proceso de rehabilitación (Fig. 2.11).



Figura 2.11: Tareas de rehabilitación ordenadas en función del estado de recuperación del paciente.

Teniendo en cuenta estas consideraciones, en los robots existentes se han implementado diferentes tareas de rehabilitación, donde la mayoría de las investigaciones se han centrado en las asistidas. A continuación se definen diferentes tareas asistidas, correctoras y basadas en oposición que se pueden encontrar en la bibliografía.

2.3.1.1. Tareas asistidas

Como se ha mencionado anteriormente, las tareas asistidas se ejecutan para que el paciente empiece a generar movimiento y fuerza con el miembro afectado. Con este fin, aplican asistencia en la dirección de la trayectoria, ayudando al usuario a finalizar el ejercicio deseado. Dependiendo del nivel de intensidad se pueden diferenciar entre modo pasivo, asistido, activo-asistido y activo [13] (Fig. 2.12).



Figura 2.12: Tareas asistidas ordenadas en función de la intensidad de asistencia.

A continuación se detallan estos modos:

- **Pasivo.** En este modo el robot sigue a la trayectoria deseada sin considerar la actividad del usuario. Es decir, el robot se comporta de una forma activa, siendo el único responsable de realizar los movimientos, y el paciente actúa de una forma pasiva

dejando que el dispositivo le mueva el miembro afectado. Para no dañar al sujeto en presencia de errores de trayectoria, es muy importante ajustar cuidadosamente el comportamiento del controlador al rango de movimiento del usuario.

En la mayoría de los robots, los movimientos ejecutados son generados mediante softwares de rehabilitación y algoritmos de generación de trayectorias. Sin embargo, considerando que es común que la alteración motora solo se produzca en una lateral del cuerpo, algunos grupos de investigación han derivado que el robot de rehabilitación podría repetir los movimientos de la extremidad sana. Por lo que se han diseñado dispositivos robóticos de rehabilitación para los dos brazos, denominados robots bilaterales, como Aramis [131] Bi-Manu-Track [138] o EXO-UL7 [141]. En estos dispositivos, el robot del miembro sano almacena todos los movimientos y esfuerzos realizados por el usuario, mientras que el robot del miembro afectado intenta reproducir los mismos movimientos.

El modo pasivo se utiliza en las primeras etapas de rehabilitación, cuando el paciente no posee ninguna movilidad y no es capaz de mover el brazo por sí mismo [135]. Al mismo tiempo, es muy útil para que los usuarios aprendan el funcionamiento del dispositivo y del software de apoyo. Por su gran utilidad, es uno de los modos más frecuentes, se implementa en casi todos los robots de rehabilitación que tengan funcionalidad activa, MEMOS [27], Reharob [37], NeReBot [101] y Armadeo [156] son algunos de los muchos que poseen este modo de entrenamiento.

- **Asistido.** La eficacia del modo pasivo es limitada, dado que el usuario no está activamente involucrado en la ejecución de la tarea, pudiendo llevar a producir pérdida de interés. Por ello, es recomendable que el paciente empiece a generar movimiento del miembro afectado lo antes posible. Sin embargo, en las primeras fases de rehabilitación después del ictus, se precisa una asistencia externa para reducir los fracasos, motivar al sujeto y aumentar la confianza en el uso de la extremidad afectada, para ello, se usa el modo asistido.

En este modo se requiere que el paciente posea voluntad de movimiento pero que no tenga suficiente fuerza para mover el miembro afectado. El usuario intenta mover el brazo y el robot le ayuda a ejecutar la tarea realizando fuerza asistida en la dirección de la trayectoria. Normalmente, dependiendo del estado de recuperación del paciente y del error de posición cometido, se varía el nivel de asistencia disminuyendo y aumentando la fuerza realizada por el dispositivo [99]. Gracias a esta posibilidad de adaptar la tarea al estado del usuario, se ha convertido en uno de los modos más utilizados en robots de rehabilitación, entre los que se encuentran el L-Exos [41], T-WREX [59] y MIT-MANUS [80]. Sin embargo, todavía existen algunos robots como EXO-UL7 [166] que aplican una fuerza asistida constante independiente al error realizado.

- **Activo-Asistido.** Cuando el paciente recupera parte de su movilidad gracias al modo asistido, se utiliza el modo activo-asistido con el objetivo aumentar su autonomía y conseguir que empiece a generar movimiento por sí mismo. Para ello, al principio se deja que el usuario realice el ejercicio sin ninguna ayuda, pero si el error cometido es demasiado grande, se sale de los rangos de velocidad, o pasado un tiempo no ha conseguido ejecutar la trayectoria deseada, se activa el modo asistido para que el dispositivo robótico le ayude a finalizar la tarea [13]. Los robots de rehabilitación GENTLE/s [4], MEMOS [27], ARM-Guide [70] y MIME [95] poseen este modo de entrenamiento.
- **Activo.** En este modo el robot deja que el paciente mueva su miembro sin aplicar ninguna resistencia, solamente restringe el rango de movimiento y/o compensa la fuerza de gravedad y sus inercias, es decir, el usuario no siente la presencia del robot ni interacciona con él. A diferencia de los modos anteriormente mencionados se puede realizar con robots con funcionalidad pasiva. Es muy común utilizar este modo para analizar el estado de recuperación del usuario, puesto que permite ver el comportamiento del usuario cuando esta trabajando de una forma autónoma [13]. Entre diferentes dispositivos de rehabilitación que poseen el modo activo, se encuentran los robots MEMOS [27], T-WREX [59] y MIT-MANUS [80].

2.3.1.2. Tareas correctoras

Las tareas asistidas ayudan a que el paciente empiece a generar movimiento, sin embargo, una vez conseguido recuperar parte de la movilidad perdida, es necesario empezar a controlar la dirección del movimiento. Con este fin se implementan las tareas correctoras que obligan al sujeto a moverse dentro de una sección predefinida.

Por lo que en estos modos el usuario tendrá que comportarse de una forma activa y generar movimiento, mientras que el robot le ayuda a seguir la trayectoria deseada [135]. En este tipo de ejercicios, para facilitar el trabajo al paciente, es común compensar la gravedad o hacer que la fuerza resultante en la dirección de la trayectoria sea nula.

En la literatura se pueden diferenciar dos modos, el seguimiento de trayectorias y el corrector:

- **Seguimiento de trayectorias.** En este modo, si el paciente se aleja mucho de la trayectoria deseada y se sale de una región predefinida, el robot le obliga a moverse dentro de la región. Es decir, en este modo se aplica una fuerza que se activa y desactiva dependiendo si el paciente esta situado dentro o fuera de la región predefinida. Los robots L-Exos [41] y MIME [95] son algunos de los que utilizan este modo.
- **Corrector.** En este modo, para asegurar que el usuario no se salga de la región predefinida, en vez de obligar a moverse a un punto de la trayectoria, le aplica una fuerza en dirección a este punto, asistiendo a que sea el usuario el que realice este

movimiento. Esta fuerza, puede ser proporcional al error de seguimiento, aumentando cuando se aleja de la trayectoria deseada. En el proyecto GENTLE/s [4] se implementa este modo.

2.3.1.3. Tareas basadas en la oposición

Con las tareas asistidas y correctoras se consiguen realizar ejercicios largos y precisos que fortalecen el miembro afectado, pero para que los pacientes recuperen toda la movilidad perdida es preciso ir más allá de este tipo de terapias, mejorando su destreza. Para ello se utilizan tareas basadas en la oposición, que se asemejan a las tareas diarias que debe afrontar el paciente en su vida cotidiana.

En este tipo de tareas, en vez de ayudar al sujeto a ejecutar el ejercicio predeterminado, los robots de rehabilitación dificultan su ejecución. De esta forma el usuario aprende a controlar la fuerza y la posición del miembro afectado ante perturbaciones externas del entorno. En general, los resultados obtenidos son mejores que los conseguidos con tareas asistidas, pero para poder ejecutarlas el paciente tiene que poseer suficiente autonomía motora y ser capaz de terminar el ejercicio sin ninguna asistencia. Por lo que no se pueden usar en las primeras etapas de rehabilitación [124].

A diferencia de las tareas asistidas, no se pueden ordenar dependiendo del nivel de intensidad, siendo posible que un usuario utilice más de un modo en el mismo nivel de recuperación. Aunque en un principio se puede implementar cualquier fuerza o movimiento que oponga la ejecución del ejercicio, en la bibliografía se han encontrado el modo resistido, el modo amplificación del error, la implementación de fuerzas externas aleatorias y el paro del dispositivo, siendo el resistido el más utilizado.

A continuación se detallan estos modos:

- **Resistido.** En este modo el dispositivo robótico realiza una fuerza en la dirección opuesta a la trayectoria de movimiento, reproduciendo la sensación de estar empujando un elemento [13]. De este modo, el paciente consigue aumentar la fuerza máxima que puede efectuar con el miembro afectado, al mismo tiempo que adquiere la capacidad de controlar dicha fuerza de contacto. En la literatura se proponen dos tipos de modos resistidos: el que aplica una fuerza opositora constante, como el dispositivo Dampace [172], y el que aplica una fuerza que depende de la posición o de la velocidad del dispositivo, como es el caso de los robots ARM-Guide [70] o MIME [95].
- **Amplificación del error.** Las terapias basadas en las tareas asistidas tienen el efecto de reducir los errores de movimiento, ayudando al usuario a finalizar el ejercicio. No obstante, según diferentes investigaciones sobre el aprendizaje motor, los errores cinemáticos generados durante el movimiento son señales neuronales fundamentales que aumentan el aprendizaje del sistema motor [34]. Por lo tanto, los investigadores han propuesto algoritmos de terapia robótica que amplifican los errores de movi-

miento en lugar de disminuirlos [99]. Por ejemplo, en este modo, si el paciente se aleja de la trayectoria deseada, en vez de generar una fuerza en la dirección de la trayectoria, el robot le aplica una fuerza opuesta para que se aleje todavía más de la posición deseada.

- **Fuerzas aleatorias.** Es conocido que los humanos tenemos la capacidad de adaptar a nuestro entorno, por lo que aprendemos a trabajar con una fuerza externa que puede ser asistida o de oposición. Pero cuando el campo de fuerza perturbadora se elimina de forma inesperada, realizamos movimientos erróneos en direcciones opuestas a las fuerzas [124]. Por esta razón, para que los pacientes de ictus aprendan a trabajar ante perturbaciones externas aleatorias y disminuyan los errores de movimiento, se les aplican diferentes fuerzas que se activan y desactivan de forma automática. Dichas fuerzas, pueden ser totalmente aleatorias o estar en función de la posición o de la velocidad. Por ejemplo, es usual activar y desactivar la compensación de gravedad.
- **Paro del dispositivo.** En este modo, diseñado para el robot ARM-Guide [70], el dispositivo bloquea su posición y obliga al usuario a empezar a ejecutar la trayectoria desde el principio si no cumple con unos requisitos predefinidos. Por ejemplo, el robot se puede bloquear si el usuario sale de los límites de posición, de velocidad y/o de fuerza. De esta forma, se consigue aumentar la capacidad de control de las fuerzas y de los movimientos que se ejecutan con el miembro afectado. Además, el hecho de que el usuario tenga que iniciar otra vez el ejercicio estimula aún más al paciente, aumentando su motivación.

2.3.2. Controladores de nivel de dispositivo robótico

A partir de la tarea de rehabilitación seleccionada por el fisioterapeuta con la ayuda de un software de apoyo (Capítulo 2.3.1), se obtiene el comportamiento deseado del robot en cada momento, es decir se conocen las fuerzas y los movimientos que debe realizar en cada instante del ejercicio. Sin embargo, para que el dispositivo robótico pueda seguir estas consignas es preciso poseer controladores apropiados de bajo nivel o de nivel de dispositivo.

Al diseñar algoritmos de control de nivel de dispositivo, a la estructura compleja de los robots, hay que sumarle el comportamiento desconocido del usuario, que ejerce una fuerza que modifica la posición del mecanismo. Las estrategias habituales de control de posición, utilizadas con gran éxito en otros sectores de la robótica, no consideran la dinámica de interacción entre el paciente y el robot, por lo que no son adecuadas para utilizar en este tipo de aplicaciones [30]. Para poder conseguir que el mecanismo haga frente a esta interacción y lograr controlar la fuerza realizada al paciente al tiempo que permite sus movimiento, es necesario implementar algoritmos de control avanzado que combinen mediciones de movimiento y fuerza.

Este tipo de algoritmos han sido estudiados en la literatura desde las décadas 50 y 60 del siglo pasado, pero debido a la falta de recursos no fueron desarrollados hasta los principios

de los 80 (Whitney, 1977; Salisbury, 1980; Mason, 1981; Raibert and Craig, 1981; Hogan, 1984; De Schutter and Brussels, 1988). Desde entonces, han surgido varias estrategias que se han dividido en dos grandes líneas, los controladores híbridos y los basados en la impedancia mecánica del dispositivo robótico [165, Cap. 9].

- **Controladores híbridos.** Estos controladores dividen el espacio de trabajo en direcciones ortogonales, siendo unos de posición y otros de fuerza, consiguiendo realizar un control independiente para cada dirección. Esta técnica es de gran uso en determinadas tareas, como limpiar o pulir una superficie, donde se requiere que en unas direcciones del espacio se realice control de posición, y en otras llevar a cabo un control de fuerza. Sin embargo, en aplicaciones asistenciales y sanitarias, se requiere controlar la fuerza y la posición en todas las direcciones de movimiento, por lo que no es adecuado utilizar éste tipo de algoritmos de control [83, Cap. 9].
- **Controladores basados en la impedancia mecánica.** Estos algoritmos controlan la relación entre la fuerza de interacción o de contacto (\mathbf{F}_{Cn}) y el movimiento resultante de esta fuerza (\mathbf{P}_{Cn}). Por lo que permiten controlar la fuerza y el movimiento (o velocidad) en todas las direcciones. Además, gracias a que controlan la relación entre la fuerza y el movimiento, tienen la capacidad de aumentar y disminuir la asistencia del dispositivo, permitiendo que se adapte fácilmente al estado de recuperación del paciente.

Considerando el potencial que brindan, los controladores basados en la impedancia mecánica surgen como una de las principales estrategias para el control de dispositivos robóticos asistenciales y sanitarios.

Estos algoritmos están basados en la idea de Hogan [58] de que cualquier sistema físico se puede dividir en dos elementos diferentes. El primero llamado admitancia (\mathbf{Y}), en el que el sistema generará un movimiento (\mathbf{P}_{Cn}) en respuesta a una fuerza impuesta (\mathbf{F}_{Cn}), y la segunda llamada impedancia (\mathbf{Z}) en el que el sistema generará una fuerza (\mathbf{F}_{Cn}) en respuesta de una posición impuesta (\mathbf{P}_{Cn}) (Fig. 2.13).

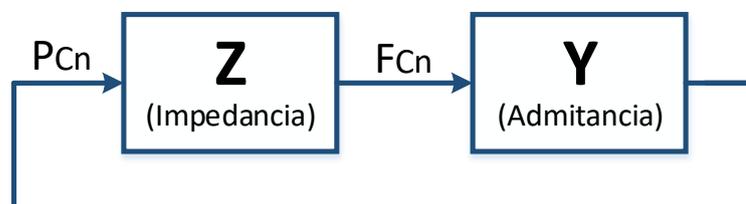


Figura 2.13: Diagrama de Hogan de un sistema físico.

De la Fig. 2.13 se obtiene que,

$$\begin{aligned} \mathbf{F}_{Cn}(s) &= \mathbf{Z}(s) \mathbf{P}_{Cn}(s) \\ \mathbf{P}_{Cn}(s) &= \mathbf{Y}(s) \mathbf{F}_{Cn}(s) \end{aligned} \tag{2.1}$$

Partiendo de Eq. (2.1), se deduce que la impedancia debe ser igual a la inversa de la admitancia, por lo que controlando uno de los dos parámetros se puede controlar el comportamiento del otro.

$$\mathbf{F}_{Cn}(s) = \mathbf{Z}(s) \mathbf{P}_{Cn}(s) = \mathbf{Z}(s) \mathbf{Y}(s) \mathbf{F}_{Cn}(s) \Rightarrow \mathbf{Z}(s) = \mathbf{Y}^{-1}(s) \quad (2.2)$$

En aplicaciones robóticas asistenciales, los dos elementos que componen el sistema de Hogan son el dispositivo robótico y el usuario. El comportamiento dinámico del paciente o del usuario es totalmente desconocido, por lo que no se puede controlar. Pero a partir de la conclusión de Hogan, se deduce que se puede controlar el comportamiento dinámico del paciente controlando la conducta del dispositivo robótico. Por lo que solo queda definir cual de los dos elementos se comporta como una impedancia (\mathbf{Z}) y cual como una admitancia (\mathbf{Y}).

Existen dos posibles opciones, a partir de las cuales se obtienen dos diferentes algoritmos de control,

1. $\mathbf{Y}_{\text{Usuario}} \& \mathbf{Z}_{\text{Robot}} \Rightarrow$ Se controla $\mathbf{Z}_{\text{Robot}} \Rightarrow$ Control de impedancia
2. $\mathbf{Z}_{\text{Usuario}} \& \mathbf{Y}_{\text{Robot}} \Rightarrow$ Se controla $\mathbf{Y}_{\text{Robot}} \Rightarrow$ Control de admitancia

A continuación se describen los dos tipos de controladores (de impedancia y de admitancia).

2.3.2.1. Control de Impedancia

Para emplear el controlador de impedancia, se supone que el usuario se comporta como una admitancia ($\mathbf{Y}_{\text{Usuario}}$) y el robot como una impedancia ($\mathbf{Z}_{\text{Robot}}$). Es decir, se supone que el usuario generará un movimiento al realizar una fuerza, y que el robot generará una fuerza al realizar un movimiento.

Como no es posible modificar la admitancia del usuario ($\mathbf{Y}_{\text{Usuario}}$), su objetivo es controlar la impedancia del robot ($\mathbf{Z}_{\text{Robot}}$). Es decir, consiste en generar un sistema de lazo cerrado de tipo masa-amortiguador-resorte, con la finalidad de que el dispositivo robótico responda a la interacción dinámica con el usuario.

La relación dinámica deseada entre la posición real de punto de contacto (\mathbf{P}_{Cn}), la trayectoria de referencia (\mathbf{P}_{CnDes}) y el vector de fuerzas de contacto (\mathbf{F}_{Cn}) está dada por la siguiente expresión:

$$\mathbf{F}_{Cn} = \mathbf{K}_d(\mathbf{P}_{CnDes} - \mathbf{P}_{Cn}) + \mathbf{B}_d(\dot{\mathbf{P}}_{CnDes} - \dot{\mathbf{P}}_{Cn}) + \mathbf{M}_d(\ddot{\mathbf{P}}_{CnDes} - \ddot{\mathbf{P}}_{Cn}) \quad (2.3)$$

donde \mathbf{K}_d es la matriz de rigidez, \mathbf{B}_d es la matriz de amortiguamiento y \mathbf{M}_d es la matriz de inercia, que caracterizan la impedancia deseada del robot ($\mathbf{Z}_{\text{Robot}}$).

Combinando las Eqs. (2.1) y (2.3), se consigue que la impedancia mecánica del robot es,

$$\mathbf{Z}_{\text{Robot}}(s) = \frac{\mathbf{F}_{Cn}(s)}{\mathbf{P}_{CnDes}(s) - \mathbf{P}_{Cn}(s)} = \mathbf{K}_d + \mathbf{B}_d s + \mathbf{M}_d s^2 \quad (2.4)$$

Por otro lado, hay que considerar que en aplicaciones asistenciales y sanitarias las velocidades y las aceleraciones son muy pequeñas, pudiendo llegar a despreciarlas. Por este motivo, en muchos casos, se desprecian los parámetros de amortiguamiento (\mathbf{B}_d) e inercias (\mathbf{M}_d), utilizando un controlador basado en un sistema amortiguador-resorte (2.5) o resorte (2.6) (Columna 3, Tabla 2.3).

$$\mathbf{Z}_{\text{Robot}}(s) = \frac{\mathbf{F}_{\text{Cn}}(s)}{\mathbf{P}_{\text{CnDes}}(s) - \mathbf{P}_{\text{Cn}}(s)} = \mathbf{K}_d + \mathbf{B}_d s \quad (2.5)$$

$$\mathbf{Z}_{\text{Robot}}(s) = \frac{\mathbf{F}_{\text{Cn}}(s)}{\mathbf{P}_{\text{CnDes}}(s) - \mathbf{P}_{\text{Cn}}(s)} = \mathbf{K}_d \quad (2.6)$$

El algoritmo de control obtenido (Eq. (2.4), Eq. (2.5) o Eq. (2.6)), es un sistema basado en los parámetros de la impedancia mecánica (\mathbf{K}_d , \mathbf{B}_d , \mathbf{M}_d), que se deben de sintonizar adecuadamente para que el robot se comporte de forma deseada. Aunque no existe un proceso matemático generalizado para su sintonización, existen consideraciones a tener en cuenta:

- **Valores de los parámetros.** Se seleccionan valores pequeños de impedancia mecánica ($\mathbf{Z}_{\text{Robot}}$) cuando se desea que las fuerzas de contacto sean pequeñas, así se consigue que el robot y el usuario estén protegidos. Sin embargo, cuando es necesario realizar trabajos más forzosos, se usan valores altos de impedancia para que el robot no se inestabilice [58]. Es decir, se escogen valores altos de \mathbf{K}_d cuando se precisa una gran precisión en la posición. Como \mathbf{B}_d es la matriz de amortiguamiento, se seleccionan valores grandes cuando hay que disipar mucha energía. Y por último, \mathbf{M}_d se sintoniza para suavizar la respuesta del robot [82].
- **Variabilidad.** En las aplicaciones de rehabilitación, según la tarea de rehabilitación que se esté realizando y el estado de recuperación del usuario, la admitancia del usuario irá modificando, en estos casos el control tendrá que tener la capacidad de modificar la impedancia del robot, cumpliendo los requerimientos de seguridad.
- **Dimensión.** En el control de impedancia es habitual simplificar las matrices \mathbf{K}_d , \mathbf{B}_d y \mathbf{M}_d convirtiéndolas en matrices diagonales de la misma dimensión que el grado de libertad del dispositivo robótico. De este modo, se consigue que cada parámetro de la matriz este relacionada directamente con cada articulación del dispositivo o con cada variable del movimiento de salida, dependiendo del sistema de coordenadas que se este utilizando. Con esta simplificación, se consigue facilitar el diseño y sintonización del controlador, y disminuir considerablemente los cálculos computacionales.

A partir del algoritmo de obtenido (Eq. (2.4), Eq. (2.5) o Eq. (2.6)), es posible definir el diagrama de un controlador de impedancia (Fig. 2.14).

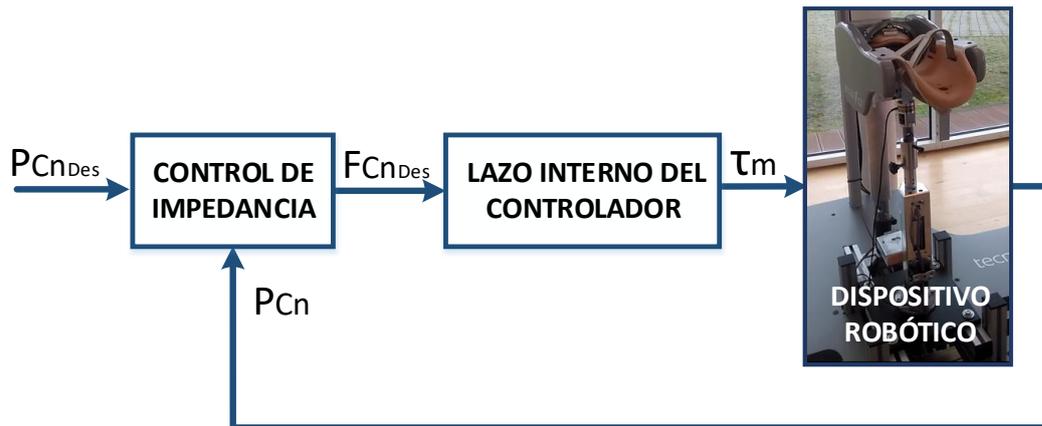


Figura 2.14: Diagrama de un controlador de impedancia.

En la Fig. 2.14 (Eq. (2.3)) se observa que las entradas del controlador de impedancia son la posición real de contacto (\mathbf{P}_{Cn}) y la deseada (\mathbf{P}_{CnDes}), mientras que la salida es un valor deseado de la fuerza de contacto (\mathbf{F}_{CnDes}). Por lo que se precisa relacionar esa fuerza deseada (\mathbf{F}_{CnDes}) con la consigna de los actuadores, que en el caso de los actuadores eléctricos rotativos es su par (τ_m). Aunque esta relación se podría hacer directamente utilizando el modelo dinámico del robot, con intención de mejorar el rendimiento del control, en la mayoría de los dispositivos se le ha añadido un controlador interno capaz de seguir la referencia generada por el controlador. Usualmente estos controladores suelen ser algoritmos de control habituales implementados con éxito en aplicaciones robóticas industriales, como controladores de fuerza, de tensión, de par o de par computado (Ver Columna 3, Tabla 2.3).

Que la salida del controlador de impedancia sea la fuerza de contacto deseada (\mathbf{F}_{CnDes}), permite que la interacción entre el dispositivo y el usuario sea suave y segura, a cambio de perder precisión, lo que lo convierte en unas de las técnicas más habituales para dispositivos robóticos asistenciales y sanitarios. Además este controlador es muy apropiado para robot ligeros con alta reversibilidad o backdrivability (capacidad de transmisión de fuerza entre el eje de entrada y de salida, o lo que es lo mismo, capacidad de seguir el movimiento del usuario rápidamente y sin oposición), como es el caso de la mayoría de robots de rehabilitación [135].

2.3.2.2. Control de Admitancia

El control de admitancia, o el control de impedancia basado en la posición, como algunos autores lo llaman, es el complementario al control de impedancia descrito anteriormente. En este caso, se supone que el usuario se comporta como una impedancia ($\mathbf{Z}_{Usuario}$), es decir se supone que genera un movimiento al realizar una fuerza, y el robot se comporta como una admitancia (\mathbf{Y}_{Robot}), o lo que es lo mismo, genera una fuerza al realizar un movimiento. Como ocurre en el controlador de impedancia, no es posible modificar

la impedancia del usuario ($\mathbf{Z}_{\text{Usuario}}$), por lo que su objetivo será controlar la admitancia del robot ($\mathbf{Y}_{\text{Robot}}$) [165, Cap. 9].

A diferencia del controlador de impedancia, el de admitancia controla la relación dinámica entre la fuerza real del punto de contacto (\mathbf{F}_{Cn}), la fuerza de referencia ($\mathbf{F}_{\text{CnDes}}$) y el movimiento de contacto (\mathbf{P}_{Cn}). Por lo que se plantea como el complementario al algoritmo de control de impedancia (Eq. (2.7)).

$$\mathbf{Y}_{\text{Robot}}(s) = \frac{\mathbf{P}_{\text{Cn}}(s)}{\mathbf{F}_{\text{CnDes}}(s) - \mathbf{F}_{\text{Cn}}(s)} = \frac{1}{\mathbf{K}_d + \mathbf{B}_d s + \mathbf{M}_d s^2} \quad (2.7)$$

Uno de los mayores inconvenientes de este algoritmo es que no es capaz de garantizar que la fuerza del contacto (\mathbf{F}_{Cn}) sea cero, por lo que en ocasiones, en vez de relacionar la fuerza de contacto con su movimiento (\mathbf{P}_{Cn}) se relaciona con su velocidad ($\dot{\mathbf{P}}_{\text{Cn}}$) [187].

$$\mathbf{Y}_{\text{Robot}}(s) = \frac{\dot{\mathbf{P}}_{\text{Cn}}(s)}{\mathbf{F}_{\text{CnDes}}(s) - \mathbf{F}_{\text{Cn}}(s)} = \frac{s \mathbf{P}_{\text{Cn}}(s)}{\mathbf{F}_{\text{CnDes}}(s) - \mathbf{F}_{\text{Cn}}(s)} = \frac{1}{\mathbf{K}_d \frac{1}{s} + \mathbf{B}_d + \mathbf{M}_d s} \quad (2.8)$$

El algoritmo de control obtenido (Eq. (2.7) o Eq. (2.8)), es un sistema basado en los parámetros de la impedancia mecánica (\mathbf{K}_d , \mathbf{B}_d y \mathbf{M}_d). Para que el robot se comporte de forma deseada se deben de sintonizar estos parámetros teniendo en cuenta las consideraciones mencionadas para la sintonización del algoritmo de control de impedancia.

La Fig. 2.15 muestra el diagrama del controlador de admitancia. Como se observa, las entradas del controlador de admitancia son la fuerza real de contacto (\mathbf{F}_{Cn}) y la deseada ($\mathbf{F}_{\text{CnDes}}$), mientras que la salida es un valor deseado del movimiento ($\mathbf{P}_{\text{CnDes}}$) o velocidad ($\dot{\mathbf{P}}_{\text{CnDes}}$) de contacto. Por lo que es necesario relacionar ese valor deseado ($\mathbf{P}_{\text{CnDes}}$ o $\dot{\mathbf{P}}_{\text{CnDes}}$) con la consigna de los actuadores (τ_m). Esa relación se puede hacer directamente utilizando el modelo del dispositivo robótico, o con la intención de mejorar el rendimiento del controlador se puede implementar un lazo interno con un controlador de posición o de velocidad (Ver Columna 3, Tabla 2.3).

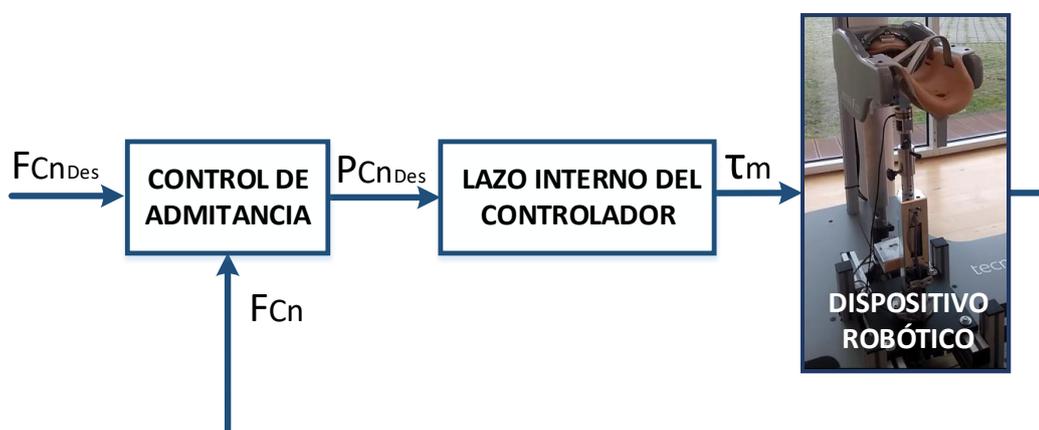


Figura 2.15: Diagrama de un controlador de admitancia.

Que la salida del controlador de admitancia sea el movimiento de contacto deseado (\mathbf{P}_{CnDes}) o su derivada ($\dot{\mathbf{P}}_{CnDes}$), aumenta la precisión a cambio de perder seguridad. El controlador de admitancia no garantiza que la interacción entre el dispositivo y el usuario sea suave y segura. Por ello, no es muy apropiado para aplicaciones asistivas y sanitarias, siendo más adecuado para aplicaciones en las que el entorno es más rígido. Aun así, algunos autores lo han usado en robots de rehabilitación que carecen de reversibilidad, debido a que en este tipo de robots no se puede utilizar el de impedancia [135]. En estos dispositivos, para mover el robot adecuadamente se deben de considerar las fuerzas de interacción con el usuario, teniendo en cuenta sus inercias y efectos dinámicos, y como se ha observado anteriormente el controlador de impedancia no los considerará.

2.3.2.3. Otros controladores basados en la impedancia mecánica del robot

Algunos autores, tomando como base los controladores de impedancia y admitancia ya descritos, han diseñado algoritmos de control más apropiados para las características mecánicas de sus dispositivos. Por ejemplo, los robots de rehabilitación Carex y Sophia utilizan un controlador innovador llamado Campo de Fuerza, mientras que los robots Pneu-WREX y RUPERT IV usan controladores adaptativos.

A continuación se detallan algunos de estos algoritmos de control:

- **Campo de Fuerza.** Este controlador, del mismo modo que el de impedancia, calcula la referencia de la fuerza de contacto (\mathbf{F}_{CnDes}) en función de la posición real (\mathbf{P}_{Cn}) y deseada (\mathbf{P}_{CnDes}). Sin embargo, la relación utilizada no es el algoritmo habitual del controlador de impedancia (Eq. (2.4)), sino un algoritmo no lineal dividido en tres componentes de fuerza. Los robots de rehabilitación Carex y Sophia utilizan este algoritmo de control [97, 195].
- **Control Adaptativo de Posición.** El lazo externo del controlador implementa un controlador adaptativo de posición cuya salida es la fuerza de contacto deseada (\mathbf{F}_{CnDes}). Esta fuerza resultante es la suma de la salida de un controlador de impedancia y la de un controlador de posición que modifica sus parámetros dependiendo del error cometido. De este modo, el controlador se adapta al estado de recuperación del usuario. Este controlador se ha implementado en el robot de rehabilitación Pneu-WREX [190].
- **Control Adaptativo.** Este controlador, dividido en dos algoritmos, el de asistencia y el de olvido, estima la referencia deseada a partir del rendimiento del usuario en las iteraciones anteriores. Dependiendo del objetivo del ejercicio, la referencia estimada puede ser una consigna de presión o de posición. El robot de rehabilitación RUPERT IV usa este algoritmo de control [8].

Por otro lado, otros grupos de trabajo han combinado diversas técnicas de control, utilizando diferentes algoritmos en cada tarea de rehabilitación. Por ejemplo, el robot

de rehabilitación MGA, utiliza un controlador de impedancia cuando está trabajando en modo resistido, mientras que implementa un controlador de admitancia cuando se quiere controlar la sensación háptica del ejercicio [22].

Siguiendo en esta línea, el robot IntelliArm, en el modo pasivo implementa un controlador de velocidad, mientras que en los modos asistido y resistido utiliza un controlador de impedancia basado en un sistema de resorte y un amortiguamiento, respectivamente [123]. El funcionamiento del algoritmo de control de MEMOS y SRE es muy parecido, usan un controlador de impedancia cuando es el usuario el responsable de realizar la tarea y el robot solo asiste, y ejecutan un controlador de velocidad o de posición cuando trabajan en el modo pasivo [104, 76].

2.3.2.4. Algoritmos de Control inteligente

Aunque su uso no está tan extendido como en otras aplicaciones, en la actualidad hay grupos de investigación que tratan de integrar técnicas inteligentes de control al ámbito de la robótica asistencia y sanitaria. Por ejemplo, WAM Arm [7] utiliza la lógica borrosa o fuzzy para sintonizar los parámetros del controlador de posición y para seleccionar el interpolar dinámico adecuado en cada momento.

Asimismo, en los exoesqueletos SUEFUL-7 [49] y Kiguchi [73], los parámetros del controlador de impedancia son ajustados en tiempo real utilizando una red neuro-fuzzy, considerando la postura de la extremidad superior y el valor de las señales EMG (señales electromiográficas). Los valores de EMG, entre otros parámetros dependen de la postura de la extremidad, por lo que la utilización de la lógica borrosa permite seleccionar los parámetros apropiados para cada postura. Y la capacidad de aprendizaje de las neuronas permite adaptarse a cada usuario.

2.3.2.5. Compensación de gravedad

En la rehabilitación tradicional, con el objetivo de minimizar la fuerza de gravedad y facilitar al paciente el desplazamiento del miembro afectado, es muy común que los ejercicios de entrenamiento se realicen dentro de una piscina. Partiendo de este hecho, en algunos dispositivos robóticos, como en ABLE [31], L-Exos [42] o ARMIN [111], al lazo interno del controlador se le añade la compensación de gravedad y/o de fricción. En otros casos, como en ATD [189], esa fuerza de gravedad se calcula a partir del modelo dinámico y se compensa directamente en el controlador de impedancia como un offset.

La Tabla 2.3 resume los lazos externos e internos de los algoritmos de control implementados en los robots de rehabilitación de extremidades superior existentes. Al mismo tiempo, se ha destacado si dichos algoritmos compensan la fuerza de gravedad y las inercias del dispositivo. Como se puede observar, de la lista inicial de los dispositivos robóticos generada en el Capítulo 2.2 (Tabla 2.2), se han excluido algunos robots debido a que en la bibliografía no existe suficiente información acerca del algoritmo de control implementado.

2.3.3. Obtención de las variables de control

Como se ha definido al inicio de este apartado, para el correcto funcionamiento de los controladores de nivel de tarea (Capítulo 2.3.1) y de nivel de dispositivo robótico (Capítulo 2.3.2), como en cualquier otra aplicación robótica, es preciso conocer el valor real de las variables de control (Fig. 2.10). Es decir, además de ser necesario conocer el comportamiento dinámico del dispositivo, que se obtiene de su modelo matemático, es preciso conocer las fuerzas (\mathbf{F}_{Cn}), los movimientos (\mathbf{P}_{Cn}) y/o las velocidades ($\dot{\mathbf{P}}_{Cn}$) de contacto entre el robot y el usuario. Por lo general, estos valores se miden directamente utilizando sensores de fuerza y de posición típicos de la industria.

- **Posición.** La mayoría de los dispositivos robóticos utilizan encoders para estimar la posición de contacto entre el usuario y el robot (\mathbf{P}_{Cn}). Aunque sea en menor medida, algunos como L-Exos [42] o Kiguchi [73], combinan estos valores con las mediciones de los potenciómetros. El robot ULERD, además de los encoders y de los potenciómetros, usa un inclinómetro para medir los ángulos de rotación del robot de la extremidad superior [170]. Por otro lado, WAM Arm usa una Kinect para estimar la posición de contacto a partir de las mediciones de sus tres cámaras [7].
- **Velocidad/aceleración.** En la mayoría de los dispositivos, observando que las velocidades y las aceleraciones en los ejercicios de rehabilitación son muy reducidas, se estiman a partir de las mediciones de posición. No obstante, unos pocos robots, como MIME [95] o ARAMIS [131], usan sensores específicos de velocidad y de aceleración. Por ejemplo, Wotas tiene insertado un sensor inercial capaz de medir aceleraciones y velocidades angulares [144].
- **Fuerza.** En casi todos los robots se usan sensores de fuerza/par (o de presión si utilizan actuadores neumáticos) para medir la fuerza de contacto entre el robot y el usuario (\mathbf{F}_{Cn}). Sin embargo, para realizar una medición directa de suficiente calidad como para insertarlo a un algoritmo de control, se precisan sensores de fuerza adecuados colocados en el punto de contacto, y la mayoría de estos sensores, son muy ruidosos y sensibles a las variaciones de la temperatura, o demasiado costosos como para insertar en robots de bajo coste [3, 36].

Además de los sensores típicos, en la última década, es cada vez más común el uso de sensores que miden señales electromiográficas o EMGs (Columna 5, Tabla 2.3). Estas señales proporcionan información sobre la intención del paciente a realizar un movimiento particular. Por ello, además de para el control, se usan para predecir las intenciones de movimiento del usuario en tiempo real. Por ejemplo, el robot L-Exos utiliza las señales EMG con dos redes neuronales para predecir el par realizado por el hombro y el codo. Y a partir de estos valores predice la trayectoria articular deseada por el usuario, el cual es la entrada del controlador [89].

Otro uso de las señales EMG es el de evaluación del estado del paciente. En los robots ULERD [51], Arm Guide [70] o SRE [76], utilizan estas señales para analizar su evolución gracias a ejercicios de rehabilitación con dispositivos robóticos.

Sin embargo, las señales EMG son muy sensibles a la colocación de los electrodos, a la interferencia de músculos vecinos, al tipo de piel y al sudor, y dependen de la condición neurológica del paciente. Por lo que puede ocurrir que la medición no sea de suficiente calidad. Este es un gran inconveniente, puesto que un patrón de activación anormal de los músculos, puede generar que el robot se mueva de una manera no deseada llegando a lesionar al usuario. Es por ello por lo que la mayoría de estos sistemas solo soportan movimientos de codo, ya que las señales EMG de los músculos que controlan esta articulación (es decir, los bíceps y tríceps) son relativamente fáciles de medir comparando con el resto de los músculos del brazo [96].

A falta de sensores de calidad específicos de aplicaciones asistenciales y sanitarias, como se puede observar en la Tabla 2.3, en la mayoría de los robots de rehabilitación se usan diferentes sensores típicos de la industria. No obstante, estos sensores, además de aumentar el coste del dispositivo, suelen añadir dificultades mecánicas (diseño, colocación, peso, etc.) y electrónicas (alimentación, transmisión, lectura, filtrado, etc.). Por ello se observa la necesidad de profundizar en la obtención de la fuerza y el movimiento de interacción entre el robot y el usuario.

Robot	Lazo externo	Lazo interno	Compensar	Sensores
ABLE [31]	Impedancia (Re)		✓	Enc+Fue
ARAMIS [131]		Posición		Enc+Accl
Arm Guide [70]	Impedancia (Am+Re)	Par Computado		Enc+Fue+EMG
ARMin [111]	Impedancia (Am+Re)	Fuerza	✓	Enc+Fue
ATD [189]	Impedancia (Am+Re)	Par	✓	Enc+Fue
CAREX [98]	Campo de Fuerza	Tensión	✓	Enc+Fue
ETS-MARSE [120]	Admitancia	Descomposición	✓	Enc+Fue
EXO-UL7 [187]	Admitancia	Posición		Enc+Fue
HapticMaster[81]	Admitancia	Posición		Pos+Fue
HEnRIE [105]	Admitancia	Posición		Vel+Fue
IntelliArm [123]	Impedancia (Am o Re)	Par Velocidad	✓	Pos+Fue Pos+Fue
Kiguchi [73]	Impedancia+Neuro-fuzzy			Enc+Pot+Fue+EMG
L-Exos [42]	Impedancia (Am+Re)	Fuerza	✓	Enc+Pot+Fue+EMG
LIMPACT [122]	Impedancia (Am+Re)	Par	✓	Enc+Fue
MEMOS [104]	Impedancia (Re)	Velocidad		Enc+Fue
MGA [22]	Admitancia	Posición		Enc+Fue
	Impedancia (Am+Re)	Par	✓	Enc+Fue
MIME [95]	Impedancia (Am+Re)			Enc+Vel+Pot+Fue
MIT-MANUS [78]	Impedancia (Am+Re)		✓	Enc+Vel+Fue
MULOS [69]		Fuerza Velocidad		Enc+Fue Enc+Fue

Robot	Lazo externo	Lazo interno	Compensar	Sensores
Pneu-WREX [190]	Posición Adaptativo	Fuerza	✓	Enc+Pot+Pre
RehabEXob [167]	Impedancia (Am+Re)	Par	✓	Enc+Fue
Reharob [178]		Fuerza		Fue
RUPERT IV [8, 60]	Adaptativo	Posición		Pos+Pre
	Adaptativo	Presión		Pos+Pre
Sophia [195]	Campo de Fuerza	Fuerza		Pos
SRE [76]	Impedancia	Fuerza		Pos+Fue+EMG
		Posición		Pos+Fue+EMG
SUEFUL7 [49]	Impedancia+Neuro-fuzzy			Enc+Pot+Fue+EMG
WAM Arm [7]	Lógica borrosa	Posición	✓	Kinect+EMG
Wotas [143]	Impedancia	Fuerza		Pos+Vel+Acel+Fue

- 1) Nombre del robot.
- 2) Controlador del lazo externo: Impedancia basado en un resorte (Re) y/o en un amortiguamiento (Am), Admitancia, Campo de Fuerza, Posición Adaptativo, Lógica borrosa o Neuro-fuzzy.
- 3) Controlador del lazo interno: Posición, Velocidad, Fuerza, Par, Tensión o Descomposición Virtual.
- 4) Compensación de la fuerza de gravedad y de las inercias.
- 5) Sensores: Encoders (Enc), Potenciómetros (Pot), Kinect, de Posición sin especificar (Pos), de Velocidad (Vel), de Aceleración (Acel), de Fuerza/Par (Fue), de Presión (Pre) o de señales EMG.

Tabla 2.3: Resumen de estrategias de control de los robots de rehabilitación.

2.4. Conclusiones

Tal y como se ha analizado en este capítulo, los robots de rehabilitación de las extremidades superiores tienen la capacidad de mejorar el estado de recuperación de pacientes que sufren discapacidad motora debido a un ataque cerebrovascular, aumentando su autonomía y mejorando su calidad de vida. Sin embargo, aunque el avance en esta línea de investigación es patente, todavía existen varios aspectos a mejorar.

Como se ha observado en el Capítulo 2.2, en la actualidad no existe una estructura robótica simple capaz de rehabilitar toda la extremidad superior, que de respuesta a todas las necesidades de aplicaciones de rehabilitación. Los robots existentes, los de cadena abierta y los exoesqueletos, poseen una estructura inapropiada para la rehabilitación o un mecanismo muy complejo que dificulta su control.

Estos mecanismos, a falta de actuadores específicos para aplicaciones asistenciales y sanitarias, generalmente, son actuados por motores eléctricos implementados con éxito en otras aplicaciones robóticas. No obstante, las características mecánicas de los motores eléctricos no están ajustadas para este tipo de aplicaciones. Su impedancia mecánica es demasiado alta, lo que genera la necesidad de utilizar trenes de engranajes que introducen fricciones, contragolpes y ruido, poniendo en peligro la seguridad hacia el usuario. Asimismo, aunque el control de posición es muy sencillo, controlarlos en fuerza es más complejo, lo que dificulta su uso.

Un controlador apropiado, seguro y robusto es imprescindible para el rendimiento óp-

timo de estos dispositivos. Los algoritmos de control existentes (Capítulo 2.3), se dividen en dos niveles. Los de alto nivel, los controladores de nivel de tarea, son los responsables de generar una referencia de fuerza o de posición dependiendo del estado de recuperación del paciente y de la tarea seleccionada por el médico. Mientras que los controladores de bajo nivel, los de nivel de dispositivo, son los encargados de seguir a la referencia generada por los de nivel de tarea.

Como se ha analizado en el Capítulo 2.3.1, en la literatura se pueden encontrar diferentes controladores de nivel de tarea, pero todavía no existe un grupo de tareas determinado que de respuesta a todas las necesidades de pacientes con discapacidad motora. Los modos comúnmente implementados, el pasivo, el activo y el asistido, aplican asistencia en la dirección de la trayectoria, con el fin de que el usuario empiece a generar movimiento. Sin embargo, estos modos no ayudan a que el paciente aprenda a controlar la dirección del movimiento, siendo muy pocos los dispositivos que soportan modos capaces de mejorar la dirección del ejercicio. De la misma forma, aunque los resultados obtenidos son positivos, debido a que su uso se limita a las últimas etapas de rehabilitación, los modos basados en la oposición son raramente implementados.

El uso de estos tipos de modos, combinados con los habituales (pasivo, activo y asistido), puede mejorar considerablemente el estado de recuperación del paciente. Estas nuevas técnicas de rehabilitación, ayudan a controlar la fuerza y el movimiento realizado en todas las direcciones del espacio de trabajo, mientras que el usuario aprende a trabajar ante perturbaciones externas. No obstante, estas tareas, además de precisar un diseño más avanzado, necesitan controladores de nivel de dispositivo capaces de generar fuerzas y movimientos asistidos y resistidos en todas las direcciones del espacio de trabajo.

Como se ha observado en el Capítulo 2.3.2, la mayoría de los controladores de nivel de dispositivos existentes son algoritmos basados en la impedancia mecánica capaces de controlar la relación entre la fuerza y el movimiento de contacto. Según el enfoque seleccionado, existen dos algoritmos extendidos, el controlador de impedancia, y su complementario, el controlador de admitancia.

El controlador de impedancia asegura que la interacción entre el dispositivo y el usuario sea suave y segura, a cambio de perder precisión, lo que lo convierte en una de las técnicas más habituales para dispositivos robóticos asistenciales y sanitarios. Sin embargo, su uso está limitado a dispositivos robóticos ligeros con alta reversibilidad. Por lo que en dispositivos que carecen de reversibilidad se implementa su complementario el controlador de admitancia.

Aunque estos algoritmos facilitan controlar la fuerza y el movimiento realizado, algunos autores utilizan otros algoritmos más apropiados para las características mecánicas de sus dispositivos: el control de fuerza, el campo de fuerza, el control de posición adaptativo, las técnicas inteligentes de control o los algoritmos de control basados en señales EMG son algunos de ellos. Por lo que hoy en día todavía no existe una estructura de control generalizada para los dispositivos robóticos de rehabilitación.

Por otro lado, como se ha definido en Capítulo 2.3.3, para el correcto funcionamiento de estos controladores, es necesario conocer el valor real de las variables de control. Es decir, es preciso obtener las fuerzas y/o los movimientos de contacto entre el robot y el usuario. Por lo general, estos valores se miden directamente utilizando sensores de fuerza y de posición. Sin embargo, estos sensores, además de aumentar el coste del dispositivo, suelen añadir dificultades mecánicas y electrónicas.

En aplicaciones industriales con dispositivos robóticos, con intención de solucionar la problemática de los sensores, se han implementado con éxito diferentes estimadores de fuerza y movimiento. Generalmente, estos estimadores se basan en sensores de bajo coste y fácil uso, como encoders que miden el ángulo de rotación de las articulaciones del robot o sensores de par colocados en los actuadores [28, 86]. Pero para poder obtener estos estimadores, es preciso conocer la dinámica y la cinemática del dispositivo. En otras palabras, con la intención de controlar adecuadamente los robots de rehabilitación, es preciso obtener su modelo matemático.

Conociendo toda esta problemática, con el fin de mejorar la calidad de vida de pacientes con déficit motor, se ve la necesidad de mejorar el diseño de algoritmos de control de los robots asistenciales y sanitarios. No obstante, la mayoría de los grupos de investigación que trabajan en esta línea centran sus esfuerzos en el diseño mecánico, generando que en la actualidad no exista un algoritmo de control generalizado que satisfaga todas las necesidades de los ejercicios de rehabilitación y de los pacientes con déficit motor. Por ello, en esta tesis doctoral se va a indagar en el control de los robots asistenciales y sanitarios.

La mayoría de los algoritmos de control existentes están basados en el modelo del robot. Un modelo permite conocer el comportamiento cinemático-dinámico del robot, por lo que es necesario para el diseño de algoritmos de control basados en la impedancia mecánica. Asimismo, un modelo apropiado del dispositivo permite relacionar la salida del controlador con la consigna de los actuadores y/o compensar la fuerza de gravedad y las inercias del dispositivo. Además, siguiendo la metodología utilizada en robots industriales, puede ser utilizado para estimar la fuerza y el movimiento de contacto entre el robot y el usuario, consiguiendo reducir el número de sensores necesarios. Por lo que se observa que la posesión de su modelo matemático es indispensable para el control adecuado de un dispositivo robótico de rehabilitación. Por ello, en esta tesis doctoral, antes de indagar en el diseño de los controladores, se va a definir una **metodología de modelado** para robots asistenciales y sanitarios.

Dependiendo de las necesidades de los usuarios, los robots de rehabilitación deberán seguir diferentes referencias de fuerza o de posición. Para ello, es imprescindible conseguir un controlador de nivel de dispositivo capaz de controlar las fuerzas y los movimientos asistidos y resistidos realizadas por el robot en todas las direcciones del espacio de trabajo. Además, considerando la importancia de la seguridad en aplicaciones asistenciales y sanitarias, este controlador deberá asegurar que el robot cumple con los requisitos de

seguridad, como la velocidad, el rango de movimiento o la fuerza máxima. Lo que genera que en la actualidad no exista un algoritmo de control óptimo capaz de seguir a cualquier referencia de fuerza/posición de una forma segura y cumpliendo con todos los requisitos de las terapias de rehabilitación. Por lo cual, en esta tesis se va a profundizar en el **diseño de controlares de nivel de dispositivo**.

Por otro lado, como se ha observado en la motivación de trabajo (Capítulo 1.1), el proceso de rehabilitación de personas que han sufrido un ataque de ictus, es un proceso largo que se suele iniciar en los primeros días de estancia en el hospital, y puede alargarse de por vida. Por lo que es necesario que los ejercicios de rehabilitación evolucionen con el estado del paciente. Es decir, se precisa que los controladores de alto nivel o los controladores de nivel de tarea tengan la capacidad de adaptarse al estado de recuperación del usuario. Sin embargo, la mayoría de los controladores de nivel de tarea de los robots existentes, solo se centran en las fases iniciales de rehabilitación. Por esta razón, en esta tesis se va a indagar en el **diseño de un grupo de controladores de nivel de tarea** adecuado para cualquier estado de recuperación del paciente.

Con el objetivo de comprobar su correcto funcionamiento, es imprescindible **implementar y validar** los algoritmo de control **en dispositivos robóticos reales**. Con este fin, en este trabajo, los avances obtenidos se van ha implementar en el robot de rehabilitación innovador Universal Haptic Pantograph (UHP).

El UHP es un robot de rehabilitación multifuncional para la rehabilitación de los miembros superiores. Una de sus ventajas principales es la posibilidad de variar su estructura mecánica, lo que le permite rehabilitar todas las articulaciones de la extremidad superior (hombro, codo y muñeca), con una estructura sencilla y de fácil uso. Además, gracias a su configuración mecánica basada en un pantógrafo, el UHP conserva las grandes ventajas de los robots de rehabilitación de un único punto de contacto (fácil diseño y fabricación, y gran adaptabilidad a diferentes usuarios), mientras que permite conocer y controlar la posición de la muñeca y del antebrazo. Por otro lado, su sistema de accionamiento posee componentes elásticos colocados entre el dispositivo y los motores eléctricos habituales. Por lo que sigue manteniendo las ventajas de los motores eléctricos, al mismo tiempo que consigue adecuar su impedancia mecánica, disminuir las inercias generadas por los engranajes y facilitar el control de fuerza.

A lo largo de la tesis se ha visto la necesidad de desarrollar un control adecuado para dispositivos robóticos de rehabilitación que satisfaga las necesidades de las terapias de rehabilitación y de los pacientes con movilidad reducida debido a un ataque de ictus. Con el objetivo fundamental de resolver esta necesidad, en el Capítulo 4 se ha diseñado un algoritmo de control seguro que permite al robot adaptarse al estado de recuperación del paciente y al ejercicio de rehabilitación seleccionado por el terapeuta.

No obstante, antes de poner en práctica todo este sistema de múltiples controladores con pacientes, es imprescindible validar su correcto funcionamiento en un prototipo real de robot de rehabilitación. Para que esta validación sea posible, es necesario diseñar un entorno de control y ejecución que permita la comunicación entre el dispositivo robótico, el software de rehabilitación y la algoritmia de control.

Ante esta situación, en el Capítulo 5.1 se analiza el sistema de ejecución, y en función de sus necesidades, se diseña un entorno de control y ejecución apropiado. En el Capítulo 5.2 se valida el correcto funcionamiento del algoritmo de control con el dispositivo robótico UHP. Por último, con el fin de observar que el controlador funciona correctamente en diferentes circunstancias y ante perturbaciones externas desconocidas, en el Capítulo 5.3 se realizan diferentes ensayos de validación con un grupo de 25 personas sanas.

5.1. Entorno de control y ejecución

El sistema de ejecución de robots de rehabilitación que se propone en este trabajo está dividido en tres sub-sistemas: el dispositivo robótico de rehabilitación, el software de rehabilitación y la plataforma de control y ejecución que posee la algoritmia de controladores diseñados, así como los módulos de comunicación (Fig. 5.1).

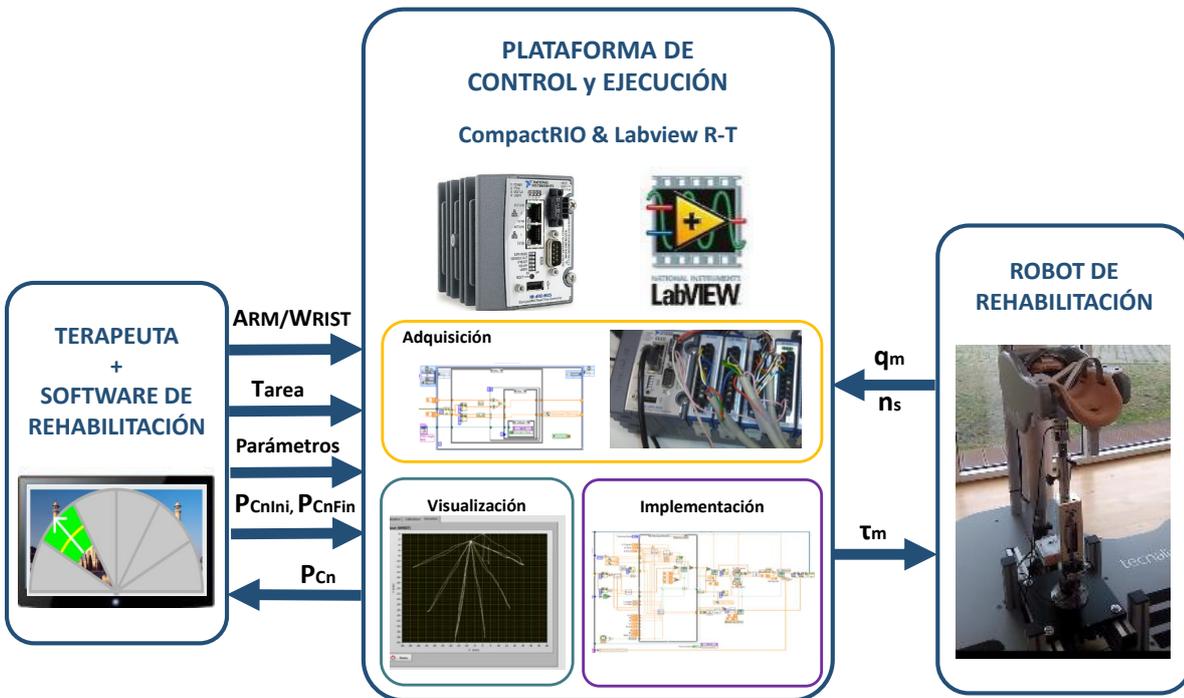


Figura 5.1: Diagrama de ejecución de robots de rehabilitación.

La interacción con el paciente y con el terapeuta se realiza mediante el software de rehabilitación. Este software de apoyo permite al terapeuta de forma fácil e intuitiva adecuar el ejercicio a las necesidades del paciente, permitiendo seleccionar la configuración mecánica adecuada del robot (ARM o WRIST), el controlador de nivel de tarea que se debe ejecutar en cada instante (pasivo, asistido, activo, corrector, resistido, amplificación del error, etc.), y los parámetros de entrenamiento (tiempo del entrenamiento (t_m), fuerza de interacción máxima que puede soportar el usuario (F_{CnMax}), la posibilidad de realizar el movimiento de flexión de forma automática por el robot, etc.).

Al mismo tiempo, el software de apoyo está dotado con diferentes juegos de entrenamiento que ayudan a motivar al paciente. Estos juegos están asociados con los movimientos que debe realizar el paciente. En función del juego seleccionado por el terapeuta, el software genera la posición de inicio (P_{CnIni}) y fin (P_{CnFin}) de la trayectoria deseada. Estas posiciones, junto al resto de las variables seleccionadas por el terapeuta, se transmiten a la plataforma de control y ejecución.

Por otro lado, gracias a las tarjetas analógicas y digitales de adquisición de datos, la plataforma de control y ejecución lee las mediciones de los sensores (q_m y n_s), y después

de filtrar y preprocesar las mediciones, junto a los datos transmitidos por el software de rehabilitación, los introduce en el algoritmo de control. A partir de estos datos, el algoritmo de control calcula el par que deben de realizar los actuadores (τ_m) para que el comportamiento del robot sea el deseado. Además, gracias al modelo cinemático/dinámico propuesto, estima la posición real del robot (\mathbf{P}_{Cn}) y la fuerza de contacto entre el paciente y el dispositivo (\mathbf{F}_{Cn}).

La consigna del par (τ_m) es transmitida a los motores a través de una tarjeta de salidas analógicas, mientras que la posición (\mathbf{P}_{Cn}) y la fuerza (\mathbf{F}_{Cn}) real de contacto se visualizan en pantalla y se guardan en memoria. De esta forma, al finalizar la tarea, el médico encargado de la rehabilitación podrá analizar el estado y la evolución del paciente observando los valores almacenados. Al mismo tiempo, con la intención de motivar al usuario y facilitar la interacción con el dispositivo robótico, la posición real de contacto (\mathbf{P}_{Cn}) se transmite al software de rehabilitación para que lo muestre en pantalla.

En esta tesis, con el fin de validar el conjunto de algoritmos de control diseñados y el sistema de ejecución propuesto, se utiliza el dispositivo robótico UHP descrito en el Capítulo 3.2 y el software de rehabilitación Telereha [154]. Por otro lado, el algoritmo de control y ejecución se ha implementado en la plataforma de control embebida CompactRIO (cRIO9025) de National Instruments utilizando el software de programación Labview Real-Time [110].

En los siguientes apartados se procederá a detallar el software de rehabilitación Telereha (Capítulo 5.1.1) y el diseño y la implementación del algoritmo de control y ejecución (Capítulo 5.1.2).

5.1.1. Software de rehabilitación Telereha

Telereha es un software desarrollado por el Centro de Investigación Tecnalia, el cual facilita la terapia de rehabilitación mediante dispositivos robóticos [154]. Instalado en un ordenador, se comunica con la plataforma de control y ejecución a través del protocolo Ethernet UDP (User Datagram Protocol), mientras que la comunicación con el usuario se realiza a través de la pantalla del ordenador.

Dependiendo de la configuración mecánica del robot (ARM o WRIST), el software Telereha posee diferentes juegos de entrenamiento [147]. En el marco del presente trabajo, para la configuración ARM se ha seleccionado el juego *Descubriendo la imagen*, mientras que para la configuración WRIST se emplea el juego *La Cruz*.

5.1.1.1. Juego 1: Descubriendo la imagen

En el juego *Descubriendo la imagen* se observa una foto oculta por un semicírculo gris (Fig. 5.2). Este semicírculo está dividido en seis regiones que el usuario debe borrar para descubrir la foto. Para ello, debe mover el robot desde el origen ($\mathbf{P}_{Cn_{ini}}$) hasta el extremo

de la región deseada i (P_{CnFin_i}) para $i = 1, 2, \dots, 6$. Una vez llegado al punto final deseado (P_{CnFin_i}), se tiene que volver al punto de origen (P_{CnIn}) para seleccionar otra región.

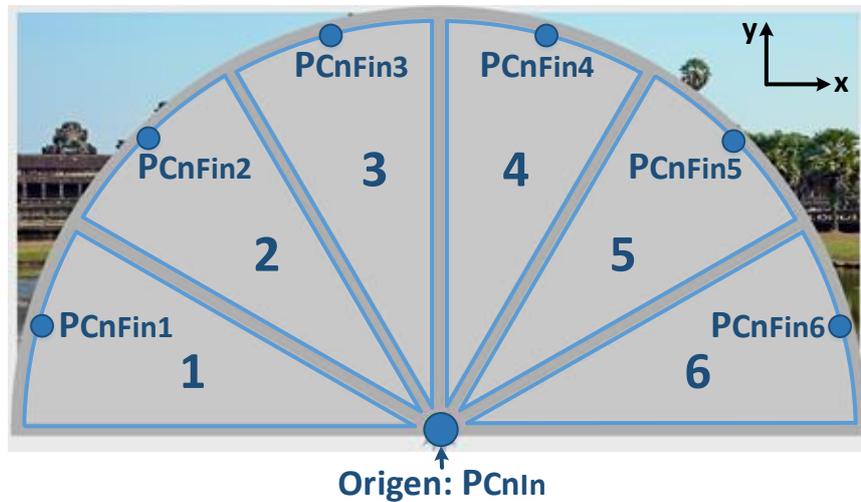


Figura 5.2: Descripción de los movimientos del juego *Descubriendo la imagen*.

Como el orden de las regiones es aleatoria, para indicar la región deseada en cada momento, Telereha la pinta de verde, mientras que dibuja una gran flecha blanca señalando la dirección de la trayectoria deseada (P_{CnDes}). Además, con un círculo indica la posición final deseada del robot (P_{CnFin}) y utiliza un cursor para señalar la posición real del punto de contacto (P_{Cn}) (Fig. 5.3). De esta forma, el paciente puede observar en pantalla su posición actual y la deseada.

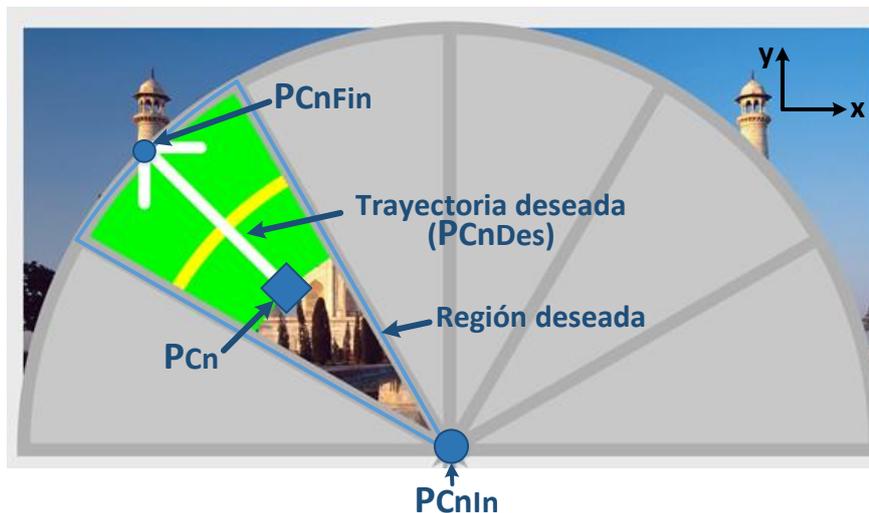


Figura 5.3: Descripción de los indicadores visuales del juego *Descubriendo la imagen*.

Como se ha observado en el análisis del dispositivo (Capítulo 3.2), en la configuración ARM el robot UHP realiza movimientos planares (*plano xy*) que se traducen en ejercicios de flexión/extensión del brazo. Con el fin de adaptar el juego a estos movimientos, se

ha decidido que el punto de inicio (\mathbf{P}_{CnIni}) corresponda con la posición de reposo del pantógrafo (\mathbf{P}_0), donde la extremidad superior del usuario está flexionado formando un ángulo de 90° entre el brazo y el antebrazo. El movimiento de ida del juego ($\mathbf{P}_{CnIni} \rightarrow \mathbf{P}_{CnFin}$) se corresponde con el movimiento de extensión del brazo, y el de vuelta ($\mathbf{P}_{CnFin} \rightarrow \mathbf{P}_{CnIni}$) con el movimiento de flexión.

Por otro lado, se ha analizado que el área de trabajo del robot UHP en modo ARM se define como un círculo de radio $0,2\text{ m}$ en el *plano xy*. Por tanto, el semicírculo del juego tiene que tener un radio máximo de $0,2\text{ m}$. No obstante, con intención de no lesionar al usuario, este valor se tiene que adaptar al rango de movimiento del paciente. En este trabajo de tesis, para la validación de los algoritmos de control se ha seleccionado un radio de $0,14\text{ m}$.

5.1.1.2. Juego 2: La Cruz

En el juego *La Cruz* se observa en pantalla una cruz gris dividida en cuatro regiones (Fig. 5.4). En este juego, el usuario debe mover el robot desde la posición de origen (\mathbf{P}_{CnIni}) hasta el extremo de la región deseada i (\mathbf{P}_{CnFin_i}) para $i = 1, 2, \dots, 4$. Una vez llegado al punto final deseado (\mathbf{P}_{CnFin_i}), se tiene que volver al punto de origen (\mathbf{P}_{CnIni}) para seleccionar una nueva región.

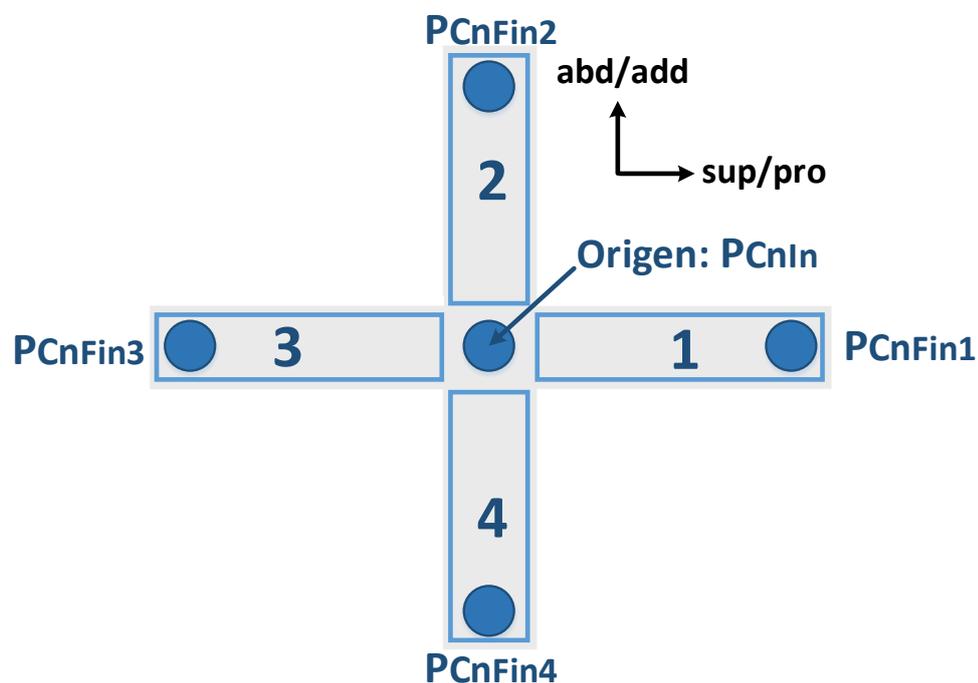


Figura 5.4: Descripción de los movimientos del juego *La Cruz*.

Como en el juego *Descubriendo la imagen*, el orden de las regiones es aleatoria, por lo que el software Telereha dibuja un círculo verde para indicar la posición final deseada (\mathbf{P}_{CnFin}). Al mismo tiempo, utiliza un cuadrado negro para señalar la posición real del punto

de contacto (P_{Cn})(Fig. 5.5). De esta manera, el paciente puede observar en pantalla la posición real y deseada del punto de contacto.

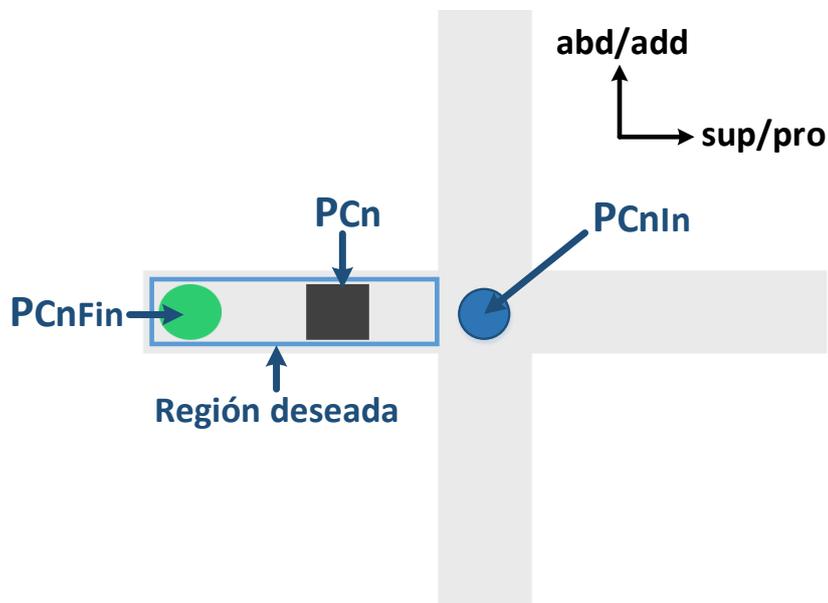


Figura 5.5: Descripción de los indicadores visuales del juego *La Cruz*.

Para adaptar el juego a la configuración WRIST (Capítulo 3.2), se ha hecho corresponder la línea vertical con el movimiento de abducción/aducción (abd/add) de la muñeca, mientras que el horizontal está relacionado con el movimiento de supinación/pronación (sup/pro). El paciente, dependiendo de donde esté el círculo verde, tendrá que realizar un movimiento u otro considerando que en el centro de la cruz, en la posición de inicio (P_{CnIn}), el ángulo de rotación es 0° ($0m$), y en los extremos de la cruz el ángulo máximo es 45° ($0,058m$).

5.1.2. Diseño e implementación de la plataforma de control y ejecución

La plataforma de control y ejecución se desarrolla con dos objetivos fundamentales: realizar la implementación y ejecución del algoritmo de control diseñado, y servir de puente de comunicación entre el robot de rehabilitación, el usuario y el controlador. Por lo que su uso no sólo se limita a las fases de validación, sino que se extiende a futuros ejercicios de rehabilitación con pacientes de movilidad reducida.

Conociendo su importancia, a continuación se presenta la arquitectura del sistema, se analizan las tareas que debe realizar cada sub-sistema, y se realiza la implementación de los algoritmos utilizando el software Labview RT.

5.1.2.1. Arquitectura del sistema

El sistema de control y ejecución se basa en un esquema *host-target* que está compuesto por un ordenador y una plataforma de control embebida que se comunican bilateralmente a través del protocolo TCP/IP (Fig. 5.6).

- El *host*, implementado en un ordenador (que puede ser o no el mismo ordenador que ejecuta el software de rehabilitación), proporciona el interfaz de usuario del sistema. Es decir, permite monitorizar y guardar las variables del entorno de control y ejecución.
- El *target*, por otro lado, ejecuta el sistema operativo de tiempo real, y dado que dispone de conexión directa al dispositivo robótico, se encarga de gestionar el acceso a los diferentes dispositivos (sensores y actuadores), así como de ejecutar el lazo de control en tiempo real.

En este trabajo se ha utilizado la plataforma de control embebida CompactRIO (cRIO9025) de National Instruments [110]. Esta plataforma de control posee dos procesadores con diferentes funcionalidades: 1) una *FPGA* programable por el ingeniero de control que permite implementar un control de alta velocidad y comunicar directamente con las tarjetas de entradas y salidas del dispositivo robótico; 2) un *procesador de tiempo real* para la comunicación y procesamiento de señales y la implementación de controladores de menor velocidad. Además, la plataforma CompactRIO permite la utilización de tantas tarjetas de entradas y salidas (E/S) como se necesite, por lo que proporciona gran adaptabilidad al uso de dispositivos robóticos con diferentes sensores y actuadores.

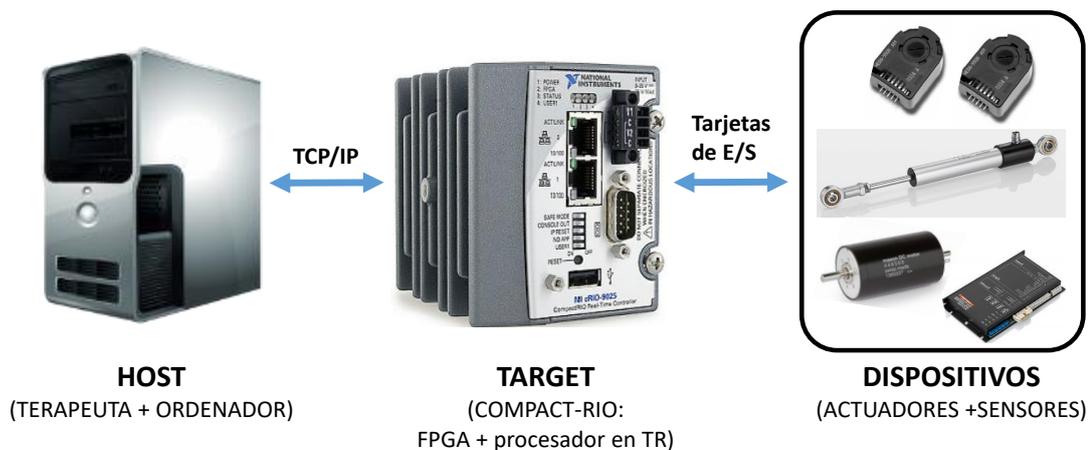


Figura 5.6: Arquitectura del sistema de control y ejecución.

5.1.2.2. Distribución de tareas

Como se ha descrito anteriormente (Fig. 5.1), la plataforma de control y ejecución tiene diferentes funcionalidades que se dividen en cuatro tareas principales. Dependiendo de los requisitos de las tareas y las características de los componentes del sistema, estas tareas se implementan en uno u otro sub-sistema de la arquitectura (FPGA, procesador de tiempo real y host) (Fig. 5.7).

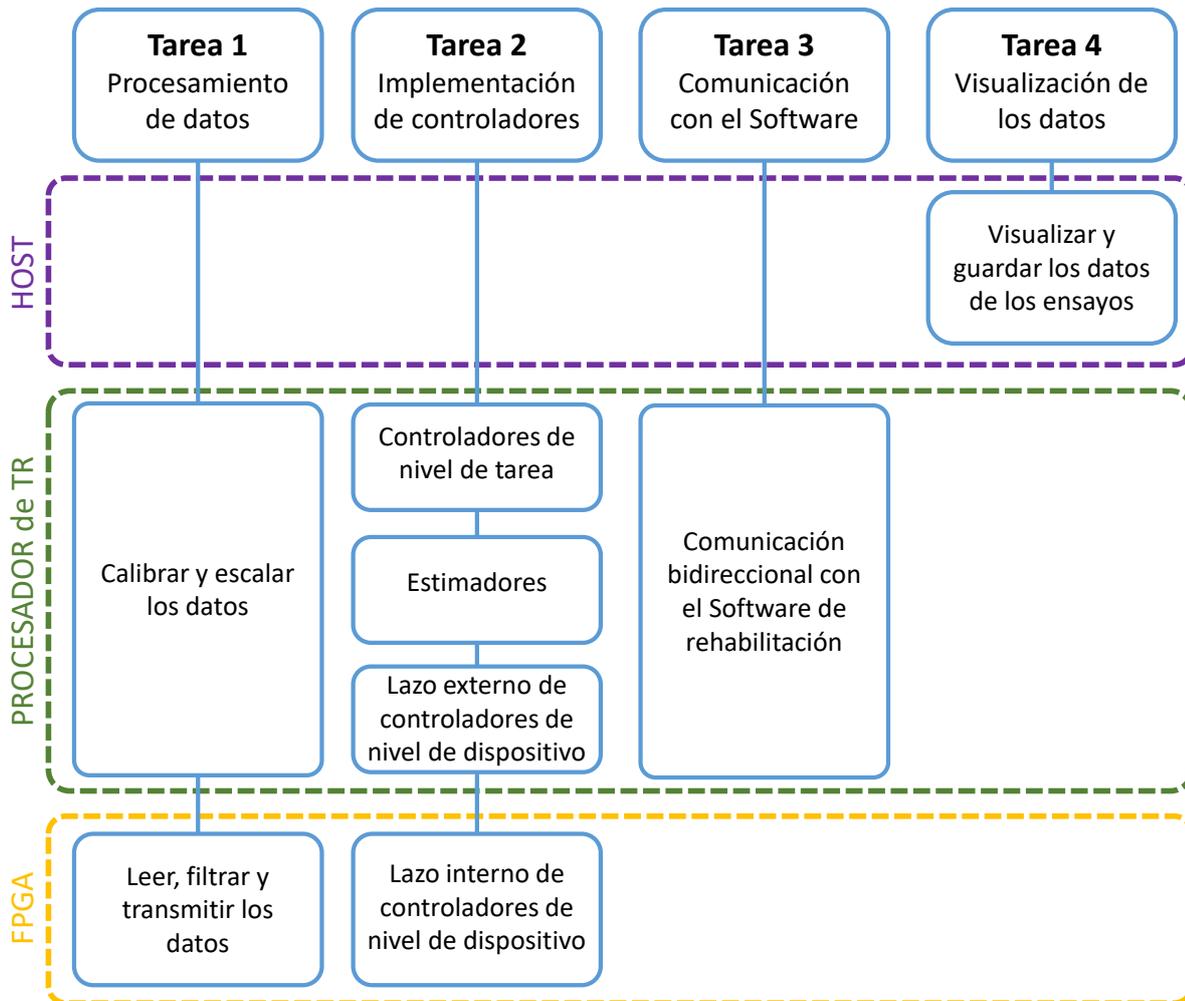


Figura 5.7: Distribución de tareas del sistema de control y ejecución.

De esta manera, para las Tareas 1 y 2, se implementa la parte más crítica en la FPGA, y el resto de las acciones se llevan a cabo por el procesador de tiempo real (como se muestra en la Fig. 5.7).

En la Tarea 1, la adquisición de las mediciones de los sensores y la transmisión de la consigna a los actuadores es inmediata. Sin embargo, el procesar todos los datos, es decir, filtrar, escalar y calibrar las mediciones, precisa un coste computacional elevado. Por ello, los datos de entrada solo se leen y se filtran en la FPGA, mientras que el procesador de tiempo real se encarga del resto.

En la Tarea 2, el lazo más rápido del algoritmo de control, el lazo interno de los controladores de nivel de dispositivo, es decir, los controladores del sistema de accionamiento, se ejecutan en la FPGA. Y el resto, los lazos externos de los controladores de nivel de dispositivo, los estimadores de fuerza y movimiento, y los controladores de nivel de tarea, se implementan en el procesador de tiempo real.

Por otro lado, como la comunicación con el software de rehabilitación no tiene porqué ser tan rápida, la Tarea 3 se implementa en el procesador de tiempo real. Y con la intención de que el terapeuta visualice los datos del ensayo en cada momento, el movimiento y la fuerza de contacto se monitorizan y se guardan en el host.

5.1.2.3. Implementación utilizando Labview RT

Con el fin de implementar las tareas mencionadas en los sub-sistemas descritos (FPGA, procesador de tiempo real y host) de la plataforma de control y ejecución, se emplea el software de programación Labview Real Time (Labview RT).

Labview RT es un software de programación de National Instruments que permite que el código desarrollado sea ejecutado en tiempo real de forma automática. Este software es compatible con la mayor parte de hardware y tarjetas de adquisición E/S que ofrece National Instruments, por lo que el algoritmo implementado se puede transferir con gran facilidad, permitiendo su futuro uso en dispositivos robóticos de rehabilitación con diferentes plataformas de control, sensores y/o actuadores.

La unidad de programación básica de Labview RT es el VI o el Instrumento Virtual. El VI es un objeto de programación que está compuesto por un panel frontal, en el que se aloja el interfaz de usuario, y una sección de código asociada a los controles ubicados en el panel frontal (Fig. 5.8). Los VIs, se programan gráficamente mediante bloques proporcionados por Labview RT, y al igual que una función en otro lenguaje de programación, permiten realizar llamadas a otros VIs y transferir datos entre ellos.

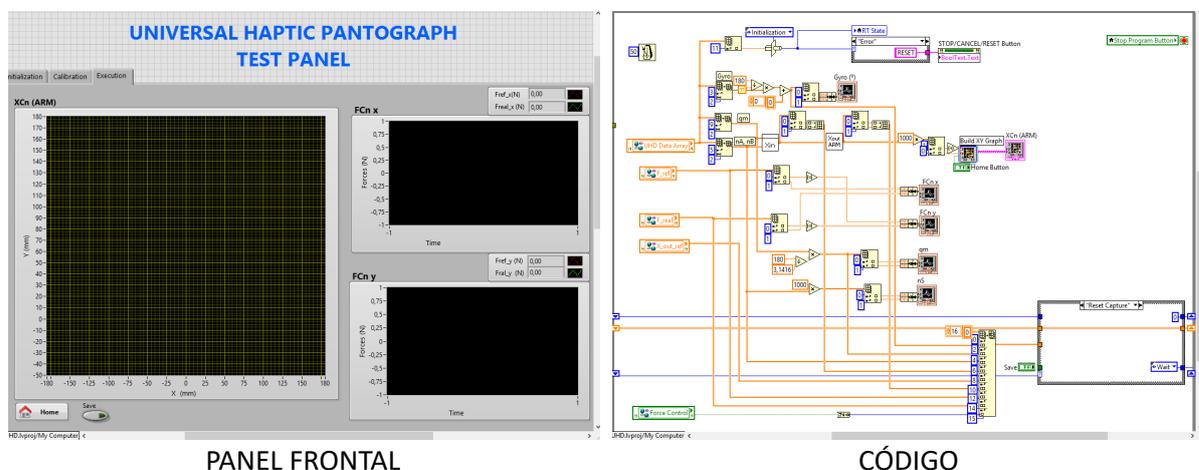


Figura 5.8: Instrumento Virtual VI del Host.

En esta tesis, se ha generado un VI general para cada elemento de la plataforma de control y ejecución (host, procesador de tiempo real y FPGA), entre los cuales en la Fig. 5.8 se observa el del host. Asimismo, cada sub-tarea de la Fig. 5.7 se ha implementado en un VI, que se ha introducido en el VI general correspondiente. De esta forma, el programa se puede adaptar con gran facilidad a futuros cambios. Por ejemplo, si se cambia el software de rehabilitación, solo se debe de modificar el VI correspondiente a la comunicación con el software, o si se cambia algún sensor, se tiene que variar los VIs de adquisición y procesamiento de datos.

5.2. Validación del algoritmo de control propuesto

Una vez diseñado e implementado el entorno de control y ejecución, se puede proceder a la validación de la algoritmia de control. Con este objetivo, en este capítulo se validan los controladores de nivel tarea (Capítulo 4.1) y de nivel de dispositivo (Capítulo 4.2) diseñados en la presente tesis doctoral.

Para que esta validación sea posible se ha utilizado el dispositivo robótico de rehabilitación UHP (Universal Haptic Pantograph) en las configuraciones mecánicas ARM y WRIST (Capítulo 3.2). Tal y como se ha detallado en la validación del modelo del dispositivo (Capítulo 3.5), el robot UHP posee dos encoders ópticos que miden el ángulo de rotación de los motores (q_{m_1} y q_{m_2}), y dos potenciómetros lineales que se usan para medir la longitud variable de los muelles S_A y S_B (n_{S_A} y n_{S_B}). Además, para la validación de los controladores de nivel de dispositivo, se han utilizado un sensor de fuerza de 6GDL y un inclinómetro de 3 ejes. Estos sensores adicionales permiten medir la fuerza (\mathbf{F}_{Cn}) y el movimiento (\mathbf{P}_{Cn}) del punto de contacto con gran precisión, permitiendo validar el uso de los estimadores.

Con el fin de demostrar el correcto funcionamiento de la algoritmia de control y verificar que el dispositivo robótico no realiza movimientos bruscos que puedan lesionar al usuario, las pruebas se han realizado con personas sanas que han intentado reproducir diferentes estados de recuperación de pacientes con déficit motor. Por otro lado, puntualizar que para la validación de los controladores se han ejecutado más de 300 ensayos experimentales con el robot UHP, entre los cuales, este documento recoge los más significativos.

A continuación, en el Capítulo 5.2.1 se validan los controladores de nivel de dispositivo diseñados (fuerza, impedancia y posición), mientras que en el Capítulo 5.2.2 se presentan los resultados obtenidos de pruebas experimentales con diferentes controladores de nivel de tarea (asistido adaptativo, correctora progresiva y adaptativas basadas en la oposición).

5.2.1. Validación de los controladores de nivel de dispositivo

Este apartado tiene como objetivos: por un lado, validar los controladores de nivel de dispositivo (fuerza, impedancia y posición), y por otro lado, comprobar que estos algoritmos funcionan correctamente con los estimadores de fuerza y movimiento. Para ello, se han

definido y llevado a cabo diferentes pruebas experimentales con los controladores de fuerza, impedancia y posición diseñados. Estas pruebas experimentales se han repetido dos veces. En la primera se han usado los estimadores de fuerza y movimiento, mientras que en la segunda, la fuerza (\mathbf{F}_{C_n}) y el movimiento (\mathbf{P}_{C_n}) del punto de contacto se han obtenido de las mediciones de los sensores.

Dado que la finalidad de estos ensayos es validar los controladores de nivel de dispositivo, no se han ejecutado los de nivel de tarea, por lo que la consigna de los controladores se ha generado directamente a través del software de programación Labview RT.

A continuación se muestran los resultados obtenidos de los ensayos más significativos, y se analiza el rendimiento de los controladores con y sin estimadores.

5.2.1.1. Validación del controlador de fuerza basado en el modelo dinámico del robot

Entre los diferentes controladores de nivel de dispositivo necesarios para una correcta terapia de rehabilitación, se procede a validar el control de fuerza en primer lugar. En el primero ensayo, se ha analizado la respuesta del controlador cuando no existen perturbaciones externas; en el segundo, se ha analizado su rendimiento al interactuar con un usuario; y en el último, se ha validado su comportamiento ante perturbaciones externas cuando su consigna no es constante.

Validación del controlador de fuerza al bloquear la posición del pantógrafo

En este primer ensayo se analiza el comportamiento del controlador de fuerza cuando no existe movimiento, es decir, cuando el pantógrafo está parado. Para ello, el pantógrafo se ha bloqueado en la posición de reposo ($\mathbf{P}_{Tr} = \mathbf{P}_0 = [0 \ 0 \ 0]^T$), simulando a un usuario que intenta mantener constante la posición del robot de rehabilitación UHP. Y al controlador de fuerza se le han introducido referencias senoidales con frecuencias entre 0,1 Hz y 1 Hz, que es el ancho de banda específico del sistema de accionamiento del robot UHP [118].

El sistema de accionamiento del UHP esta formado por dos SEAs dispuestos en configuración perpendicular, donde un SEA es el encargado de generar el movimiento en el eje x, y la otra en el eje y. Los dos SEAs son idénticos, y su algoritmo de control es el mismo, por lo que en esta memoria solo se demuestran los resultados del SEA correspondientes al eje x.

En la Fig. 5.9 se presentan los resultados obtenidos de tres ensayos con periodos de 10s (0,1Hz), 5s (0,2Hz) y 1s (1Hz). En los tres casos, en azul se observa la fuerza de contacto deseada ($\mathbf{F}_{C_{nDes}}$), la señal roja corresponde a la salida del controlador cuando la fuerza de contacto (\mathbf{F}_{C_n}) se mide directamente a través del sensor, mientras que la verde corresponde con su salida al utilizar el estimador de fuerza.

En la Fig. 5.9 se observa que el controlador de fuerza es capaz de seguir a la referencia deseada en todo el rango de frecuencia del sistema de accionamiento. Como era de esperar, el error cometido es más grande al usar los estimadores (Tabla 5.1), sin embargo, la

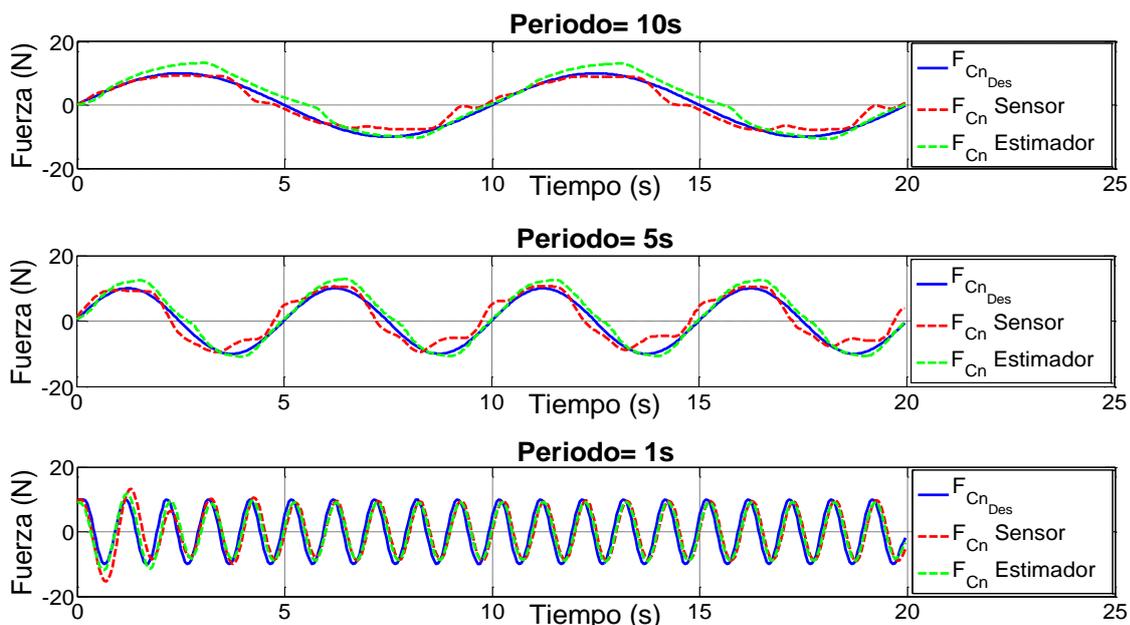


Figura 5.9: Respuesta del controlador de fuerza al bloquear la posición del pantógrafo.

diferencia es despreciable para el ser-humano (Δ del error= Error con sensor - Error con estimador $< 2 N$). Por otro lado, en la primera gráfica se ve que al usar el estimador, el error máximo se comete en los puntos de mayor amplitud. Esto se debe a las no-lineales de los muelles que insertan un pequeño retardo al cambiar el sentido de la fuerza aplicada, lo que genera que a mayor velocidad de cambio, el error cometido sea mayor. No obstante, hay que considerar que en las terapias de rehabilitación, para no lesionar al usuario, los cambios de fuerza se deben de realizar a bajas velocidades.

Periodo	Error con Sensor		Error con Estimador		Δ del error	
	Medio	Máximo	Medio	Máximo	Medio	Máximo
10s	1,59 N	3,99 N	1,27 N	4,47 N	-0,32 N	0,48 N
5s	1,39 N	3,67 N	2,01 N	5,23 N	0,62 N	1,56 N
1s	2,51 N	6,43 N	3,37 N	8,11 N	0,86 N	1,68 N

Tabla 5.1: Error del controlador de fuerza al bloquear la posición del pantógrafo.

Validación del controlador de fuerza al interactuar con un usuario

El objetivo del segundo ensayo es validar el controlador de fuerza ante perturbaciones externas, es decir, al interactuar con un usuario. Con este fin, se ha seleccionado una referencia constante ($F_{Cn_Des} = 0N$), mientras que el usuario ha intentado mover el robot en todo el rango de movimiento.

En las Figs. 5.10 y 5.11 se observan los resultados de dos ensayos en las configuraciones mecánicas ARM y WRIST. En las dos, en la gráfica superior se visualizan los resultados en la coordenada x, y en la inferior los de la coordenada y. Siguiendo la nomenclatura anterior,

en azul se observa la fuerza de contacto deseada (F_{CnDes}), la señal roja corresponde a la salida del controlador cuando la fuerza de contacto (F_{Cn}) se mide a través del sensor, y el verde corresponde con su salida al utilizar el estimador. Adicionalmente, en la Tabla 5.2 se resumen el error medio y máximo cometido por el controlador de fuerza cuando la fuerza de contacto (F_{Cn}) se calcula con el estimador, y cuando se mide a través del sensor.

Modo	Error con Sensor		Error con Estimador		Δ del error	
	Medio	Máximo	Medio	Máximo	Medio	Máximo
ARM	0,88 N	4,38 N	1,42 N	4,87 N	0,54 N	0,49 N
WRIST	1,45 N	7,72 N	1,38 N	6,57 N	-0,07 N	-1,15 N

Tabla 5.2: Error del controlador de fuerza al interactuar con un usuario.

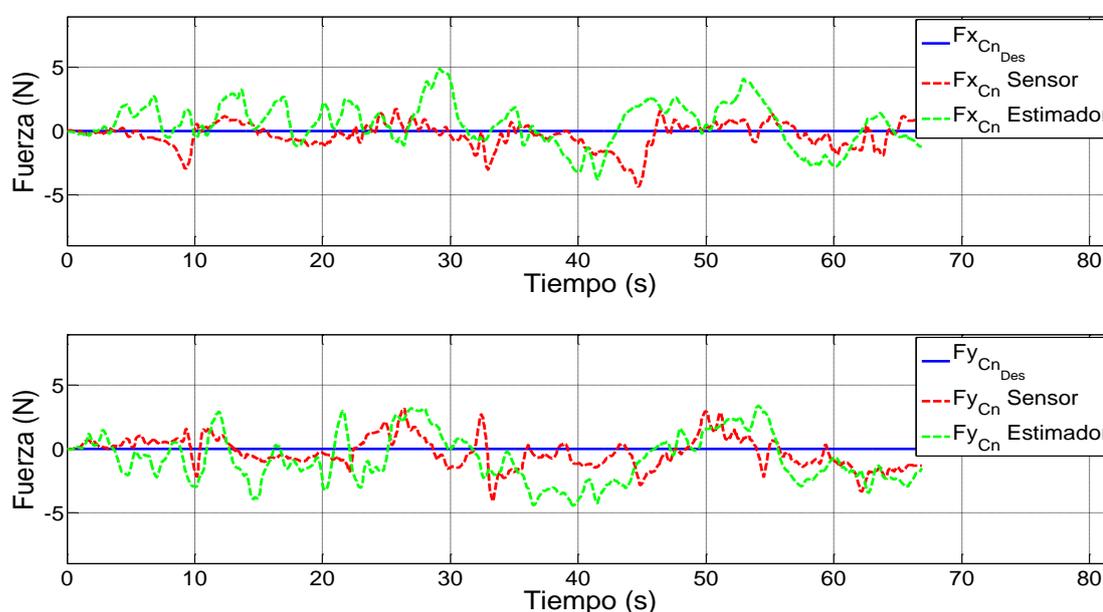


Figura 5.10: Respuesta del controlador de fuerza al interactuar con un usuario en la configuración mecánica ARM.

Como se puede observar en las Figs. 5.10 y 5.11, así como en la Tabla 5.2, el controlador de fuerza diseñado ha sido capaz de compensar la fuerza de gravedad e inercias y conseguir que la fuerza de contacto sea cero ($F_{Cn} \approx 0\text{ N}$) con un error medio inferior a 1,5 N. En la configuración mecánica ARM los resultados obtenidos con el sensor adicional y con el estimador de fuerza son muy parecidos (Δ del error $< 0,6\text{ N}$), mientras que en WRIST la respuesta del controlador es algo mejor al utilizar el estimador (Δ del error medio = $-0,07\text{ N}$ y Δ del error máximo = $-1,15\text{ N}$).

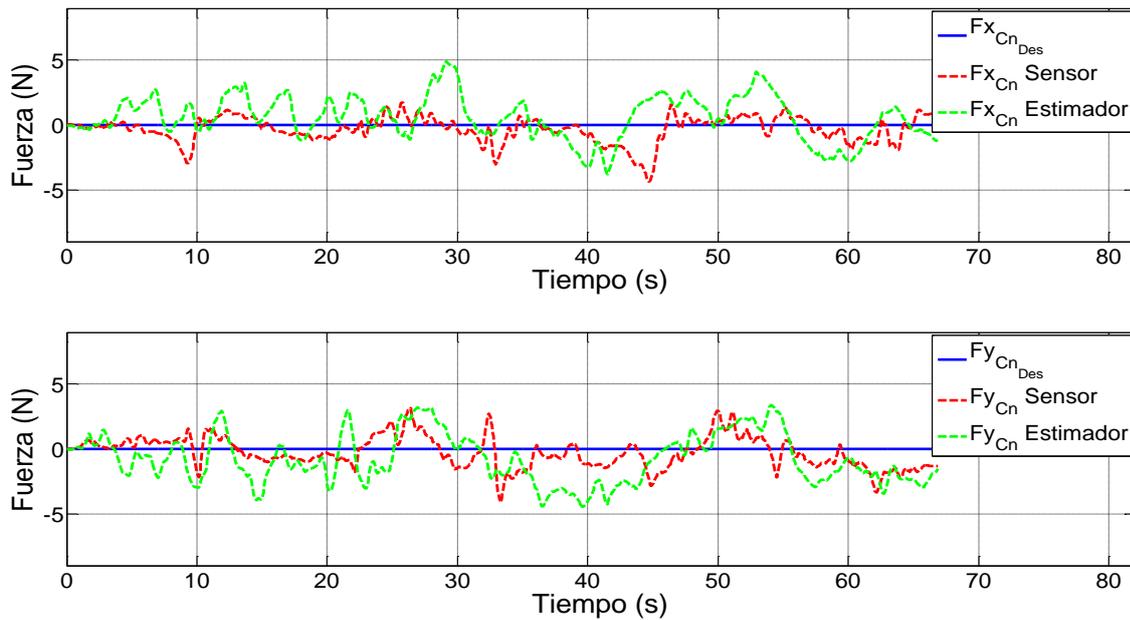


Figura 5.11: Respuesta del controlador de fuerza al interactuar con un usuario en la configuración mecánica WRIST.

Validación del controlador de fuerza con consigna variable

En la prueba anterior se ha validado el controlador de fuerza al interactuar con un usuario cuando la consigna es constante ($F_{CnDes} = 0N$). En este ensayo, con la intención de observar su comportamiento en un entorno más realista, se ha seleccionado una consigna variable, mientras que el usuario ha movido el robot en todo el rango de movimiento.

Las Figs. 5.12 y 5.13 muestran los resultados de dos ensayos en las configuraciones mecánicas ARM y WRIST, respectivamente. Como se puede observar, en estos ensayos se ha seleccionado una consigna senoidal de periodo variable (20s, 10s y 5s). Haciendo uso de la misma notación, en la gráfica superior se visualizan los resultados en la coordenada x, y en la inferior los de la coordenada y. La línea azul es la fuerza de contacto deseada (F_{CnDes}), la roja corresponde a la salida del controlador cuando la fuerza de contacto (F_{Cn}) se mide a través del sensor, mientras que en verde se observa la salida del controlador al utilizar el estimador. Adicionalmente, en la Tabla 5.3 se resumen el error medio y máximo cometido.

Modo	Error con Sensor		Error con Estimador		Δ del error	
	Medio	Máximo	Medio	Máximo	Medio	Máximo
ARM	2,89 N	14,72 N	4,34 N	14,61 N	1,45 N	-0,11 N
WRIST	2,92 N	14,1 N	3,77 N	15,2 N	0,85 N	1,1 N

Tabla 5.3: Error del controlador de fuerza con referencias variables.

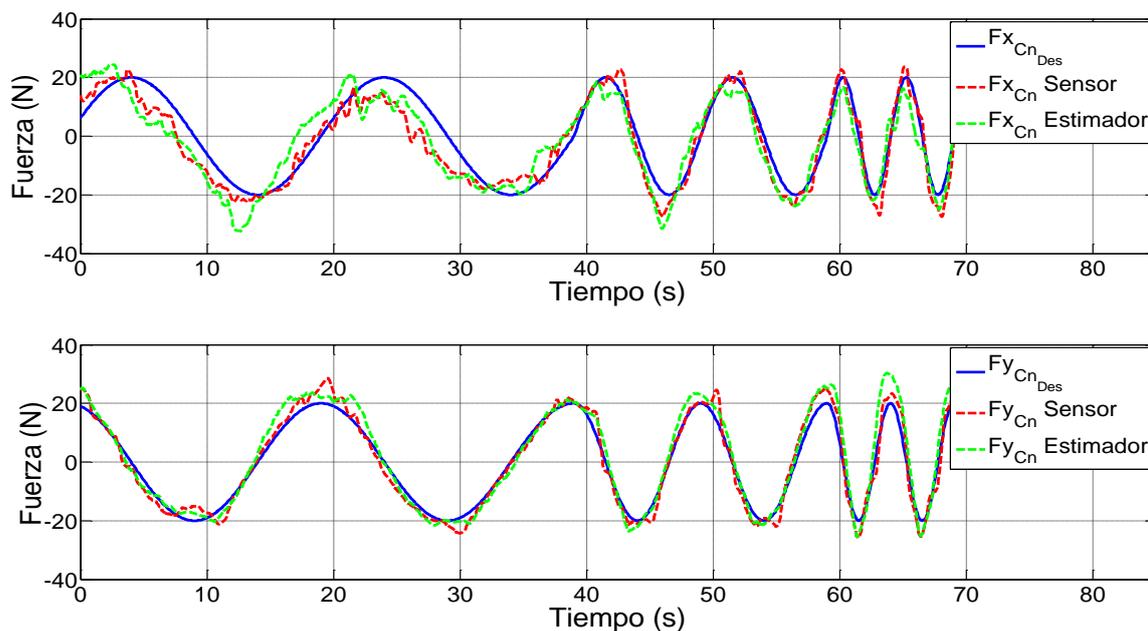


Figura 5.12: Respuesta del controlador de fuerza con consigna variable en la configuración mecánica ARM.

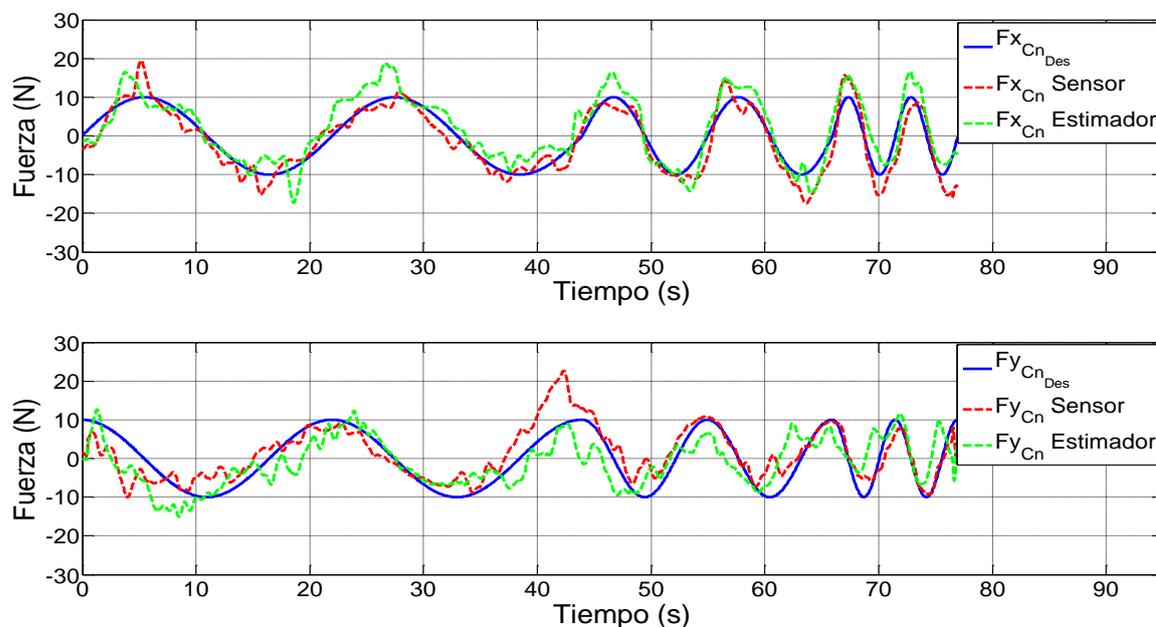


Figura 5.13: Respuesta del controlador de fuerza con consigna variable en la configuración mecánica WRIST.

En estos ensayos, aunque el usuario ha intentado hacer frente a la fuerza ejecutada por el robot, el controlador de fuerza ha sido capaz de seguir a la referencia con un error medio inferior a 5 N. En las Figs. 5.12 y 5.13 se ve claramente que cuando el periodo de la consigna es elevada (20s), al usuario le da tiempo a acostumbrarse a la fuerza de contacto e introducir una perturbación externa, mientras que con señales con periodos más pequeños (5s) su efecto es mucho más reducido. Por otro lado, se observa que el rendimiento del controlador es muy parecido con el estimador y con el sensor de fuerza adicional, con una diferencia inferior de 1,5 N.

En los ensayos presentados, el controlador de fuerza diseñado ha sido capaz de seguir a cualquier tipo de consigna de una forma suave y segura cumpliendo con los requisitos de seguridad. En el peor de los casos, en el tercer ensayo, donde la consigna ha sido variable y el sujeto ha introducido perturbaciones externas, el error medio realizado ha sido inferior a 5 N. En el uso diario, los dispositivos robóticos de rehabilitación interactuarán con pacientes que no poseen suficiente capacidad motora como para generar grandes fuerzas perturbadoras, por lo que el error cometido por el controlador será menor. Al mismo tiempo, se observa que en las aplicaciones de rehabilitación, la precisión no es tan crítica como los requisitos de seguridad. Por lo tanto, se concluye que el controlador de fuerza diseñado funciona correctamente en todos los escenarios posibles.

Asimismo, del análisis de los ensayos se obtiene que, aunque en la mayoría de los casos la respuesta del controlador es mejor al utilizar el sensor de fuerza, la diferencia es despreciable para el ser humano (Δ del error del error medio $< 1,5$ N). Por lo que se puede concluir que el estimador de fuerza es apropiado para integrarlo en el controlador de fuerza propuesto.

5.2.1.2. Validación del controlador de impedancia aplicado a robots de rehabilitación

Una vez comprobado que el controlador de fuerza diseñado funciona correctamente en todos los escenarios posibles y en las configuraciones mecánicas ARM y WRIST, se procede a continuación a la validación del control de impedancia desarrollado.

El controlador de impedancia genera una referencia de fuerza (\mathbf{F}_{CnDes}) en función del error de posición cometido ($\mathbf{P}_{CnDes} - \mathbf{P}_{Cn}$) y la impedancia mecánica (\mathbf{K}_d) seleccionada. Como se ha descrito en el diseño del algoritmo de control (Capítulo 4.2.1), \mathbf{K}_d es programable, pero dependiendo de las características mecánicas del dispositivo robótico, debe variar dentro de unos rangos definidos. Del análisis del robot UHP se ha obtenido que, para una ejecución segura, en la configuración mecánica ARM, \mathbf{K}_d debe oscilar entre 0 N/m y 500 N/m, mientras que en WRIST sus rangos son 0 N/m y 720 N/m.

Ante esa situación, con el objetivo de validar el controlador de impedancia, se han ejecutado ensayos experimentales con diferentes valores de \mathbf{K}_d . En estos ensayos, para

seguir a la referencia generada por el controlador de impedancia, se ha utilizado el controlador de fuerza con estimador validado anteriormente. Al mismo tiempo, para cumplir con los requisitos de seguridad y asegurar que no se generan cambios bruscos de fuerza, el cambio de fuerza se ha limitado a 10 N/s y 5 N/s , en las configuraciones mecánica ARM y WRIST respectivamente. Por otro lado, como punto final deseado se ha seleccionado $\mathbf{P}_{CnDes} = 0,1\text{ m}$ en ARM y $\mathbf{P}_{CnDes} = 0,05\text{ m}$ en WRIST.

En las Figs. 5.14 y 5.15 se muestran los resultados de los ensayos con \mathbf{K}_d de 200 N/m , 400 N/m y 600 N/m en las configuraciones mecánicas ARM y WRIST. En las gráficas superiores, la línea azul corresponde a la fuerza de contacto deseada ($\mathbf{F}_{CnDes} = \mathbf{K}_d (\mathbf{P}_{CnDes} - \mathbf{P}_{Cn})$), mientras que la verde es la fuerza de contacto real (\mathbf{F}_{Cn}). En cambio, en las gráficas inferiores se muestra el movimiento del punto de contacto (\mathbf{P}_{Cn}) ejecutado por el usuario. Adicionalmente, las líneas rojas verticales (I_C) señalan la activación del controlador de impedancia.

Al iniciar el ensayo se ha ejecutado el controlador de fuerza con una referencia nula ($\mathbf{F}_{CnDes} = 0\text{ N}$) y el usuario se ha colocado en la posición de reposo del pantógrafo ($\mathbf{P}_{Cn} = 0\text{ m}$). Pasado un tiempo, se ha activado el controlador de impedancia (I_C), mientras que el usuario ha intentado mantener su posición. En ese momento, como el error es el máximo ($\mathbf{e} = \mathbf{P}_{CnDes} - \mathbf{P}_{Cn} \approx \mathbf{P}_{CnDes}$), ha empezado a aumentar la fuerza de contacto con la velocidad de cambio seleccionada, hasta llegar al valor máximo que depende de \mathbf{K}_d ($\mathbf{F}_{CnMax} = \mathbf{K}_d \mathbf{P}_{CnDes}$). Una vez que ha alcanzado la fuerza máxima, el usuario ha empezado a acercarse al punto deseado \mathbf{P}_{CnDes} y la fuerza de contacto ha ido disminuyendo hasta llegar a cero.

En la Fig. 5.14 se observa que el controlador de impedancia funciona correctamente en ARM con \mathbf{K}_d de 200 N/m y 400 N/m , donde el error de fuerza medio y máximo son de 1 N y 3 N , respectivamente (Tabla 5.4). Sin embargo, cuando $\mathbf{K}_d = 600\text{ N/m}$ el robot no consigue llegar a la fuerza deseada generando saltos bruscos que inestabilizan al robot. Lo que confirma que en el modo ARM \mathbf{K}_d debe oscilar entre 0 N/m y 500 N/m .

Modo	$\mathbf{K}_d = 200\text{N/s}$		$\mathbf{K}_d = 400\text{N/s}$		$\mathbf{K}_d = 600\text{N/s}$	
	Medio	Máximo	Medio	Máximo	Medio	Máximo
ARM	1,11 N	3,03 N	0,83 N	2,99 N	9,21 N	22,98 N
WRIST	0,99 N	4,08 N	1,07 N	5,13 N	1,15 N	6,72 N

Tabla 5.4: Error del controlador de impedancia.

La Fig. 5.15 y la Tabla 5.4 muestran que en la configuración mecánica WRIST el controlador de impedancia funciona correctamente con las tres impedancias seleccionadas, por lo que sus rangos (0 N/m y 720 N/m) están calculados correctamente. No obstante, en el tercer ensayo ($\mathbf{K}_d = 600\text{ N/m}$), el usuario no ha sido capaz de hacer frente a la fuerza generada por el robot y mantener la posición de reposo. Lo que significa que la fuerza generada es demasiado elevada hasta para una persona sana. Por lo que en terapias de rehabilitación, en modo WRIST, no se pueden utilizar valores de \mathbf{K}_d mayores de 400 N/m .

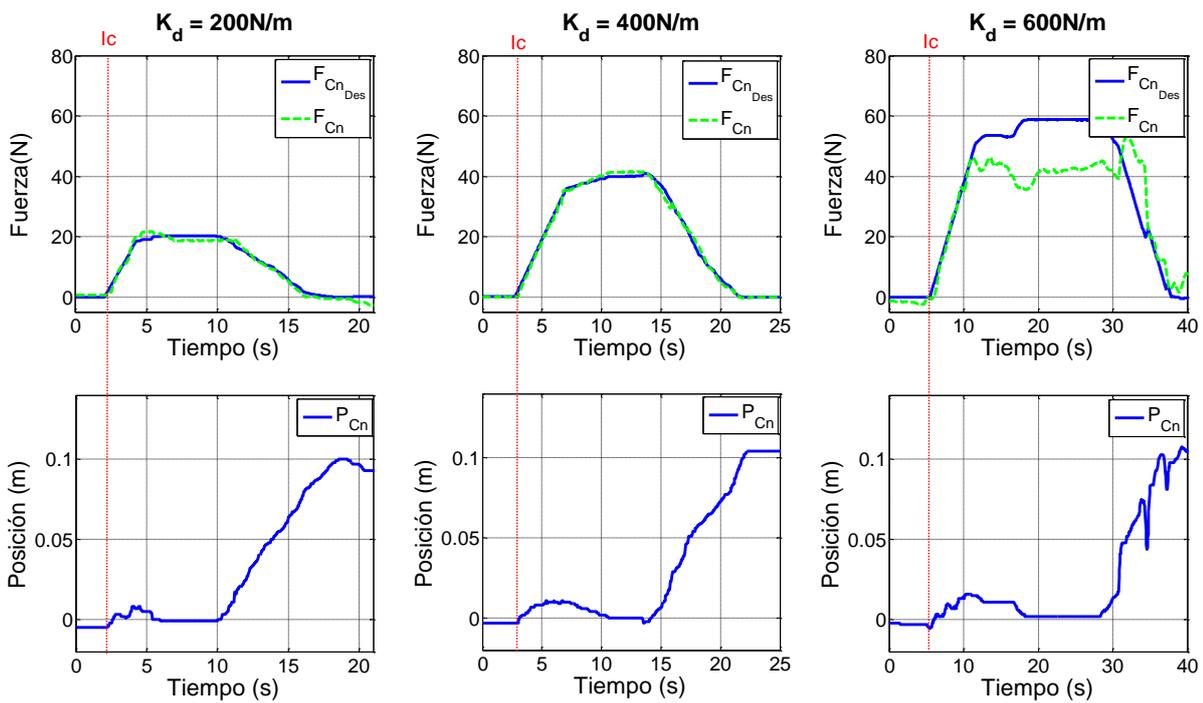


Figura 5.14: Respuesta del controlador de impedancia con diferentes K_d en la configuración mecánica ARM.

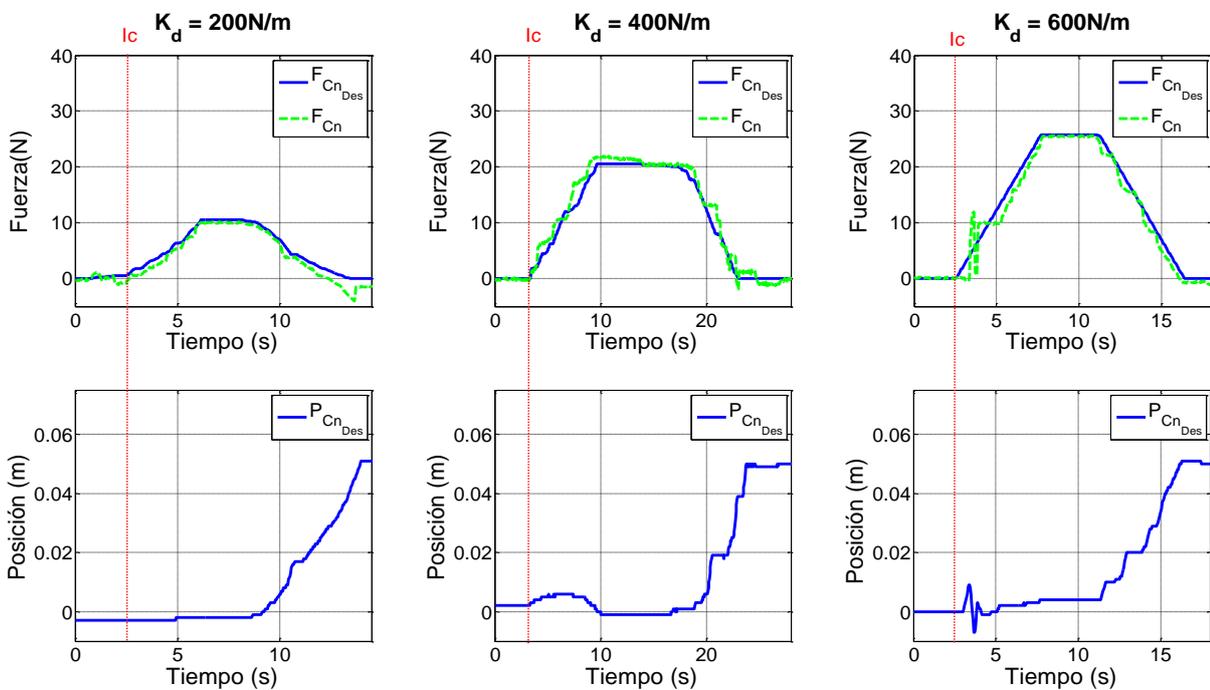


Figura 5.15: Respuesta del controlador de impedancia con diferentes K_d en la configuración mecánica WRIST.

5.2.1.3. Validación del controlador de posición basado en el modelo cinemático del robot

En este apartado se valida el correcto funcionamiento del controlador de posición basado en el modelo cinemático del dispositivo robótico de rehabilitación. Con este fin se han ejecutado dos tipos de ensayos: en el primero de ellos se ha observado la respuesta del controlador sin perturbaciones externas, mientras que en el segundo se ha analizado su rendimiento al interactuar con un usuario.

Desde el punto de vista de un terapeuta profesional, en el robot UHP, la velocidad adecuada para terapias de rehabilitación es de $0,1 \text{ ciclos/s}$, es decir, la frecuencia del movimiento entrenamiento debería ser $0,1 \text{ Hz}$. Por ello, para la validación del controlador de posición se han seleccionado consignas senoidales de $0,05 \text{ Hz}$ (20s), $0,1 \text{ Hz}$ (10s) y $0,2 \text{ Hz}$ (5s).

Validación del controlador de posición sin perturbaciones externas

En el primer ensayo se analiza el comportamiento del controlador de posición sin perturbaciones externas, es decir, sin usuario. En las Figs. 5.16 y 5.17 se observan los resultados de dos pruebas experimentales en las configuraciones mecánicas ARM y WRIST, respectivamente. En las dos figuras, en la gráfica superior se visualizan los resultados en la coordenada x , y en la inferior los de la coordenada y . Siguiendo la misma nomenclatura de los ensayos anteriores, en azul se observa el movimiento deseado del punto de contacto ($\mathbf{P}_{C_{NDes}}$), la línea roja corresponde a la salida del controlador cuando el movimiento del punto de contacto (\mathbf{P}_{Cn}) se mide a través del inclinómetro, y el verde corresponde a la salida del controlador cuando utiliza el estimador de movimiento. Adicionalmente, en la Tabla 5.5 se resume el error medio y máximo cometido por el controlador de posición cuando el movimiento del punto de contacto (\mathbf{P}_{Cn}) se estima y se mide a través del sensor.

Modo	Error con Sensor		Error con Estimador		Δ del error	
	Medio	Máximo	Medio	Máximo	Medio	Máximo
ARM	0,0012 m	0,007 m	0,00115 m	0,006 m	-0,00005 m	-0,001 m
WRIST	0,0020 m	0,009 m	0,0022 m	0,009 m	0,0002 m	0 m

Tabla 5.5: Error del controlador de posición sin perturbaciones externas.

Como se puede observar, el controlador de posición es capaz de seguir a la referencia con un error medio de 1 mm en la configuración mecánica ARM y 2 mm en WRIST. Además, la Tabla 5.5 muestra que la respuesta del controlador de posición es casi idéntica al utilizar el estimador de movimiento diseñado o el inclinómetro adicional (Δ del error del error $< 0,0002 \text{ m}$).

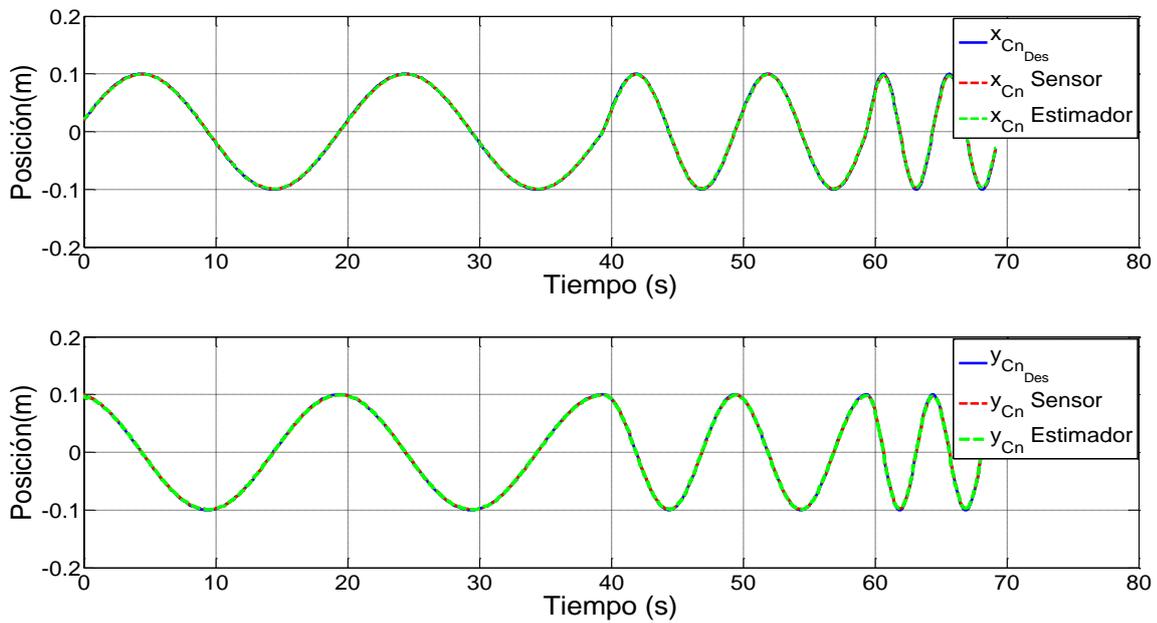


Figura 5.16: Respuesta del controlador de posición sin perturbaciones externas en la configuración mecánica ARM.

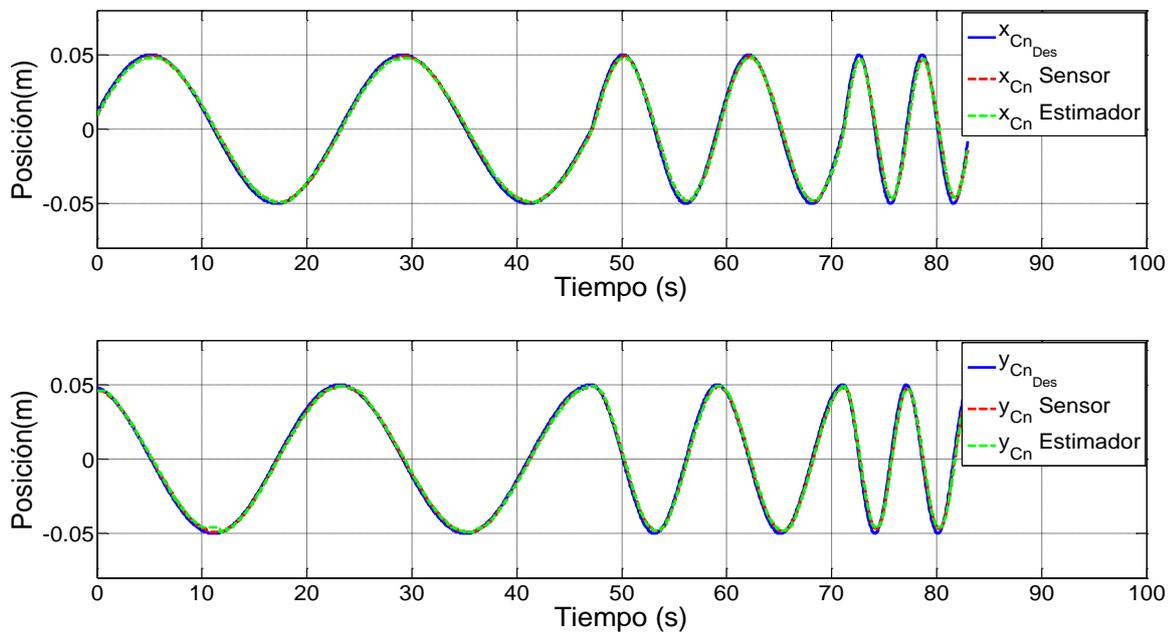


Figura 5.17: Respuesta del controlador de posición sin perturbaciones externas en la configuración mecánica WRIST.

Validación del controlador de posición con usuario

Una vez validado el controlador de posición sin perturbaciones externas, se analiza su comportamiento al interactuar con un usuario. Para ello, se repiten los mismos ensayos, pero en este caso, el usuario intenta impedir el movimiento del dispositivo robótico.

Las Figs. 5.18 y 5.19 observan los resultados de dos ensayos en las configuraciones mecánicas ARM y WRIST, mientras que la Tabla 5.6 resume el error medio y máximo cometido en las dos pruebas. En la gráfica superior se visualizan los resultados en la coordenada x , y en la inferior los de la coordenada y . La línea azul es el movimiento deseado del punto de contacto (\mathbf{P}_{CnDes}), la roja corresponde a la salida del controlador cuando el movimiento del punto de contacto (\mathbf{P}_{Cn}) se mide a través del sensor, mientras que la verde muestra la salida a del controlador al utilizar el estimador de movimiento.

Modo	Error con Sensor		Error con Estimador		Δ del error	
	Medio	Máximo	Medio	Máximo	Medio	Máximo
ARM	0,015 m	0,098 m	0,02 m	0,141 m	0,005 m	0,043 m
WRIST	0,0022 m	0,021 m	0,0021 m	0,015 m	0,0001 m	0,007 m

Tabla 5.6: Error del controlador de posición con usuario.

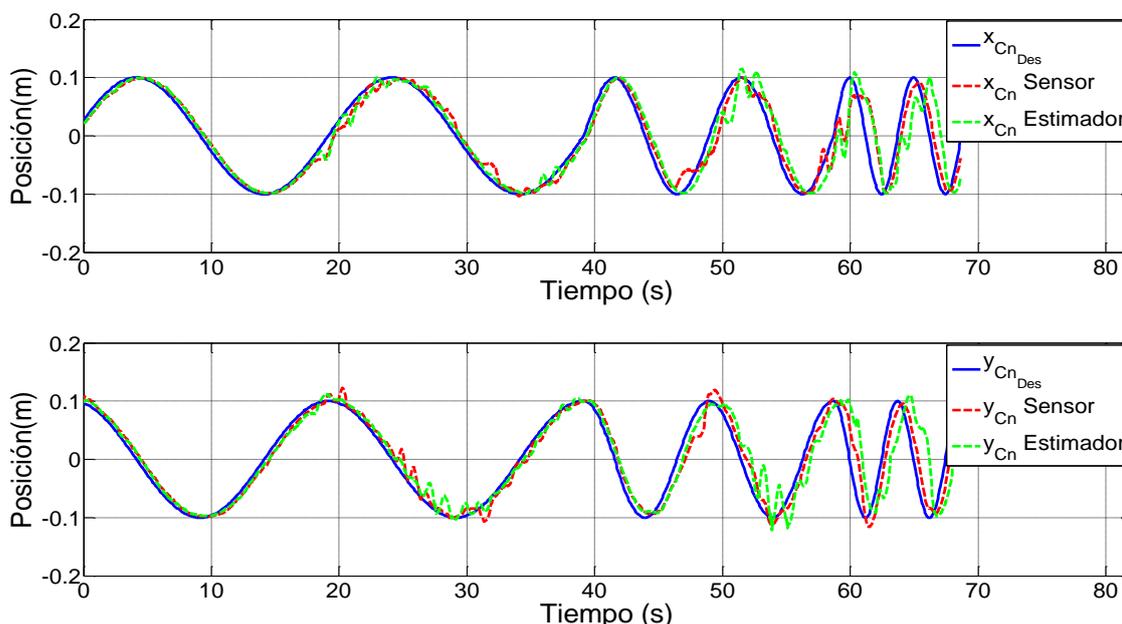


Figura 5.18: Respuesta del controlador de posición con usuario en la configuración mecánica ARM.

Como era de esperar, las Figs. 5.18 y 5.19 y la Tabla 5.6 muestran que la respuesta del controlador de posición empeora al introducir perturbaciones externas. No obstante, se observa que el controlador de posición es capaz de seguir a la consigna deseada con un error medio inferior a 0,02 m en la configuración ARM y 0,0022 m en WRIST. Además,

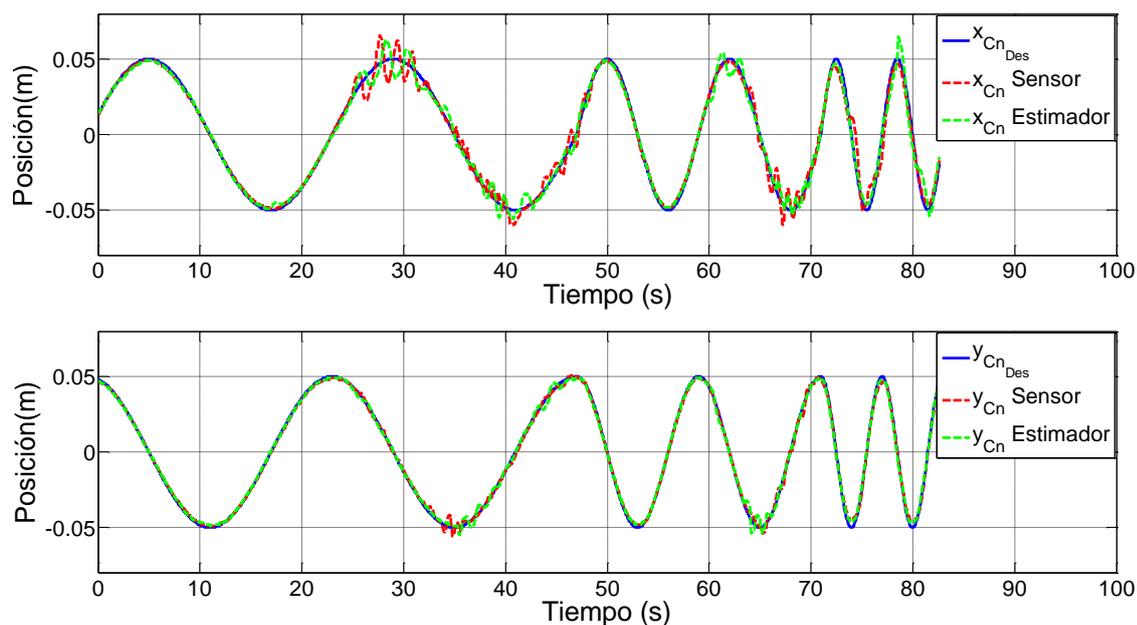


Figura 5.19: Respuesta del controlador de posición con usuario en la configuración mecánica WRIST.

hay que considerar que estos ensayos se han realizado con una persona sana, pero que en su futuro uso, estas estrategias se ejecutarán con pacientes que no poseen suficiente capacidad motora como para generar elevadas perturbaciones, por lo que el error cometido será más reducido.

Asimismo, se observa que en las aplicaciones de salud y asistencia como la rehabilitación, la precisión del movimiento no es tan crítica como en otras aplicaciones como la cirugía, por ejemplo [185]. Según la literatura [47], las personas sanas son capaces de realizar movimientos de las extremidades superiores con una resolución media de 5 mm , lo que indica que el error medio de 2 mm del controlador sin perturbaciones externas es mejor que la resolución del movimiento del brazo humano. Por lo tanto, se concluye que el controlador de posición basado en el modelo cinemático del robot funciona correctamente.

Por otro lado, aunque la respuesta del controlador es mejor al utilizar el inclinómetro adicional, la diferencia es despreciable para terapias de rehabilitación (Δ del error medio es de $0,005\text{ m}$ en ARM y de $0,0001\text{ m}$ en WRIST). Por lo que el estimador de movimiento diseñado es apropiado para insertarlo en el controlador de posición propuesto.

A modo de resumen, en este apartado se ha validado el correcto funcionamiento de los controladores denominados controladores de nivel de dispositivo (impedancia, fuerza y posición). Tras las pruebas realizadas con diferentes condiciones y especificaciones, se puede concluir que estos controladores son capaces de seguir a las referencias deseadas de una forma suave y segura, sin realizar movimientos bruscos que pueden lesionar al usuario, demostrando que, los controladores de nivel de dispositivos diseñados son apropiados para terapias de rehabilitación.

Adicionalmente, se ha concluido que la respuesta de los controladores es muy parecida al utilizar los estimadores de fuerza y movimiento, o al usar sensores adicionales. Por todo ello, se puede concluir que gracias a los estimadores propuestos se ha conseguido disminuir el coste del dispositivo y simplificar dificultades mecánicas y electrónicas ocasionadas por los sensores adicionales, sin perder precisión.

Por último, para finalizar con la validación de los controladores de nivel de dispositivo, queda por analizar el comportamiento del controlador de seguimiento. No obstante, como el objetivo de este controlador es asegurar un cambio suave y seguro de un controlador de nivel de dispositivo a otro, su funcionalidad se valida en el siguiente apartado junto a los controladores de nivel de tarea que utilizan más de un controlador de nivel de dispositivo.

5.2.2. Validación de los controladores de nivel de tarea

Este apartado tiene como finalidad cumplir los siguientes dos objetivos: en primer lugar, validar el correcto funcionamiento de los controladores de nivel de tarea propuestos; en segundo lugar, comprobar que estos controladores cumplen con los requisitos de seguridad (velocidad de movimiento, fuerza máxima, velocidad de la fuerza, etc.). Con este fin se han diseñado y realizado diferentes pruebas experimentales con *tareas asistidas adaptativas, correctora progresiva y adaptativas basadas en la oposición*.

Para la ejecución de las pruebas experimentales se ha utilizado el robot de rehabilitación UHP y el software de apoyo Telereha con la plataforma de control y ejecución desarrollada en el Capítulo 5.1. Adicionalmente, con el fin de analizar la respuesta del algoritmo de control al interactuar con un usuario, las pruebas se han realizado con personas sanas que han intentado reproducir diferentes estados de recuperación de pacientes con déficit motor.

El software de rehabilitación Telereha, además de la tarea a implementar, permite seleccionar el juego y los parámetros de entrenamiento. En el marco del presente trabajo, en la configuración mecánica ARM se ha ejecutado el juego *Descubriendo la imagen*, mientras que en WRIST se ha utilizado el juego *La Cruz* (Capítulo 5.1.1). Por otro lado, aunque en terapias de rehabilitación el tiempo de tratamiento es mayor, en este caso, para que el lector pueda observar mejor los resultados, los ejercicios se han realizado en un tiempo de 2 minutos ($t_m = 120s$). Adicionalmente, con la intención de que el usuario se centre en los movimientos de extensión del miembro afectado, en los ensayos realizados el movimiento de flexión lo ha realizado el robot UHP sin considerar la dinámica del usuario. El resto de parámetros de entrenamiento, como la fuerza máxima que puede realizar el robot ($\mathbf{F}_{Cn_{Max}}$) o la anchura de la región deseada (\mathbf{D}), dependen de las características particulares de la tarea de rehabilitación a ejecutar, por lo que se detallan en cada ensayo experimental.

Por otro lado, para seguir a las referencias de fuerza ($\mathbf{F}_{Cn_{Des}}$) y posición ($\mathbf{P}_{Cn_{Des}}$) generadas por los controladores de nivel de tarea, se han utilizado los controladores de nivel de dispositivo validados en el Capítulo 5.2.1. Además, dado que en el apartado anterior se ha

podido demostrar que el uso de los estimadores disminuye el coste del dispositivo y reduce dificultades mecánicas y electrónicas, sin perder la precisión, en los ensayos presentados, la fuerza (\mathbf{F}_{C_n}) y la posición (\mathbf{P}_{C_n}) del punto de contacto se han calculado a partir de los estimadores propuestos.

A continuación se muestran los resultados obtenidos de los ensayos más significativos, ordenados en función del estado de recuperación del usuario. Es decir, se empieza con las *tareas asistidas adaptativas*, a continuación se valida la *tarea correctora progresiva*, y por último, las *tareas basadas en la oposición*.

5.2.2.1. Validación de tareas asistidas adaptativas

En el Capítulo 4.1.1, con el fin de permitir mayor adaptabilidad al estado del paciente y garantizar la finalización del ejercicio, se ha propuesto una metodología adaptativa de las tareas asistidas, donde la ejecución de la tarea se ha dividido en tres fases de t_1 , t_2 y t_3 segundos. Siguiendo esta metodología se han propuesto cuatro modos diferentes de asistencia: *pasivo*, *asistido-pasivo*, *activo-asistido-pasivo* y *activo-pasivo*.

Con el objetivo de validar el correcto funcionamiento de esta metodología, se han ejecutado diferentes pruebas experimentales para los cuatro modos asistidos adaptativos propuestos en las configuraciones mecánicas ARM y WRIST. A continuación se muestran los resultados obtenidos de los ensayos más significativos.

Validación del modo Pasivo

Entre los cuatro modos asistidos adaptativos propuestos, en el primer ensayo se valida el modo *pasivo*. En este modo, es el robot el encargado de realizar la trayectoria sin considerar la dinámica del usuario, por lo que es adecuado para las fases iniciales de rehabilitación en los que el paciente no tiene capacidad de generar movimiento. Con la intención de simular este estado, el usuario no ha realizado ni fuerza ni movimiento, ha dejado que el robot UHP mueva su brazo.

En la Fig. 5.20 se observan los resultados obtenidos en el modo *pasivo* en la configuración mecánica WRIST. La gráfica superior muestra la dirección de la trayectoria deseada, mientras que en la gráfica inferior en rojo se observa la posición deseada ($\mathbf{P}_{C_{nDes}}$) y en azul la posición real (\mathbf{P}_{C_n}) del punto de contacto en la dirección de la trayectoria. Por otro lado, para diferenciar los movimientos de extensión y flexión, la extensión se ha destacado con fondo verde.

Como se ha detallado en el Capítulo 5.1.1.2, el juego *La Cruz* implementado en la configuración mecánica WRIST posee 4 regiones que se activan aleatoriamente. El robot, en función de la región activada, se ha movido desde el punto inicial ($\mathbf{P}_{C_{nini}}$) al extremo de la región deseada (1, 2, 3, 4), y ha vuelto al punto inicial. La distancia entre el punto inicial y final ha sido de 0,058 m, no obstante, la dirección de la trayectoria ha variado en función de la región deseada (0rad en la región 1, $\frac{\pi}{2}rad$ en la región 2, πrad en la región 3 y $\frac{3\pi}{2}rad$ en la región 4).

En las fases iniciales del tratamiento de rehabilitación, los movimientos ejecutados deben ser de bajas velocidades, por ello, en este ensayo se ha seleccionado un periodo de 5 segundos ($t_1 + t_2 + t_3 = 5s$). Además, para asegurar que el UHP alcanza el punto final deseado con velocidades y aceleraciones nulas, la trayectoria de referencia se ha calculado con un generador de trayectorias de orden 5.

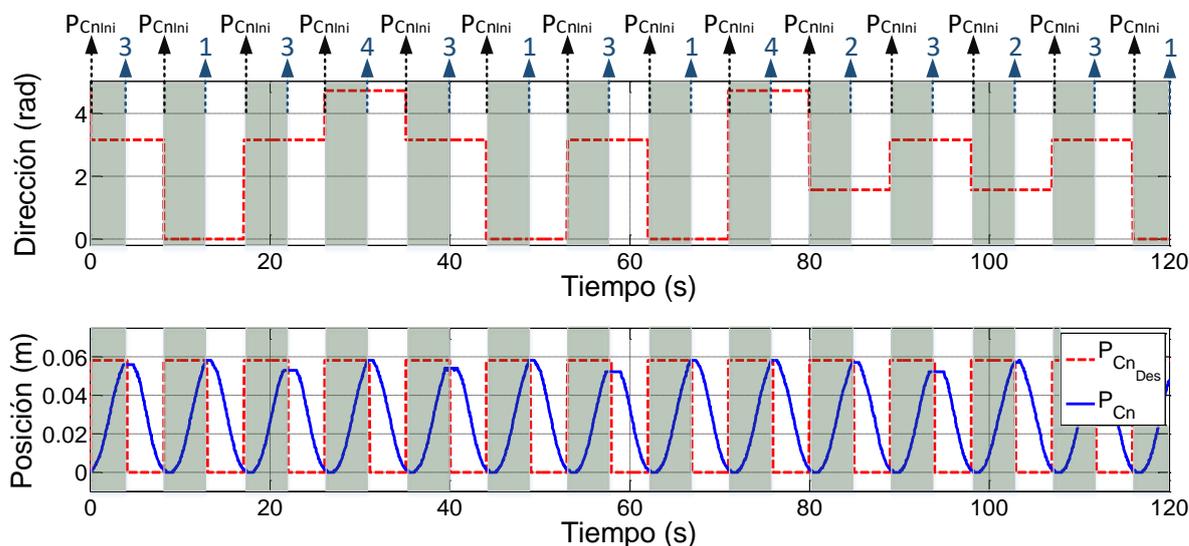


Figura 5.20: Validación del modo pasivo en la configuración mecánica WRIST.

Como se puede ver en la Fig. 5.20, en todos los movimientos, el robot de rehabilitación UHP ha alcanzado el punto deseado en el periodo seleccionado realizando movimientos suaves y seguros. Por lo que se concluye que el modo pasivo propuesto funciona correctamente.

Validación del modo Asistido-Pasivo

Una vez validado el modo pasivo, se analiza el correcto funcionamiento del modo *asistido-pasivo*. En este modo, en la primera y segunda fase se implementa el modo asistido, es decir, el usuario intenta ejecutar la trayectoria mientras que el robot aplica una fuerza asistida que depende del error de posición. Si el usuario no es capaz de terminar la trayectoria, en la tercera fase se activa el modo pasivo para que el robot finalice el movimiento. Con el fin de observar la respuesta del algoritmo de control en los dos casos, en las pruebas realizadas, en algunos movimientos el usuario ha finalizado la tarea en la primera y segunda fase, mientras que en otros ha esperado a que se active la tercera.

La Fig. 5.21 muestra los resultados obtenidos en el modo *asistido-pasivo* en la configuración mecánica ARM. En la primera gráfica se detalla la dirección de la trayectoria; en la segunda, en rojo se muestra la posición deseada ($\mathbf{P}_{Cn_{Des}}$) y en azul la posición real (\mathbf{P}_{Cn}) del punto de contacto; y en la tercera se observan la fuerza real (\mathbf{F}_{Cn}) y deseada ($\mathbf{F}_{Cn_{Des}}$). Con el fin de diferenciar entre las diferentes fases, el modo asistido y pasivo del movimiento de extensión se han destacado con fondo naranja y verde, respectivamente.

El juego *Descubriendo la imagen* utilizado en la configuración mecánica ARM posee 6 regiones (Capítulo 5.1.1.1). El usuario, en función de la región activada, se ha movido desde el punto inicial (P_{Cnini}) al extremo de la región deseada (1, 2, 3, 4, 5, 6), y una vez llegado a este punto, el robot ha regresado al punto inicial. La distancia entre el punto inicial y final ha sido de $0,14\text{ m}$, mientras que la dirección de la trayectoria ha variado en función de la región.

Por otro lado, se ha seleccionado un periodo de 4 segundos para el modo asistido ($t_1 + t_2 = 4\text{ s}$), de 3 segundos para el pasivo ($t_3 = 3\text{ s}$), y de 3 segundos para el movimiento de flexión que lo ha ejecutado el robot de forma autónoma. Asimismo, se ha optado por una fuerza máxima de 28 N que corresponde a una impedancia de 200 N/m , y el cambio de fuerza se ha limitado a 10 N/s .

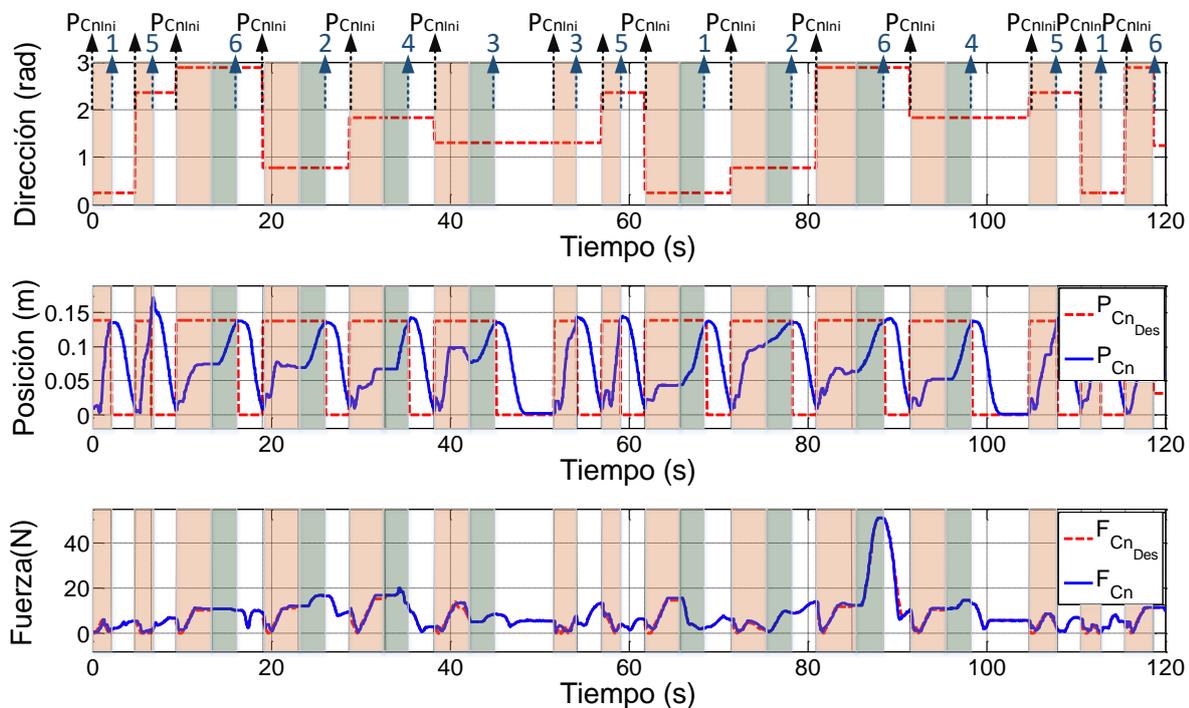


Figura 5.21: Validación del modo asistido-pasivo en la configuración mecánica ARM.

En la Fig. 5.21, en los dos primeros movimientos de extensión, el usuario ha sido capaz de finalizar el movimiento en el modo asistido (fondo naranja). Sin embargo, en los cuatro siguientes la asistencia aplicada no ha sido suficiente y se ha tenido que activar el modo pasivo (fondo verde). En el modo asistido (fondo naranja), en los dos primeros movimientos, como el usuario ha realizado la trayectoria adecuadamente, la fuerza aplicada ha sido muy reducida, pero a partir del tercero, dado que el sujeto se ha bloqueado a mitad de la trayectoria, el robot ha tenido que aumentar la asistencia. No obstante, como se puede observar entre los segundos 20 y 22, este aumento de fuerza ha sido progresivo cumpliendo con el límite de velocidad de cambio de fuerza seleccionado (10 N/s). En el modo pasivo (fondo verde) el robot de rehabilitación UHP ha finalizado la tarea realizando

movimientos suaves de baja velocidad. Por todo ello, se muestra que los modos asistido y pasivo diseñados generan correctamente las referencias de fuerza y movimiento, y los controladores de nivel de dispositivo los siguen de una forma adecuada. Al mismo tiempo, se observa que el cambio del modo asistido al pasivo ha sido suave y progresivo cumpliendo los requisitos de seguridad.

En el movimiento de flexión (fondo blanco), el UHP ha llegado al punto deseado ($\mathbf{P}_{Cn_{ini}}$) en el periodo seleccionado realizando movimiento suaves y seguros. De esta forma, a partir del análisis de los últimos dos ensayos (Figuras 5.20 y 5.21) queda validado el movimiento de flexión. Por lo tanto, teniendo en cuenta que en todos los modos, el robot se comporta de la misma forma en el movimiento de flexión, a partir de esta prueba experimental, solo se va a analizar el comportamiento del UHP en el movimiento de extensión.

Validación del modo Activo-Asistido-Pasivo

Cuando el paciente ya empieza a generar movimiento en el modo asistido-pasivo, en el siguiente paso del proceso de recuperación, se debe utilizar el modo *activo-asistido-pasivo*. En este modo, al principio el usuario intenta ejecutar la trayectoria sin asistencia, pero si no es capaz, pasado un tiempo, el robot le aplica una pequeña fuerza asistida. En caso de que esta ayuda tampoco sea suficiente, el robot finaliza el movimiento. Es decir, en la primera fase se ejecuta el modo activo, en la segunda el modo asistido y en la tercera el pasivo. Como en el ensayo anterior, con el propósito de analizar la respuesta del algoritmo de control en todos los casos posibles, en los ensayos ejecutados el usuario ha finalizado los movimientos en diferentes fases.

La Fig. 5.22 detalla los resultados obtenidos en el modo *activo-asistido-pasivo* en la configuración mecánica ARM. En la primera gráfica se observa la dirección de la trayectoria, en la segunda la posición deseada ($\mathbf{P}_{Cn_{Des}}$) y real (\mathbf{P}_{Cn}) del punto de contacto, y en la tercera la fuerza real (\mathbf{F}_{Cn}) y deseada ($\mathbf{F}_{Cn_{Des}}$). Por otro lado, el modo activo se destaca con fondo azul, el asistido con fondo naranja y el pasivo con fondo verde.

Como en el ensayo anterior, el usuario se ha movido desde el punto inicial ($\mathbf{P}_{Cn_{ini}}$) al extremo de la región deseada (1, 2, 3, 4, 5, 6), mientras que el movimiento de vuelta lo ha ejecutado el robot de forma autónoma. Por otro lado, en esta prueba experimental, con el fin de aumentar la autonomía del paciente, se ha seleccionado un periodo mayor para el modo activo ($t_1 = 7s$), mientras que el periodo elegido para el modo asistido y pasivo ha sido el del ensayo anterior (4 segundos para el asistido ($t_2 = 4s$) y de 3 segundos para el pasivo ($t_3 = 3s$)). Además, se ha optado por una fuerza máxima de 28 N que corresponden a una impedancia de 200 N/m, y el cambio de fuerza se ha limitado a 10 N/s.

En el ensayo presentado en la Fig. 5.22, en los dos primeros movimientos de extensión, el usuario ha sido capaz de terminar el ejercicio sin asistencia externa, es decir en el modo activo (fondo azul). En los dos siguientes en cambio, ha necesitado que el robot aplicara una pequeña asistencia, dicho de otra forma, se ha activado el modo asistido (fondo naranja). Y en el cuarto y quinto movimiento, ha sido necesario que se active el

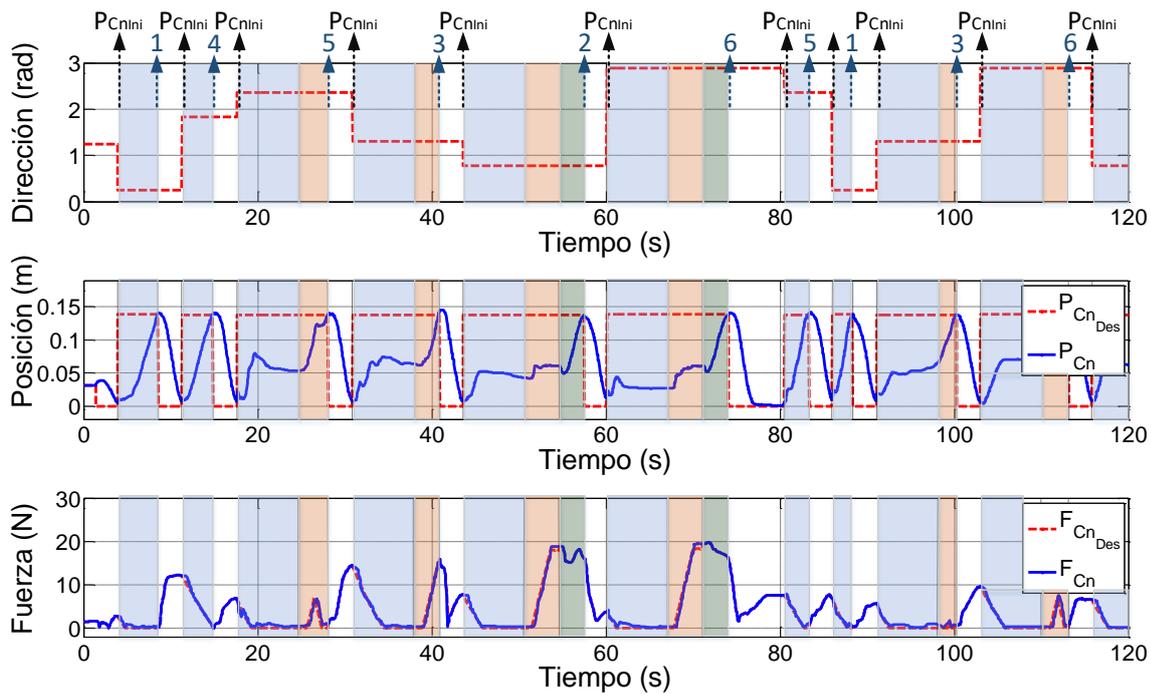


Figura 5.22: Validación del modo activo-asistido-pasivo en la configuración mecánica ARM.

modo pasivo (fondo verde). Como se observa, en las tres fases, el controlador de nivel de tarea ha generado las referencias de fuerza (F_{CnDes}) y de posición (P_{CnDes}) correctamente cumpliendo con los requisitos de seguridad, y los controladores de nivel de dispositivo han seguido a las referencias de una forma suave y segura. En el modo pasivo (fondo azul) la fuerza de contacto deseado ha sido cero ($F_{CnDes} = 0N$), en el modo asistido, el UHP ha aplicado más o menos asistencia en función del error de posición cometido, y en el pasivo, el robot ha finalizado la trayectoria realizando movimientos lentos y seguros. Además, el cambio de una fase a otra se ha realizado de una forma segura sin realizar movimientos bruscos que pueden lesionar al usuario.

Validación del modo Activo-Pasivo

Para finalizar con la validación de tareas asistidas, se observa el funcionamiento del modo *activo-pasivo*. En este modo, en las dos primeras fases el usuario intenta ejecutar el movimiento sin asistencia, es decir, en el modo activo. Pero si no consigue alcanzar el punto final deseado, en la tercera fase se activa el modo pasivo para que el robot finalice la trayectoria. Para observar el comportamiento del algoritmo de control en los dos casos, en los ensayos realizados el usuario ha finalizado los movimientos en diferentes fases.

En la Fig. 5.23 se muestran los resultados obtenidos en el modo *activo-pasivo* en la configuración mecánica WRIST. En la primera gráfica se observa la dirección de la trayectoria, en la segunda la posición deseada (P_{CnDes}) y real (P_{Cn}) del punto de contacto, y en la tercera la fuerza real (F_{Cn}) y deseada (F_{CnDes}). Por otro lado, el modo activo y pasivo del movimiento de extensión se destacan con fondo azul y verde respectivamente,

mientras que el movimiento de flexión se resalta con el fondo blanco.

En esta prueba experimental se ha seleccionado un periodo de 7 segundos para el modo activo ($t_1 + t_2 = 7s$) y de 3 segundos para el pasivo ($t_3 = 3s$). Además, teniendo en cuenta que, la fuerza que puede soportar el usuario en la configuración mecánica WRIST es menor, el cambio de fuerza se ha reducido a $5 N/s$.

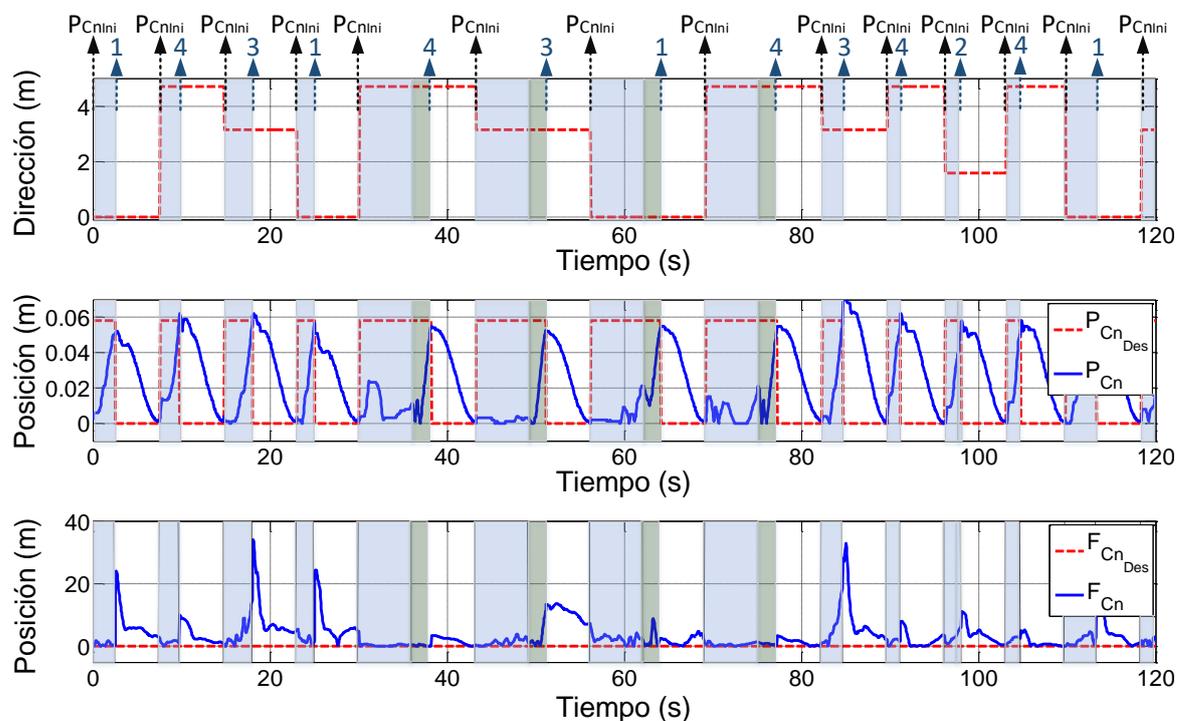


Figura 5.23: Validación del modo activo-pasivo en la configuración mecánica WRIST.

Como se observa en la Fig. 5.23, en los primeros cuatro movimientos de extensión, el usuario ha finalizado el movimiento en el modo activo (fondo azul), mientras que en los cuatro restantes ha sido necesario activar el pasivo (fondo verde). En los dos modos, el controlador de nivel de tarea ha funcionado correctamente, en el modo pasivo (fondo azul) la fuerza de contacto deseado ha sido cero ($F_{CnDes} = 0N$), y en el pasivo (fondo verde) ha finalizado la trayectoria realizando movimientos lentos y seguros. Asimismo, el cambio de un modo a otro se ha ejecutado de forma suave y segura.

En los ensayos ejecutados en los modos asistidos adaptativos, las ventanas temporales han funcionado de acuerdo con los parámetros temporales (t_1 , t_2 y t_3) seleccionados. Asimismo, el controlador de nivel de tarea ha generado las referencias de fuerza (F_{CnDes}) y de posición (P_{CnDes}) correctamente cumpliendo con los requisitos de cada fase, y los controladores de nivel de dispositivo han seguido a las referencias deseadas de una forma suave y segura. Además, gracias al controlador de seguimiento diseñado, el cambio de una fase a otra se ha ejecutado de forma suave y segura, sin ejecutar movimientos bruscos que pueden llevar a lesionar al usuario. Por otro lado, se ha observado que el robot ha

cumplido con los requisitos de seguridad, como la velocidad de movimiento, la fuerza máxima aplicada o la velocidad máxima de cambio de fuerza. Por lo que se concluye que la metodología adaptativa de las tareas asistidas diseñada en la presente tesis doctoral funciona correctamente.

5.2.2.2. Validación de tarea correctora progresiva

Gracias a las tareas asistidas adaptativas, los pacientes con movilidad reducida, aprenden a generar movimiento con el miembro afectado. Sin embargo, una vez alcanzada parte de su movilidad, es necesario mejorar la dirección de la trayectoria. Con este fin, en el Capítulo 4.1.2 se ha propuesto una *tarea correctora progresiva*.

En esta tarea, es el paciente el encargado de realizar el ejercicio, mientras que el robot aplica más o menos asistencia en función del error de posición. Si el usuario ejecuta el movimiento de forma adecuada ($\mathbf{e} = \mathbf{P}_{CnDes} - \mathbf{P}_{Cn} \approx \mathbf{0m}$), el robot no aplica asistencia. No obstante, al alejarse de la trayectoria deseada, el robot le aplica una fuerza auxiliar para que el paciente corrija el error cometido. Esta fuerza asistida es una fuerza progresiva que va aumentando en función del error de posición, siendo la máxima en el límite de la región ($\mathbf{F}_{CnDes} = \mathbf{F}_{CnMax}$ cuando $\mathbf{e} = \mathbf{D}$). Si la fuerza asistida no es suficiente y el usuario abandona la región deseada, el robot aplica una fuerza mayor para forzar al paciente a entrar en la región.

En la Fig. 5.24 se muestran los resultados obtenidos en la configuración mecánica ARM. En la primera gráfica se detalla la dirección de la trayectoria. En la segunda, en azul se muestra el error de posición cometido en la ortogonal a la dirección de la trayectoria ($\mathbf{e} = \mathbf{P}_{CnDes} - \mathbf{P}_{Cn}$), mientras que el verde y el rojo corresponden con la línea de histéresis (\mathbf{H}) y el límite de la región (\mathbf{D}), respectivamente. Por último, en la tercera gráfica se observa la fuerza real (\mathbf{F}_{Cn}) y deseada (\mathbf{F}_{CnDes}) del punto de contacto en la ortogonal a la dirección de la trayectoria. El fondo azul destaca que en el movimiento de extensión el usuario se está moviendo dentro de la región deseada ($\mathbf{e} < \mathbf{D}$), mientras que la naranja resalta que ha salido de la región ($\mathbf{e} > \mathbf{D}$). Por otro lado, para el movimiento de flexión se utiliza el fondo blanco.

El usuario, en función de la región activada, se ha movido desde el punto inicial (\mathbf{P}_{Cnini}) al extremo de la región deseada (1, 2, 3, 4, 5, 6), y una vez llegado a este punto, el movimiento de vuelta lo ha ejecutado el robot de rehabilitación UHP de forma autónoma. Con el fin de comprobar el correcto comportamiento del algoritmo de control, el sujeto ha simulado incapacidad para controlar la dirección del movimiento, realizando diferentes desviaciones.

Por otro lado, se ha seleccionado un ancho de región de $0,05\ m$ ($\mathbf{D} = 0,05\ m$) y la línea de histéresis se ha colocado a $0,01\ m$ del límite de la región ($\mathbf{H} = 0,01\ m$). Asimismo, se ha optado por una fuerza máxima de $20\ N$, que en el modo corrector progresivo, corresponde a una impedancia de $400\ N/m$, y el cambio de fuerza se ha limitado a $10\ N/s$.

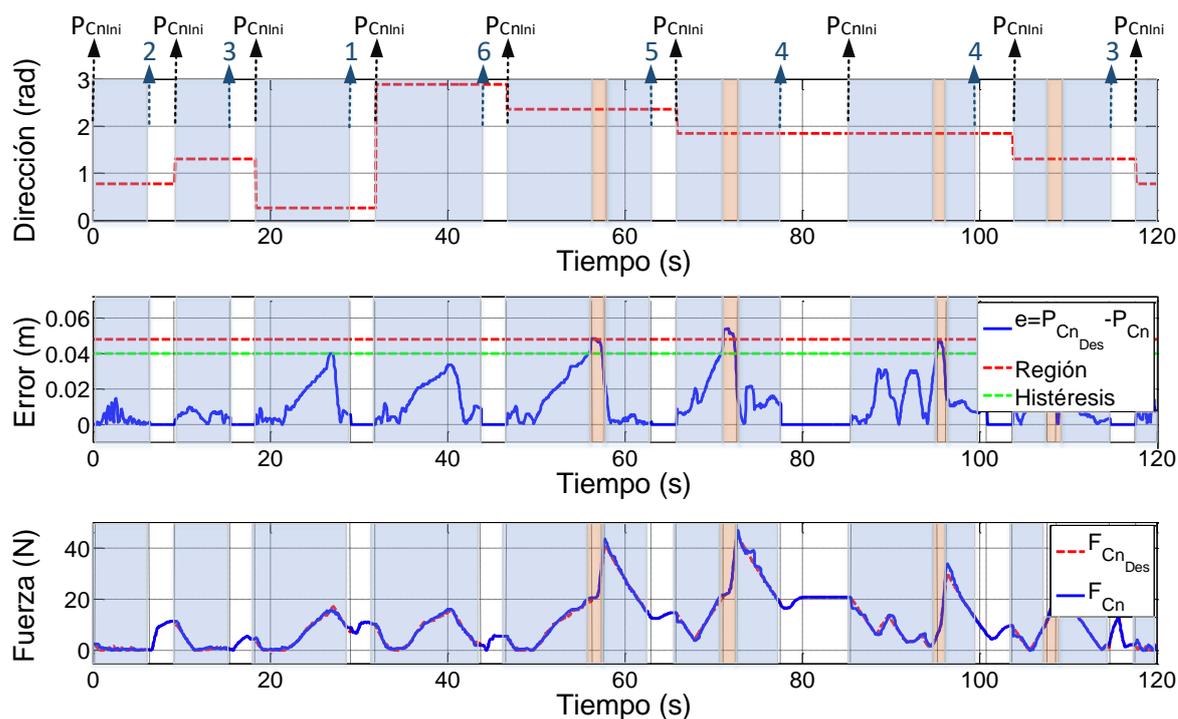


Figura 5.24: Validación del modo corrector progresivo en la configuración mecánica ARM.

Como se muestra en la Fig. 5.24, en los dos primeros movimientos de extensión (fondo azul) el usuario ha ejecutado la trayectoria deseada cometiendo un error de posición menor de $0,01\text{ m}$, por lo que la fuerza aplicada por el robot ha sido cero. En los dos siguientes, el sujeto se ha alejado de la trayectoria deseada sin salir de la región ($e < 0,05\text{ m}$), por lo que el robot UHP le ha aplicado una fuerza asistida que depende del error de posición ($F_{CnDes} = 0\text{ N}$ cuando $e = 0\text{ m}$ y $F_{CnDes} = 20\text{ N}$ cuando $e = 0,05\text{ m}$). No obstante, el cambio de fuerza ha sido progresiva cumpliendo con el límite seleccionado (10 N/s). En el quinto y sexto movimiento de extensión, la asistencia aplicada por el robot no ha sido suficiente y el usuario ha salido de la región deseada ($e > 0,05\text{ m}$, fondo naranja), lo que ha generado que el robot le lleve a la línea de histéresis ($e = 0,04\text{ m}$, línea verde) realizando movimientos suaves y seguros. Además, se aprecia que no se han generado movimientos bruscos al salir o entrar en la región deseada. Por lo que se concluye que la tarea correctora progresiva propuesta es capaz de cumplir con los requisitos exigidos.

5.2.2.3. Validación de tareas adaptativas basadas en la oposición

Gracias a las tareas adaptativas asistidas y correctora progresiva, el paciente aprende a generar y controlar el movimiento del miembro afectado. No obstante, con la intención de conseguir la capacidad de enfrentarse a tareas cotidianas como mover elementos de poco peso o abrir cajoneras, se debe mejorar su destreza. Con este objetivo, en el Capítulo 4.1.3 se ha propuesto un grupo de tareas adaptativas basadas en la oposición formado por cuatro modos: el modo *resistido adaptativo*, *fuerzas aleatorias con periodo variable*,

amplificación del error de movimiento y paro del dispositivo con región variable.

Con el fin de validar el correcto funcionamiento de este grupo de tareas basadas en la oposición, se han ejecutado diferentes pruebas experimentales en los cuatro modos propuestos en las configuraciones mecánicas ARM y WRIST. A continuación se muestran los resultados obtenidos de los ensayos más significativos.

Validación del modo Resistido adaptativo

Entre los cuatro modos adaptativos basados en la oposición propuestos, en primer lugar se valida el modo *resistido adaptativo*. En este modo, el usuario intenta ejecutar la trayectoria mientras que el robot se opone a la ejecución del movimiento simulando la sensación de estar empujando una carga pesada. La fuerza opositora aplicada por el robot (F_{Cn}), además de la posición del punto de contacto (P_{Cn}), depende de la fuerza máxima seleccionada por el terapeuta (F_{CnMax}), lo que le permite adaptarse al estado de recuperación del paciente. Esta fuerza es cero en la posición de inicio ($F_{CnDes} = 0 N$ cuando $P_{Cn} = P_{CnIni}$) y el máximo al final de la trayectoria ($F_{CnDes} = F_{CnMax}$ cuando $P_{Cn} = P_{CnFin}$).

En la Fig. 5.25 se observan los resultados obtenidos en el modo resistido adaptativo en la configuración mecánica WRIST. En la primera gráfica se detalla la dirección de la trayectoria, en la segunda en rojo se muestra la posición deseada (P_{CnDes}) y en azul la posición real (P_{Cn}) del punto de contacto, y en la tercera se observan la fuerza real (F_{Cn}) y deseada (F_{CnDes}). Para diferenciar los movimientos de extensión y flexión, la extensión se ha destacado con fondo azul.

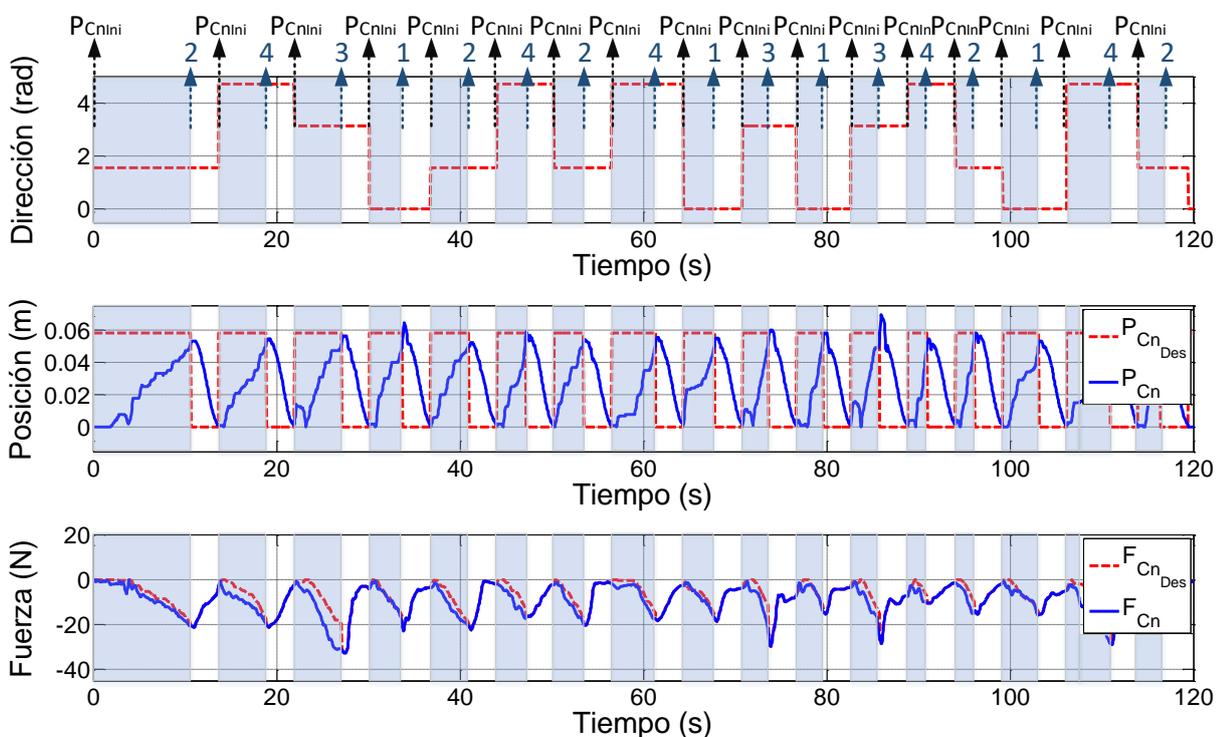


Figura 5.25: Validación del modo resistido adaptativo en la configuración WRSIT.

El usuario, en función de la región activada, se ha movido desde el punto inicial ($\mathbf{P}_{Cn_{ini}}$) al extremo de la región deseada ($\mathbf{P}_{Cn_{Fin}} = 1, 2, 3, 4$), mientras que el movimiento de vuelta lo ha ejecutado el robot UHP de forma autónoma. Adicionalmente, con la intención de reproducir el comportamiento de un paciente con movilidad reducida, el usuario ha simulado dificultad para hacer frente a la fuerza aplicada por el robot.

Por otro lado, en este ensayo experimental, con la intención de observar el comportamiento del algoritmo de control al trabajar con fuerzas opositoras elevadas, se ha seleccionado una fuerza máxima de 24 N , que corresponde a la impedancia máxima del robot UHP en la configuración mecánica WRIST (400 N/m). Asimismo, el cambio de fuerza se ha limitado a 5 N/s .

Como se muestra en la Fig. 5.25, en los movimientos de extensión (fondo azul) el robot UHP ha aplicado una fuerza opositora que depende de la posición del punto de contacto y la fuerza máxima seleccionada ($\mathbf{F}_{Cn_{Des}} = 0\text{ N}$ cuando $\mathbf{P}_{Cn} = \mathbf{P}_{Cn_{ini}} = 0\text{ m}$ y $\mathbf{F}_{Cn_{Des}} = \mathbf{F}_{Cn_{Max}} = 24\text{ N}$ cuando $\mathbf{P}_{Cn} = \mathbf{P}_{Cn_{Fin}} = 0,058\text{ m}$). Además, este cambio de fuerza ha sido progresiva cumpliendo con las condiciones de seguridad seleccionados. Por lo que se observa que la tarea resistida adaptativa propuesta cumple con los requisitos definidos.

Validación del modo Fuerzas aleatorias con periodo variable

Después de validar el modo resistido adaptativo, a continuación se analiza el comportamiento de otro de los modos adaptativos basados en la oposición propuesto, el modo *fuerzas aleatorias con periodo variable*. En este modo, con la intención de preparar al paciente para interactuar con perturbaciones externas desconocidas, el robot aplica fuerzas que varían aleatoriamente y que no dependen de la posición del punto de contacto. No obstante, con la intención de adaptar el ejercicio al estado del usuario y cumplir con los requisitos de seguridad, la fuerza aplicada por el robot está limitada por la fuerza máxima ($\mathbf{F}_{Cn_{Max}}$) seleccionada por el terapeuta.

La Fig. 5.26 muestra los resultados obtenidos en el modo fuerzas aleatorias con periodo variable en la configuración mecánica WRIST. En la primera gráfica se observa la dirección de la trayectoria deseada, mientras que la segunda detalla la posición deseada ($\mathbf{P}_{Cn_{Des}}$) y real (\mathbf{P}_{Cn}) del punto de contacto. Al no depender de la posición, las fuerzas no se aplican en la dirección de la trayectoria o en su perpendicular como ocurría en los casos anteriores, sino en los ejes x e y del sistema de coordenadas del robot UHP. Por ello, en la tercera y la cuarta gráfica se muestra la fuerza real (\mathbf{F}_{Cn}) y deseada ($\mathbf{F}_{Cn_{Des}}$) en los ejes x e y , respectivamente. Y como en el ensayo anterior, para diferenciar entre los movimientos de flexión y extensión, el movimiento de extensión se destaca con fondo azul.

El movimiento de extensión lo ha realizado el usuario moviendo su extremidad superior desde el punto de inicio ($\mathbf{P}_{Cn_{ini}}$) hasta el extremo de la región deseada (1, 2, 3, 4), mientras que el movimiento de flexión lo ha ejecutado el robot de rehabilitación UHP de forma autónoma con un periodo de 5 segundos. Por otro lado, como en el ensayo anterior, se ha seleccionado una fuerza máxima de 24 N , y el cambio de fuerza se ha limitado a 5 N/s .

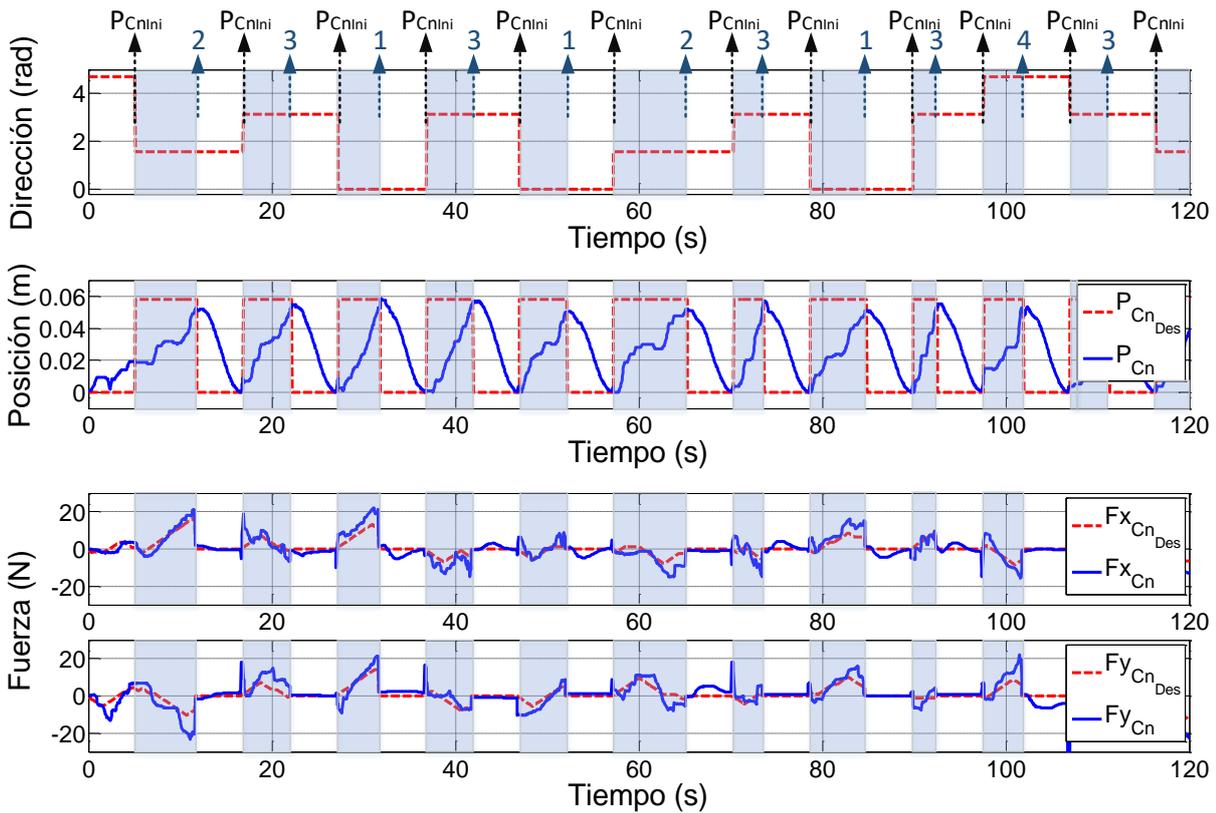


Figura 5.26: Validación del modo fuerzas aleatorias con periodo variable en la configuración mecánica WRIST.

Como se muestra en la Fig. 5.26, las referencias de fuerza generadas por el controlador de nivel de tarea ($\mathbf{F}_{CnDes} = [F_{xCnDes} \ F_{yCnDes}]^T$) en el movimiento de extensión (fondo azul) son totalmente aleatorias en los dos ejes. Además, cumpliendo con los requisitos de seguridad, la fuerza de referencia en ningún momento ha superado la fuerza máxima seleccionada (24 N) y ha realizado cambios progresivos respetando el limite de cambio de fuerza elegida (5 N/s). Asimismo, se debe puntualizar la repercusión que ha tenido la fuerza opositora en la ejecución del movimiento, tal y como se muestran en las desviaciones generadas en el primer movimiento de extensión (fondo azul). Por lo que se demuestra que el modo fuerzas aleatorias con periodo variable funciona correctamente cumpliendo con los requisitos de seguridad exigidos.

Validación del modo Amplificación del error de movimiento

Dentro del grupo de tareas adaptativas basadas en la oposición propuestas en este trabajo de tesis, en tercer lugar se valida el comportamiento del modo *ampliación del error de movimiento*. En este modo, el robot aumenta el error cometido por el usuario ($\mathbf{e} = \mathbf{P}_{CnDes} - \mathbf{P}_{Cn}$) aplicando una fuerza opositora (\mathbf{F}_{CnDes}) que lo aleja de la trayectoria deseada con el fin de que el sujeto reaccione y disminuya el error. La fuerza aplicada va aumentando en función del error de posición cometido.

En la Fig. 5.27 se muestran los resultados obtenidos en el modo amplificación del error en la configuración mecánica ARM. En la primera gráfica se detalla la dirección de la trayectoria, en la segunda el error de posición cometido en la ortogonal a la dirección de la trayectoria, y en la tercera la fuerza real (\mathbf{F}_{Cn}) y deseada (\mathbf{F}_{CnDes}) del punto de contacto en la ortogonal a la dirección de la trayectoria. El fondo azul destaca el movimiento de extensión, mientras que para el movimiento de flexión se utiliza el fondo blanco.

El usuario, en función de la región activada, se ha movido desde el punto de inicio (\mathbf{P}_{Cnini}) al extremo de la región deseada (1, 2, 3, 4, 5, 6), y una vez llegado a este punto, el movimiento de vuelta al punto inicial lo ha ejecutado el robot UHP de forma autónoma. Con el fin de comprobar el correcto comportamiento del algoritmo de control, el sujeto ha simulado cierta incapacidad para controlar la dirección del movimiento, realizando diferentes desviaciones.

Por otro lado, teniendo en cuenta que las personas podemos generar más fuerza con el brazo entero que con la muñeca, en esta prueba experimental en la configuración mecánica ARM, se ha elevado la fuerza máxima hasta los 30 N, que corresponde a una impedancia de 200 N/m. Y el cambio de fuerza se ha limitado a 10 N/s.

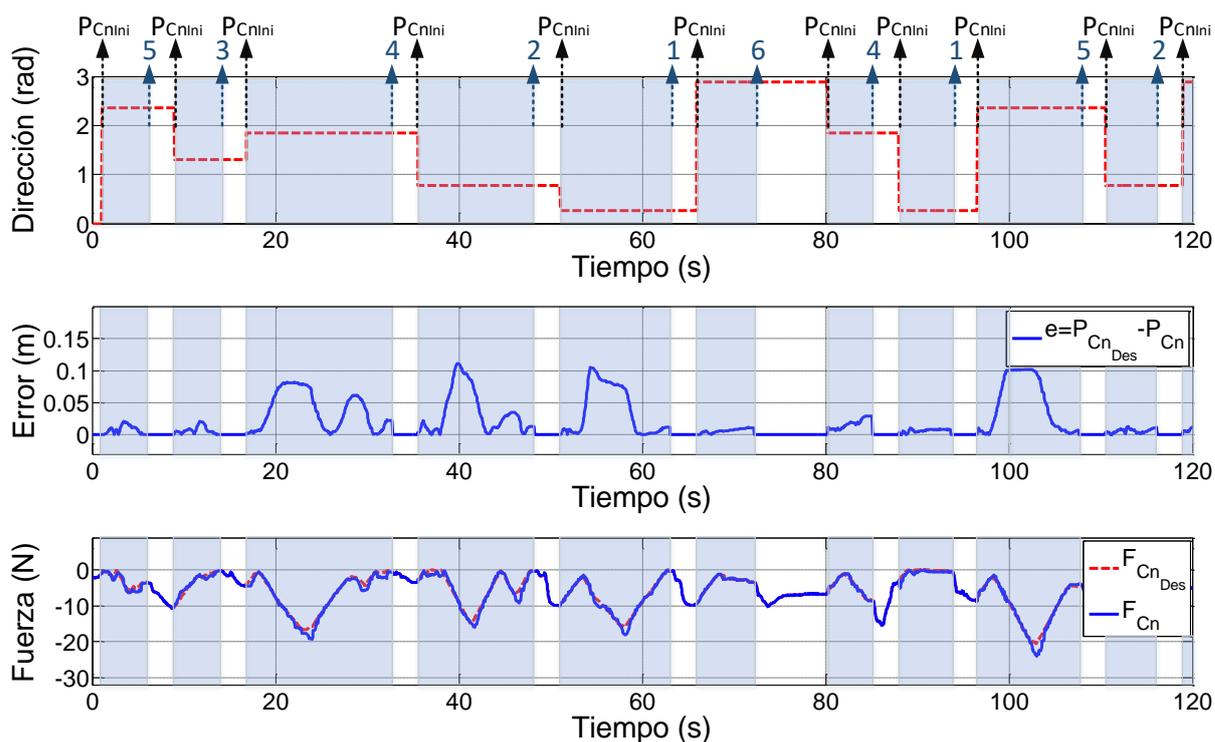


Figura 5.27: Validación del modo amplificación del error de movimiento en la configuración mecánica ARM.

Como se observa en la Fig. 5.27, en el movimiento de extensión (fondo azul), el robot de rehabilitación ha aplicado una fuerza opositora proporcional al error de posición. En los dos primeros movimientos, el error ($\mathbf{e} = \mathbf{P}_{CnDes} - \mathbf{P}_{Cn}$) ha sido muy pequeño, por lo que la referencia de fuerza casi ha sido cero (\mathbf{F}_{CnDes}). En el tercer movimiento, en cambio,

el usuario ha realizado un error de $0,08\text{ m}$ lo que ha generado que el robot aplique una fuerza opositora de 16 N , que es el valor que corresponde para una impedancia de 200 N/m . Además como en los ensayos anteriores, el cambio de fuerza ha sido progresiva cumpliendo con el límite seleccionado (10 N/s). Por lo que se demuestra que el modo amplificación del error de movimiento funciona correctamente cumpliendo con los requisitos definidos.

Validación del modo Paro del dispositivo con región variable

Para finalizar con la validación de tareas adaptativas basadas en la oposición, se observa el funcionamiento del modo *paro del dispositivo con región variable*. En este modo, es el usuario el responsable de ejecutar el movimiento, pero si el error de posición cometido es demasiado grande y el sujeto sale de la región definida, el robot detiene el movimiento y le obliga a que empiece el ejercicio desde el principio ($\mathbf{P}_{Cn_{Des}} = \mathbf{P}_{Cn_{Ini}}$). La región deseada está definida por su ancho \mathbf{D} programable por el terapeuta, lo que permite adaptar la tarea al estado de recuperación del paciente.

En la Fig. 5.28 se muestran los resultados obtenidos en el modo paro del dispositivo con región variable en la configuración mecánica ARM. En la primera gráfica se detalla la dirección de la trayectoria, en la segunda se observa la posición real (\mathbf{P}_{Cn}) y deseada ($\mathbf{P}_{Cn_{Des}}$) del punto de contacto en la dirección de la trayectoria, y en la tercera, en azul se muestra el error de posición cometido ($\mathbf{e} = \mathbf{P}_{Cn_{Des}} - \mathbf{P}_{Cn}$) en la ortogonal a la dirección de la trayectoria, y en rojo el límite de la región (\mathbf{D}). El fondo azul destaca que el usuario se esta moviendo dentro de la región deseada ($\mathbf{e} < \mathbf{D}$), mientras que la naranja resalta que ha salido de la región ($\mathbf{e} > \mathbf{D}$). Por otro lado, para el movimiento de flexión se utiliza el fondo blanco.

El usuario, en función de la región activada, se ha movido desde el punto inicial ($\mathbf{P}_{Cn_{Ini}}$) al extremo de la región deseada (1, 2, 3, 4, 5, 6), y una vez llegado a este punto, el movimiento de vuelta lo ha ejecutado el robot UHP de forma autónoma. Con el fin de comprobar el correcto funcionamiento del algoritmo de control, el usuario ha simulado incapacidad para controlar la dirección del movimiento, realizando diferentes desviaciones. Por otro lado, se ha seleccionado un ancho de región de $0,04\text{ m}$ ($\mathbf{D} = 0,04\text{ m}$).

Como se muestra en la Fig. 5.28, en los dos primeros movimientos de extensión (fondo azul) el usuario ha ejecutado la trayectoria deseada sin salir de la región deseada ($\mathbf{e} < 0,04\text{ m}$), y el robot UHP no ha actuado. Pero en el siguiente movimiento (en los segundos 20 y 26) el sujeto se ha salido de la región definida ($\mathbf{e} > 0,04\text{ m}$, fondo naranja), por lo que el UHP le ha llevado al punto de inicio ($\mathbf{P}_{Cn_{Des}} = \mathbf{P}_{Cn_{Ini}} = 0\text{ m}$) ejecutando movimientos suaves y seguros. Además, se debe observar que no se han generado movimientos bruscos al salir o entrar en la región deseada. Por lo tanto, se concluye que el modo paro del dispositivo con región variable propuesto es capaz de cumplir con los requisitos exigidos.

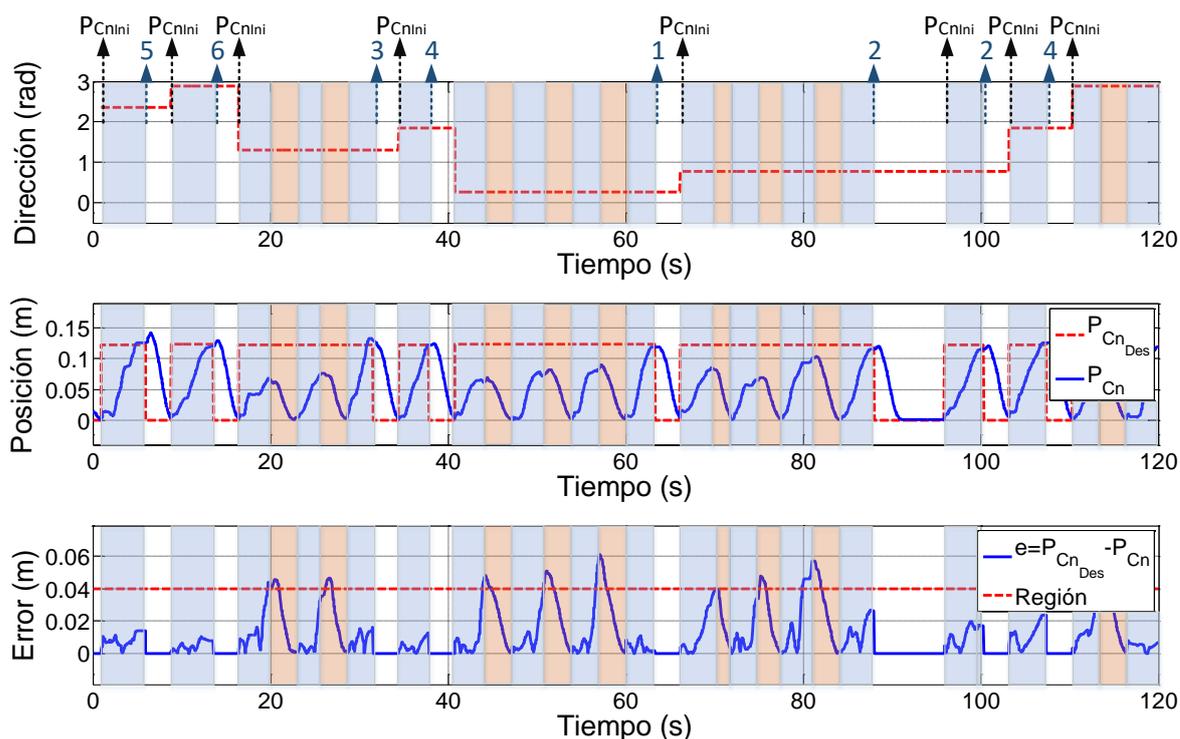


Figura 5.28: Validación del modo paro del dispositivo con región variable en la configuración mecánica ARM.

A modo de conclusión y tras ejecutar todos los ensayos de validación de tareas *asistidas adaptativas*, *correctora progresiva* y *adaptativas basadas en la oposición*, los resultados muestran que el controlador de nivel de tarea diseñado es capaz de generar las referencias de fuerza (\mathbf{F}_{CnDes}) y posición (\mathbf{P}_{CnDes}) adecuadamente cumpliendo con los requisitos exigidos en cada prueba. Igualmente, los controladores de nivel de dispositivo (fuerza, impedancia y posición) son capaces de seguir a las referencias deseadas de una forma suave y segura.

Adicionalmente, se ha demostrado que, todo el conjunto de controladores diseñados e implementados, es capaz de adaptarse a los parámetros de rehabilitación (tiempo de ensayo, flexión automática, ancho de región, etc.) elegidos por el terapeuta en cada prueba, lo que confirma su adaptabilidad al estado de recuperación del paciente.

Además, conociendo la importancia de la seguridad en los robots de rehabilitación, en cada uno de estos ensayos se han analizado los requerimientos de seguridad, observando que cumple con las limitaciones de fuerza y de velocidad predefinidas. Asimismo, gracias al controlador de seguimiento, se ha logrado que el cambio de una fase a otra, o de un modo a otro, sea segura y progresiva, sin generar sobreimpulsos o movimientos bruscos que pueden lesionar la usuario.

Por otro lado, cabe observar que la plataforma de control y ejecución, implementada con el fin de ejecutar los algoritmos de control en tiempo real y realizar la comunicación entre el usuario, el robot y el algoritmo de control, ha funcionado correctamente en todos los ensayos realizados.

Por lo tanto, se concluye que el algoritmo de control y el entorno de control y ejecución diseñados en la presente tesis doctoral funcionan correctamente en todos los escenarios posibles, dando respuesta a las necesidades de los tratamientos de rehabilitación de pacientes con movilidad reducida.

5.3. Validación con personas

En los ensayos realizados y discutidos en el Capítulo 5.2, se ha observado que los controladores de nivel de tarea y nivel de dispositivo diseñados son capaces de generar fuerzas y movimientos apropiados para cada fase del proceso de rehabilitación. Por lo que se ha concluido que el algoritmo de control presentado funciona correctamente. No obstante, en aplicaciones asistenciales y sanitarias como la rehabilitación, en las que el dispositivo robótico interactúa directamente con el paciente, no es suficiente con cumplir los requisitos funcionales, además de ello, el robot debe dar respuesta a las necesidades de los usuarios y asegurarse de no dañar a ninguno.

Ante esta situación, en [61] se define una metodología de validación para dispositivos robóticos de rehabilitación. Según esta metodología, antes de utilizar ningún dispositivo robótico en el ámbito clínico, se debe validar la seguridad y la robustez del dispositivo con un grupo de usuarios sanos.

Siguiendo esta metodología, en el marco de este trabajo, se han ejecutado ensayos de validación con un grupo de 25 personas sanas. Para la correcta ejecución de estos ensayos se ha contado con la colaboración del Departamento de Fisioterapia de la Universidad del País Vasco (UPV/EHU), la cual ha sido fundamental tanto para definir los ensayos como para llevarlos a cabo.

A continuación se detallan los ensayos ejecutados (Capítulo 5.3.1) y se analizan los resultados obtenidos (Capítulo 5.3.2).

5.3.1. Preparación de los ensayos

Como se ha mencionado, para la correcta preparación de los ensayos de validación con personas sanas, se ha colaborado con profesionales del Departamento de Fisioterapia de la Universidad del País Vasco (UPV/EHU). Siguiendo su criterio, se ha diseñado un conjunto de ejercicios apropiados para la validación del algoritmo de control, y se ha adaptado el juego de rehabilitación usado en la presente tesis doctoral. Adicionalmente, gracias a su ayuda, se ha elaborado un protocolo de actuación empleando el robot UHP, imprescindible para la realización de ensayos con personas.

A continuación se detalla el proceso de preparación de los ensayos diseñados y desarrollados.

5.3.1.1. Elección de los controladores de nivel de tarea

A lo largo de la presente tesis doctoral se ha propuesto un grupo de controladores de nivel de tarea apropiados para cada fase del proceso de rehabilitación. En este capítulo, con la intención de validar el comportamiento del controlador al interactuar con diferentes usuarios, se han seleccionado dos de los más utilizados, los modos *pasivo* y *activo*.

El modo *pasivo* se ha elegido con el fin de mostrar a los usuarios el funcionamiento del dispositivo robótico y del software de apoyo. En este modo, el robot de rehabilitación es el responsable de ejecutar la trayectoria deseada, mientras que el paciente actúa de una forma pasiva dejando que el dispositivo le mueva el miembro afectado. Una vez que los sujetos han asimilado los movimientos que deben de realizar, para la ejecución de los siguientes ensayos se ha seleccionado el modo *activo*, el cual se utiliza habitualmente para analizar el estado de recuperación del paciente. En este modo, el usuario trabaja de una forma autónoma mientras que el robot compensa la fuerza de gravedad y las inercias.

Para la ejecución del modo pasivo se ha utilizado el *controlador de posición* basado en el modelo cinemático del robot, mientras que para el modo activo ha sido necesario el uso del *controlador de fuerza* basado en el modelo dinámico. Por tanto, para la realización de los ensayos, además de dos de los tres controladores de nivel de dispositivo propuestos (fuerza, impedancia y posición), han sido necesarios los *estimadores de fuerza y posición* diseñados y validados.

5.3.1.2. Simulación de los pacientes con movilidad reducida

Para la realización de los ensayos de validación, se ha utilizado la plataforma de control y ejecución diseñada (Capítulo 5.1), y el robot de rehabilitación de miembros superiores UHP (Capítulo 3.2). Entre las diferentes configuraciones mecánicas del UHP, se ha elegido la configuración ARM. Esta configuración permite realizar ejercicios de rehabilitación asociados a las dos articulaciones más importantes del miembro superior, el hombro y el codo.

Con el propósito de generar un entorno realista, se ha tratado de simular a pacientes con movilidad reducida. Con este objetivo, se ha restringido la movilidad de las dos articulaciones que se rehabilitan en la configuración mecánica ARM, es decir, se ha limitado el movimiento del hombro y del codo. Para reducir el movimiento del hombro se ha incorporado una cinta, la cual ha rodeado el cuerpo del participante sujetando los dos hombros contra el tronco. Por otro lado, el movimiento del codo se ha restringido mediante una codera que consta de una serie de sujeciones que limitan el movimiento de la extensión del codo (Fig. 5.29).



Figura 5.29: Restricciones físicas de los movimientos del hombro y del codo.

5.3.1.3. Diseño del juego de rehabilitación

En el marco de la presente tesis doctoral, en la configuración mecánica ARM se ha utilizado el juego *Descubriendo la imagen* del software Telereha. Este juego presenta un semicírculo gris dividido en seis regiones (Capítulo 5.1.1). No obstante, según la experiencia profesional de los fisioterapeutas, en pacientes con déficit motor, la capacidad de movimiento es diferente en la prolongación (movimiento hacia adelante, eje y) y en la apertura (movimiento hacia el lateral, eje x) del brazo. Por lo que es conveniente que uno de los movimientos que ejecute el usuario sea de prolongación pura (movimiento en el eje y). A partir de esta deducción, se decide mejorar el juego *Descubriendo la imagen* dividiendo el área de trabajo en cinco regiones (Fig. 5.30).

Las cinco regiones del nuevo juego se encuentran delimitadas por 30° . Partiendo de la línea vertical que corresponde con el movimiento de prolongación (línea azul), a 15° en ambas direcciones se sitúan los límites de la región central (región 3). Tomando como referencia estas líneas, se generan las regiones restantes (Fig. 5.30).

La programación del nuevo juego se ha ejecutado a través del software Labview RT de National Instruments. Como se puede observar en la Fig. 5.30, las cinco regiones están delimitadas por líneas blancas, que se convierten en rojas para indicar la región deseada en cada momento. Adicionalmente, el juego dibuja una línea roja señalando la dirección de la trayectoria deseada. Además, con un círculo blanco indica la posición inicial y utiliza el cursor para señalar la posición real del punto de contacto. De esta forma, el participante puede observar en pantalla su posición actual y la deseada.

Este nuevo juego, además de generar y visualizar las posiciones de inicio y fin de la trayectoria deseada, permite seleccionar el controlador de nivel de tarea a ejecutar y los parámetros de entrenamiento, realizando todas las funciones del software de rehabilitación comentados previamente. Por lo que, en la ejecución de los ensayos de validación con personas sanas, con objeto de producir ese movimiento de prolongación (tan interesantes para los terapeutas), se ha desarrollado y empleado este nuevo software en lugar de Telereha.

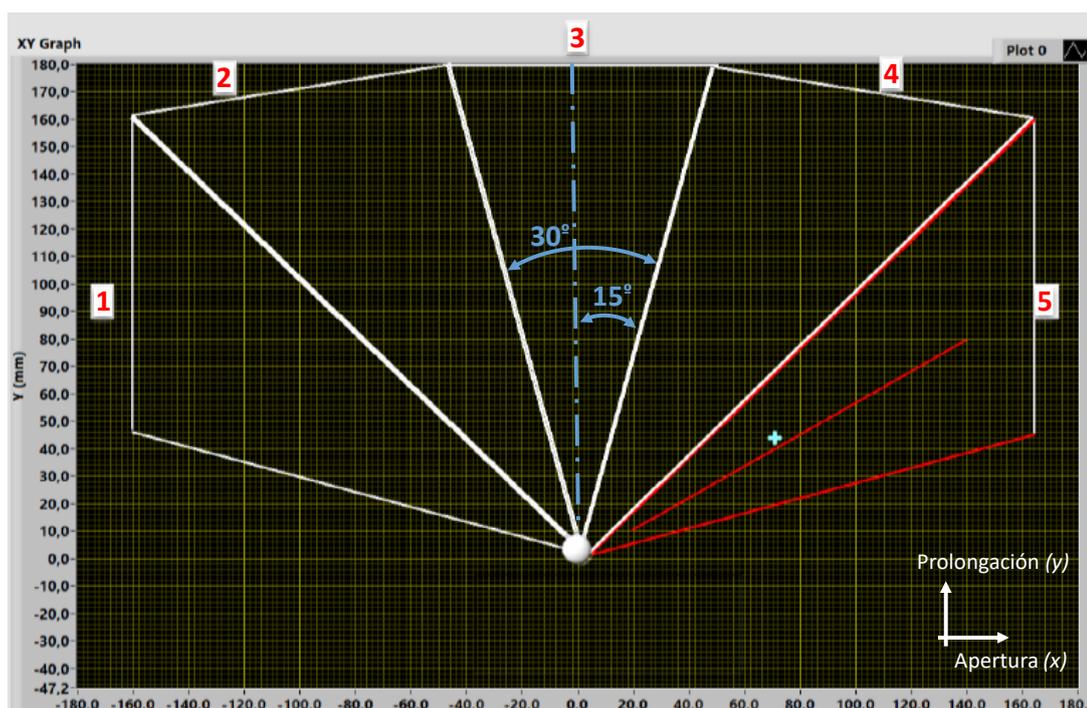


Figura 5.30: El juego *Descubriendo la imagen* mejorado.

5.3.1.4. Diseño de los ejercicios

Considerando los controladores de nivel de tarea seleccionados (el *pasivo* y el *activo*), las restricciones de movimiento del hombro y del codo, y el nuevo juego de rehabilitación diseñado, se han planteado 6 tipos de ensayos:

- **Ensayo I: Elección del área de movimiento.** Antes de empezar a ejecutar los ejercicios de rehabilitación, con el fin de no lesionar al usuario, y adaptar el espacio de trabajo del dispositivo robótico a la fisonomía específica de cada paciente, se debe acotar el rango de movimiento. Con este propósito, con la ayuda de un fisioterapeuta, el participante realiza movimientos de prolongación y apertura del brazo hasta llegar al alcance máximo. El algoritmo de control memoriza estos valores máximos y adecua el rango de movimiento para los siguientes ensayos.
- **Ensayo II: Aprendizaje del juego.** El objetivo de este ensayo es que el participante conozca el funcionamiento del juego de rehabilitación y del dispositivo robótico UHP. Para ello, se deja que el robot realice los movimientos en modo pasivo con un periodo de tres segundos. El usuario tiene que dejarse guiar por el robot que realizará los movimientos. Esto permitirá al usuario dirigir su atención a las trayectorias ejecutadas, ya que después deberá reconocerlas y reproducirlas. Para que el aprendizaje sea más sencillo, las regiones se activan en orden (Tabla 5.7).
- **Ensayo III: Detección de trayectorias.** El tercer ensayo se implementa para comprobar que el participante ha aprendido el funcionamiento del juego y se ha familiarizado

con el dispositivo robótico. Con este fin, se apaga el monitor donde se visualiza el juego, por lo que el usuario no podrá ver el movimiento deseado. El robot de rehabilitación UHP ejecuta una secuencia aleatoria de trayectorias en modo pasivo con un periodo de tres segundos. Al llegar al punto final de cada región, el participante tiene que indicar al terapeuta, la trayectoria que ha realizado el robot. De esta forma se observa si el participante es capaz de asociar cada movimiento del UHP con la región deseada.

Una vez comprobado que el participante conoce los movimientos que debe de ejecutar, en los siguientes ensayos (*sin restricciones, con restricción del codo y con restricción del hombro*) será él el responsable de realizar las trayectorias deseadas. No obstante, para facilitar la ejecución del ejercicio, el UHP compensa la fuerza de gravedad y las inercias del robot. Además, con el fin de realizar ejercicios más largos y analizar mejor los resultados, se realizan tres repeticiones de las secuencias de trayectorias definidas en la Tabla 5.7.

- **Ensayo IV: Sin Restricciones.** El objetivo de este ensayo es analizar el comportamiento del algoritmo de control al interactuar con un usuario sano, por lo que el participante ejecuta los movimientos sin ninguna restricción.
- **Ensayo V: Con restricción del codo.** En este ensayo, con el fin de observar el funcionamiento del controlador diseñado cuando el usuario tiene déficit de movimiento en el codo, el participante realiza los ejercicios con el limitador de codo propuesto (Fig. 5.29).
- **Ensayo VI: Con restricción del hombro.** En el último ensayo, gracias al limitador de movimiento del hombro (Fig. 5.29), se observa el comportamiento del controlador al interactuar con un paciente con movilidad reducida en el hombro.

En la Tabla 5.7 se resume el orden de activación de las regiones en los ensayos definidos, salvo el primero, puesto que se trata de la calibración de la fisionomía del participante al espacio de trabajo del robot. Puntualizar que el orden es el mismo para todos los participantes.

Ensayo	Orden de activación de las regiones				
Aprendizaje del juego	1	2	3	4	5
Detección de trayectorias	2	5	3	4	1
Sin Restricciones	5	3	4	1	2
Restricción del Codo	3	1	5	2	4
Restricción del Hombro	4	2	5	1	3

Tabla 5.7: Orden de activación de las regiones en los diferentes ensayos de validación.

5.3.1.5. Monitorización y generación de la base de datos

La capacidad de medición que permite cuantificar y memorizar las fuerzas y movimientos realizados por el paciente, es uno de los grandes beneficios de los dispositivos robóticos de rehabilitación [198]. Gracias a estos datos, al finalizar el ejercicio, el médico responsable de la rehabilitación puede analizar el estado del paciente con el objetivo de evaluar su evolución y adaptar los ejercicios a sus necesidades.

A partir de esta consideración, el entorno de control y ejecución presentado se ha dotado con la posibilidad de visualizar y guardar las fuerzas y los movimientos del punto de contacto entre el robot y el usuario. Adicionalmente, desde el punto de vista del grupo de fisioterapeutas, para comprobar la correcta ejecución de los ejercicios, además de estos parámetros es importante analizar el ángulo de inclinación del tronco y del brazo, ya que los enfermos con movilidad reducida tienden a inclinar el cuerpo para ayudar al movimiento del brazo.

Ante esta necesidad, para cuantificar la inclinación del cuerpo y el ángulo del brazo, se han agregado dos unidades de medición inerciales (IMU). Los sensores IMU se encuentran incorporados en placas comercializada MPU IMU Click (MPU-6000 de InvenSense), que permiten medir el ángulo de rotación en los tres ejes. Para la correcta adecuación de los sensores IMU al cuerpo del paciente se han fabricado dos cajas mediante impresión 3D. Estas cajas, en las cuales se han incorporado el sensor IMU y la placa que facilita la conexión con la FPGA, se han colocado en el brazo y la espalda del participante a través de cintas con velcro (Fig. 5.31).

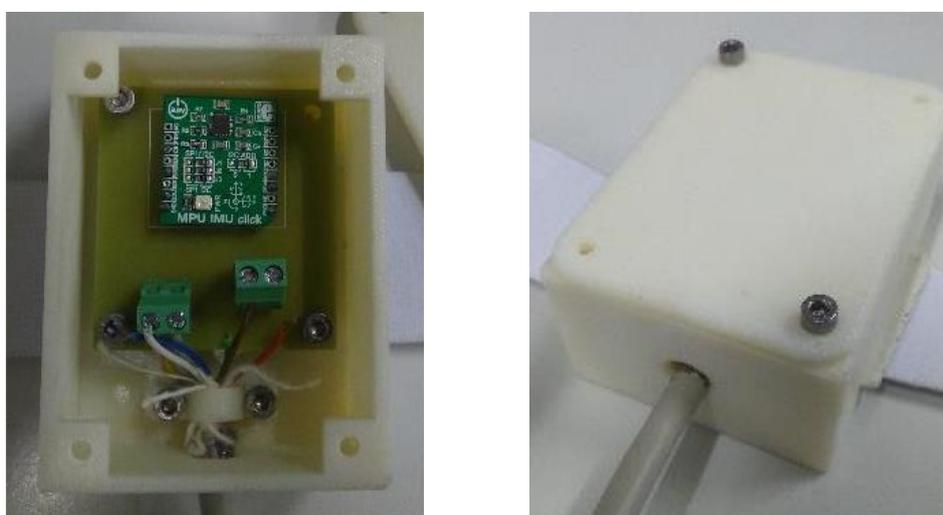


Figura 5.31: Caja para proteger la IMU y adecuarla al cuerpo.

A través de tarjetas de entradas, la FPGA lee las mediciones de los sensores IMU, y después de procesarlas en tiempo real, los transmite al host para que se visualicen y se guarden junto al resto de los parámetros de posición y fuerza del participante. De esta forma, se consigue generar una base de datos imprescindible para analizar el estado del usuario.

5.3.1.6. Protocolo de activación

Tras diseñar los ejercicios de rehabilitación, antes de proceder a su ejecución con personas, de acuerdo con la normativa de ética del Real Decreto 1716/2011, se debe definir un protocolo a seguir. Ante esta situación y siguiendo las directrices del grupo de Fisioterapia de la UPV/EHU, se ha generado un protocolo de activación que se detalla a continuación.

Dentro de este protocolo, se establece que en la ejecución de las pruebas de validación con personas sanas, estarán presentes un técnico que supervise el dispositivo robótico de rehabilitación y un fisioterapeuta que se ocupe de comprobar que el participante realice los ejercicios de forma adecuada. De esta forma, se garantiza la correcta ejecución de los ensayos de validación, además de asegurar una respuesta rápida y segura ante cualquier adversidad.

Por otro lado, antes de iniciar los ensayos, a la persona participante se le facilita un documento que describe las pruebas a realizar y define el objetivo de su ejecución. Asimismo, debido a que se van a captar datos del usuario, se solicita que firme un consentimiento, en el cual da permiso para la utilización de los datos obtenidos de manera científica. Adicionalmente, las personas responsables de la ejecución de los ejercicios, aclaran cualquier duda que le pueda surgir al participante sobre las pruebas de validación.

Durante la ejecución de los ensayos, se sigue un protocolo definido de antemano, donde se detallan cada una de las acciones que deben de realizar el técnico responsable del robot y el fisioterapeuta. Asimismo, para todos los participantes se utilizan las mismas indicaciones, las cuales deben ser claras y precisas.

Al finalizar las pruebas, con el objetivo de detectar aspectos de mejora y conocer el grado de acuerdo de los usuarios respecto a los ensayos experimentados por ellos mismos, se pasa un breve cuestionario. Al mismo tiempo, los responsables de la prueba deben rellenar otro cuestionario donde evalúan la correcta ejecución de los ensayos, y en el caso de ser necesario, señalan las irregularidad o problemas surgidos.

5.3.1.7. Selección de los usuarios

Por último, antes de iniciar los ensayos de validación, queda presentar al grupo de participantes que han realizado estos primeros ensayos con personas. Con el fin de que los resultados sean relevantes, se ha procedido a la selección de participantes ajenos al presente trabajo de investigación, que no tenían conocimientos previos del robot de rehabilitación UHP, ni tampoco del del juego de apoyo. Asimismo, con la intención de conseguir una población lo más variada posible (personas de ambos sexos, de distintas edades y con diferentes estaturas), se han elegidos personas sanas entre el alumnado y profesorado del departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática y del departamento de Fisioterapia de la Universidad del País Vasco (UPV/EHU).

En la Tabla 5.8 se resumen los datos más relevantes de los participantes:

Número de participantes	25	
Género	Hombres: 18	Mujeres: 7
Lateral dominante	Diestros: 20	Zurdos: 5
Edad	Mínima: 20 años	Máxima: 50 años
Altura	Mínima: 1,63 m	Máxima: 1,88 m
Longitud del brazo (del hombro al codo)	Mínima: 0,31 m	Máxima: 0,42 m

Tabla 5.8: Datos más relevantes de los participantes.

Como se puede observar, la mayoría de los participantes son diestros, lo que indica que poseen más control fuerza/movimiento sobre el miembro superior derecho que sobre el izquierdo izquierdo. Por ello, en el marco del presente trabajo, se decide usar el brazo izquierdo para la ejecución de las pruebas de validación con personas.

Definido el proceso de preparación de los ensayos de validación, en el siguiente apartado se analizan los resultados obtenidos.

5.3.2. Análisis y discusión de los resultados

Como se ha detallado, con el fin de validar el funcionamiento del grupo de algoritmos de control desarrollado en esta tesis al interactuar con diferentes usuarios, con las 25 personas participantes, se han realizado los 6 ensayos definidos en el apartado anterior (Capítulo 5.3.1). A continuación se sintetizan las discusiones más relevantes extraídas del análisis de los resultados en estos ensayos de validación con personas.

5.3.2.1. Elección del área de movimiento

Considerando que los rasgos físicos de todas las personas son diferentes, un aspecto que se ha querido resaltar a lo largo de este trabajo de tesis doctoral, es el hecho de adecuar el rango de trabajo del robot de rehabilitación al área de movimiento del usuario. Un área demasiado grande obliga al participante a utilizar el cuerpo para ayudar al movimiento del brazo y finalizar el ejercicio, realizando los ejercicios de forma inapropiada, lo cual podría propiciar una lesión al usuario. En cambio, si se selecciona un área demasiado pequeña, el participante no tiene que esforzarse para llegar al punto máximo, lo que puede disminuir la eficacia del tratamiento de rehabilitación y aumentar el tiempo de recuperación del enfermo.

Ante esta situación, con el fin de adecuar el área de movimiento a cada sujeto, en la preparación de los ensayos se ha elegido medir el alcance máximo del participante en el movimiento de prolongación y apertura del miembro superior (Capítulo 5.3.1). Al ejecutar esta medición, se ha confirmado la necesidad de realizar este ensayo, ya que se ha constatado en las pruebas que los valores obtenidos han variado considerablemente de un

usuario a otro. El alcance máximo obtenido en el movimiento prolongación frontal (región 3) ha variado entre 0,125 m y 0,180 m con un valor medio de 0,166 m, mientras que en el movimiento de apertura, el alcance mínimo ha sido de 0,080 m, el máximo de 0,180 m y el medio de 0,157 m.

Sin embargo, como es lógico, se ha observado una relación directa entre la longitud del brazo (distancia entre el hombro y el codo) y su alcance. En los ensayos ejecutados, el alcance del movimiento de prolongación frontal ha variado entre el 32,26 % y 54,55 % de la longitud del brazo (longitud entre el hombro y el codo), mientras que en la apertura, el porcentaje mínimo y máximo han sido de 38,89 % y 54,55 %, respectivamente. Por lo que se concluye que una persona sana posee un alcance superior al 30 % de la longitud de su brazo.

En pacientes con movilidad reducida, este alcance no depende solo de sus rasgos físicos, sino que además esta fuertemente ligado a su estado de recuperación. Al principio del proceso de rehabilitación, los pacientes suelen tener un rango de movimiento reducido, que aumenta a medida que van recuperando parte de su movilidad. Por lo que es necesario acotar el área de movimiento en cada sección de rehabilitación. No obstante, gracias al análisis realizado, se puede obtener una aproximación de su rango de movimiento antes del ictus, lo que puede ser un indicador para observar el estado actual del paciente.

5.3.2.2. Aprendizaje del juego

Definida el área de movimiento de cada participante, se ha ejecutado el ensayo *aprendizaje del juego* con el fin de que el participante aprenda el funcionamiento del robot de rehabilitación UHP y el juego de apoyo que motivará su participación en la terapia de rehabilitación. Para que este aprendizaje sea posible, los movimientos los ha ejecutado el robot de rehabilitación UHP de forma autónoma, es decir, en el modo *pasivo*.

En la Fig. 5.32 se detallan los resultados de dos participantes con rasgos físicos y alcances totalmente diferentes. El *participante A*, posee un área de movimiento medio con un alcance de 0,160 m en la prolongación frontal y de 0,155 m en la apertura, mientras que el *participante B* ha sido el usuario con el mayor rango de movimiento con un alcance de 0,180 m en las dos direcciones. En los dos casos, en azul se observa la posición deseada (P_{CnDes}), y en verde la real (P_{Cn}) del punto de contacto en el plano xy.

Adicionalmente, en la Tabla 5.9 se resumen el error de posición medio y máximo realizado con los dos participantes.

Participante	Error medio	Error máximo
A	0,0312 m	0,088 m
B	0,0411 m	0,099 m

Tabla 5.9: Error de posición en el modo pasivo con dos usuarios sanos.

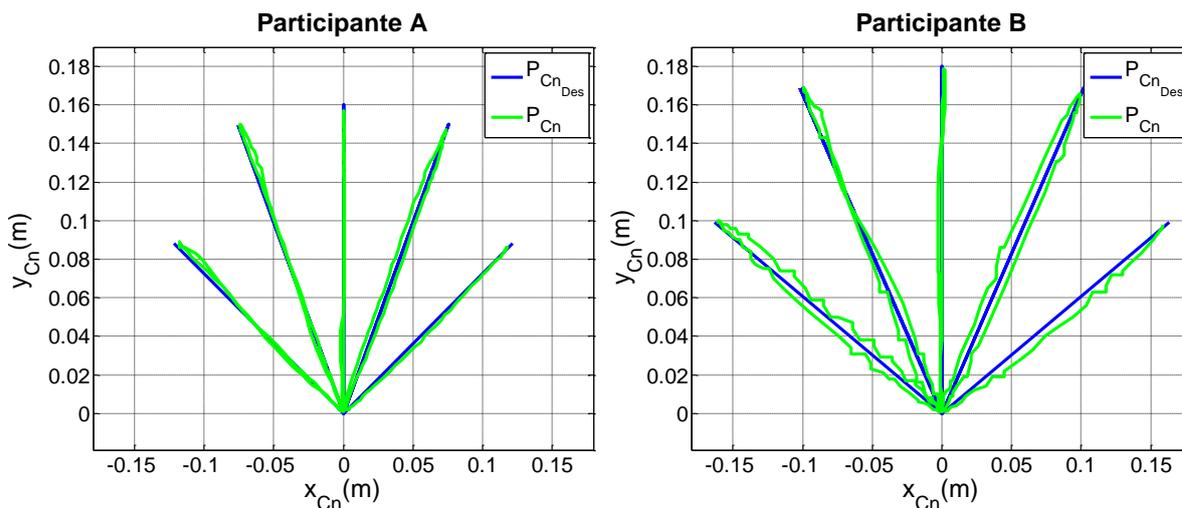


Figura 5.32: Resultados del ensayo *aprendizaje del juego* de dos participantes.

En la Fig. 5.32 se muestra que el nuevo juego diseñado se ha adaptado correctamente al rango de movimiento de cada participante generando referencias de posición (P_{CnDes}) que dependen del alcance máximo de cada uno. Por ejemplo, en la región 3 (línea vertical), el robot UHP se ha movido desde el origen hasta el alcance máximo del movimiento de prolongación frontal de cada usuario ($0,160\text{ m}$ para el *participante A* y $0,180\text{ m}$ para el *B*).

Por otro lado, tanto en las dos pruebas que se muestran en las Fig. 5.32, como en el resto de ensayos de *aprendizaje del juego* ejecutados con los 25 participantes, se ha observado que el UHP no ha generado ningún movimiento brusco e inapropiado que puede llevar a lesionar al usuario, sino que ha realizado movimientos de una forma suave y segura. Además, aunque los sujetos han intentado impedir el movimiento del robot de rehabilitación, el UHP ha finalizado las trayectorias en el periodo seleccionado de tres segundos con un error medio inferior a $0,0411\text{ m}$ (Tabla 5.9). Por lo que se concluye que el *modo pasivo* y el *controlador de posición con estimador de movimiento* diseñados funcionan correctamente con perturbaciones externas introducidas por usuarios con diferentes características físicas.

5.3.2.3. Detección de trayectorias

Tras ejecutar los ensayos de aprendizaje, con el fin de analizar si los participantes han sido capaces de asimilar el comportamiento del robot y del juego de rehabilitación, se ha realizado el ensayo *detección de trayectorias*. En este ensayo, el robot de rehabilitación UHP ha ejecutado una secuencia aleatoria de trayectorias en modo pasivo, al mismo tiempo que el participante indicaba el movimiento que intuía, puesto que en ningún caso visualizaba el monitor.

La Tabla 5.9 detalla el orden de activación de las regiones, y el número de participantes que han dado respuestas correctas e incorrectas para cada región. En la primera

región activada (región 4) se ha conseguido un gran porcentaje de aciertos, obteniendo 23 respuestas correctas y solo 2 incorrectas. En la segunda (región 1) en cambio, solo han acertado el 60 % de los participantes. No obstante, en todas las respuestas incorrectas han confundido la región con su adyacente (región 2), y en la mayoría de ellos, han rectificado su respuesta al ejecutar la trayectoria de la región 2. En los tres últimos movimientos (regiones 3, 2 y 5), todos los participantes han acertado el número de la región activada. Por lo que se concluye que el ensayo *aprendizaje del juego* es suficiente para que los usuarios aprendan el funcionamiento del dispositivo robótico y del juego de rehabilitación.

Región activada	4	1	3	2	5
Respuestas incorrecta	2	10	0	0	0
Respuestas correcta	23	15	25	25	25
% de respuestas correctas	92 %	60 %	100 %	100 %	100 %

Tabla 5.10: Número de respuestas correctas e incorrectas para cada región activada en el ensayo *detección de trayectorias*.

Aparte de ello, como la prueba anterior, el ensayo *detección de trayectorias* se ha ejecutado en el modo pasivo, lo que ha permitido ratificar las conclusiones obtenidas, y verificar el funcionamiento correcto y seguro del algoritmo de control propuesto cuando el robot de rehabilitación es el encargado de ejecutar la trayectoria.

5.3.2.4. Ejecución de los ejercicios sin y con restricciones del movimiento

Una vez validado el algoritmo de control en los ensayos en los que el robot es el encargado de ejecutar los movimientos, se procede a ejecutar los ensayos en los que el participante debe ejecutar los movimientos. Con este fin se han ejecutado tres tipos de ensayos en modo *activo* descritos en el Capítulo 5.3.1. En el primer ensayo, el participante ha realizado el ejercicio sin ninguna restricción, en el segundo, se le ha limitado el movimiento del codo, y en el último, se le ha restringido el movimiento del hombro.

En los tres ensayos, para verificar que el robot se comporta de una forma segura, se ha analizado la fuerza (\mathbf{F}_{Cn}) y la posición (\mathbf{P}_{Cn}) del punto de contacto. Adicionalmente, con el fin de observar si los usuarios han ejecutado los ejercicios correctamente, se ha estudiado la inclinación del tronco y del brazo.

Análisis de la fuerza del punto de contacto

Las Figs. 5.33 y 5.34 detallan la fuerza del punto de contacto de los *participantes C* y *D* en los tres ensayos ejecutados. En las dos figuras, en la primera gráfica se observan los resultados del ensayo *sin restricciones*, en la segunda se muestran los resultados del ensayo *con restricción del codo*, y en la última los del ensayo *con restricción del hombro*. En todas ellas, la azul se corresponde con la fuerza del punto del contacto en el eje x

($F_{x_{Cn}}$), mientras que la verde es la del eje y ($F_{y_{Cn}}$). Adicionalmente, en la Tabla 5.11 se resume el error de fuerza medio y máximo realizado con los dos participantes.

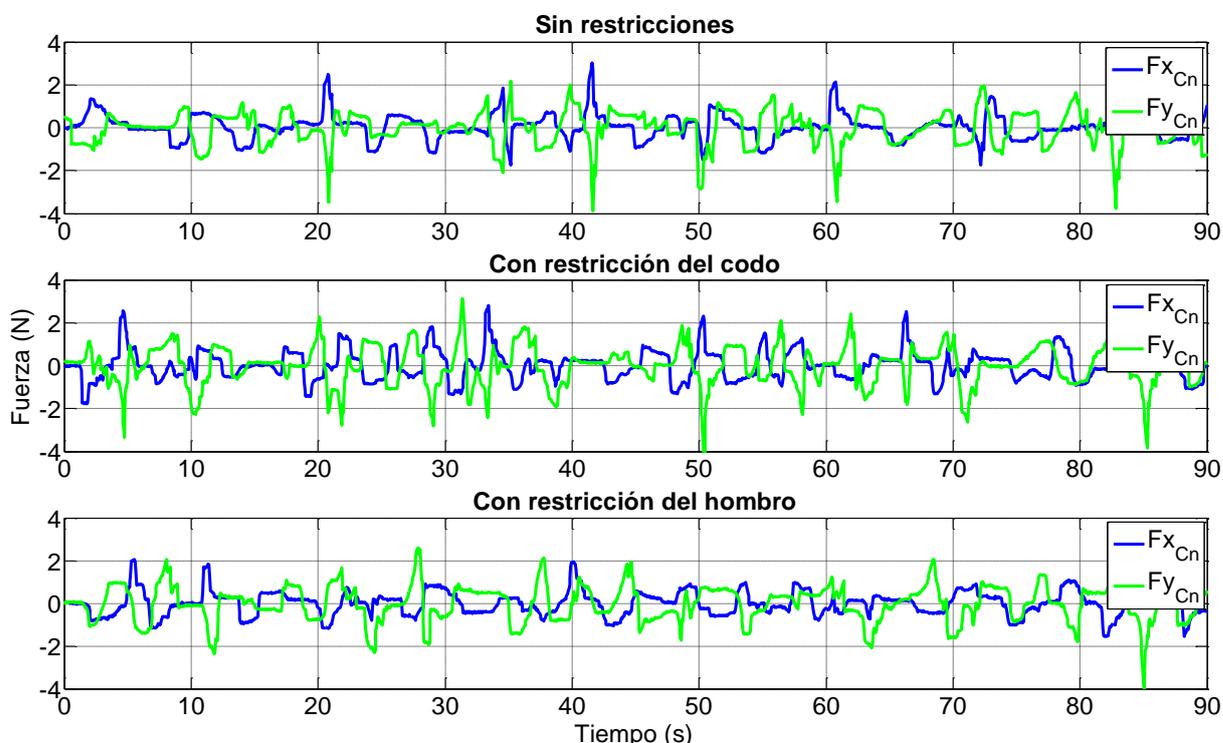


Figura 5.33: La fuerza del punto de contacto con y sin restricciones con el *participante C*.

Participante	Sin restricciones		Restricción del codo		Restricción del hombro	
	Medio	Máximo	Medio	Máximo	Medio	Máximo
C	0,504 N	4,140 N	0,589 N	4,845 N	0,556 N	4,073 N
D	0,529 N	4,85 N	0,432 N	3,811 N	0,432 N	3,517 N

Tabla 5.11: Error de fuerza en el modo activo con dos usuarios sanos.

Tanto en las pruebas que se muestran en las Figs. 5.33 y 5.34, como en el resto de ensayos realizados con los 25 participantes, se ha observado que el algoritmo de control diseñado ha sido capaz de compensar la fuerza de gravedad y las inercias del robot y seguir a la referencia de fuerza cero con error medio inferior a 1 N. Además, el robot de rehabilitación UHP en ningún momento ha ejecutado fuerzas elevadas que puedan lesionar al participante; en el peor caso, la fuerza de contacto máxima ha sido inferior a 5 N. Esto indica que el *modo activo* y el *controlador de fuerza con estimador* diseñados funcionan correctamente con perturbaciones externas introducidas por diferentes usuarios.

Asimismo, en la Tabla 5.11 y en las Figs. 5.33 y 5.34 se detalla que el comportamiento del algoritmo de control ha sido muy parecido en los ensayos ejecutados sin y con restricciones. Es decir, el controlador se ha comportado de forma apropiada y segura al

interactuar con personas sanas y con participantes que han simulado déficit de movimiento del codo y del hombro.

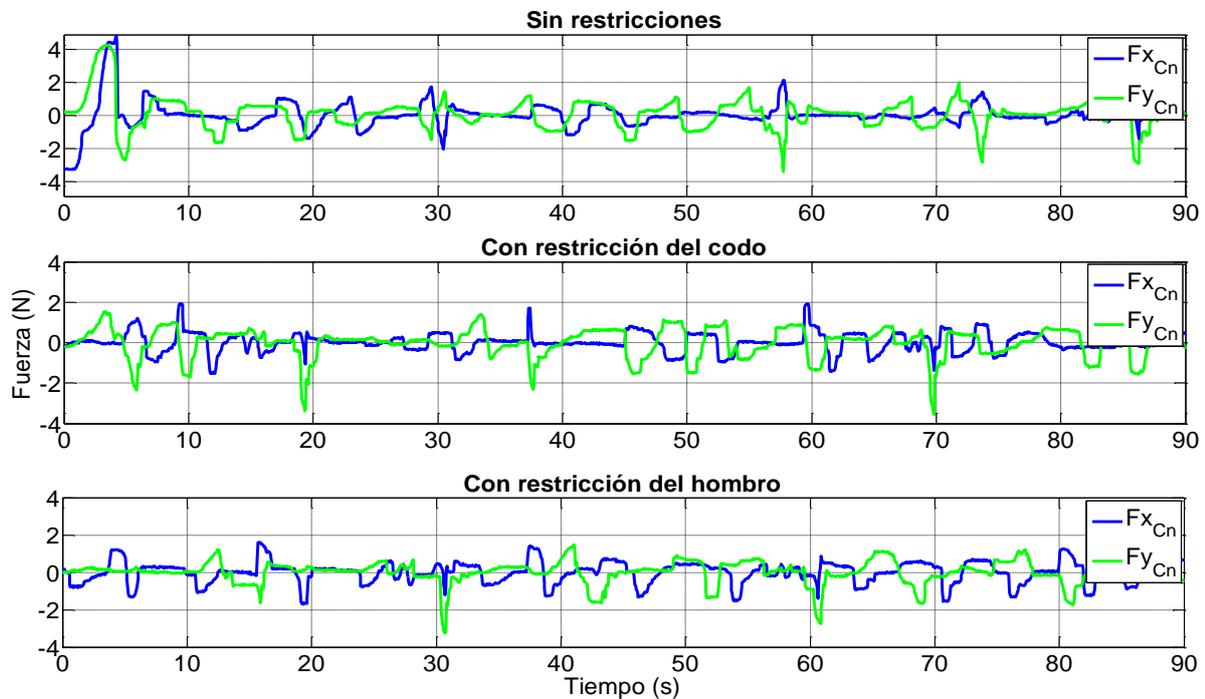


Figura 5.34: La fuerza del punto de contacto con y sin restricciones con el *participante D*.

Análisis de la posición del punto de contacto

Una vez analizada la fuerza del punto del contacto en los ensayos ejecutados, con el fin de corroborar la seguridad de los usuarios, se procede a continuación a estudiar los movimientos realizados.

Las Figs. 5.35 y 5.36 detallan el movimiento del punto de contacto ($\mathbf{P}_{Cn} = [x_{Cn} \ y_{Cn}]^T$) de los *participantes C* y *D* en los tres ensayos ejecutados. En las dos figuras, la primera gráfica muestra los resultados del ensayo *sin restricciones*, en la segunda se presentan los del ensayo *con restricción del codo*, y en la última los del ensayo *con restricción del hombro*. En azul se observa la posición deseada (\mathbf{P}_{CnDes}) y en verde la real (\mathbf{P}_{Cn}) del punto de contacto en el plano xy . Las líneas rojas indican el alcance máximo logrado en aquellos casos en los que el participante no ha sido capaz de finalizar el movimiento.

En las pruebas que se muestran en las Figs. 5.35 y 5.36, y en el resto de ensayos ejecutados sin y con restricciones, se ha observado que el UHP no ha impedido el movimiento ejecutado por el usuario, permitiendo que este realizara el ejercicio de una forma suave y segura. Por lo que se concluye que el algoritmo de control también funciona de forma correcta y segura cuando es el usuario el encargado de ejecutar la trayectoria.

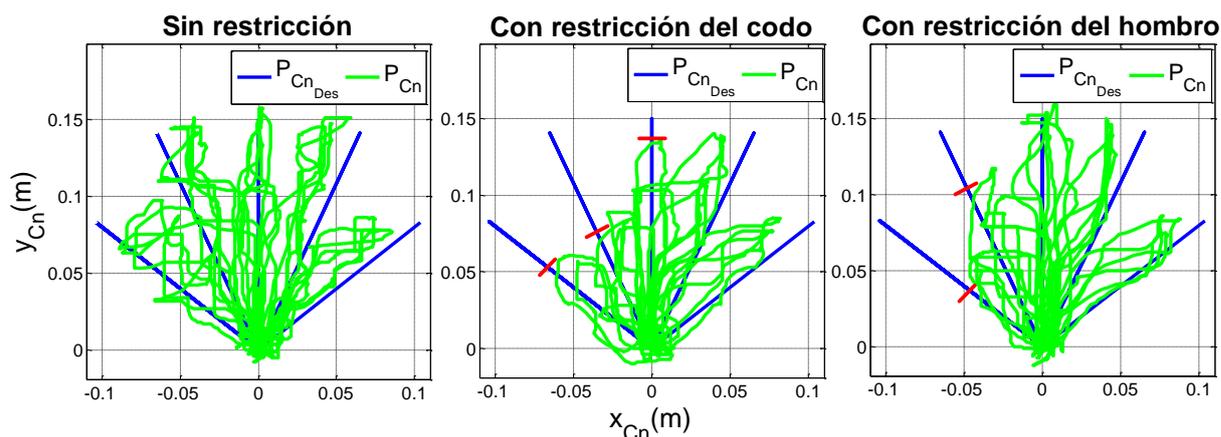


Figura 5.35: Posición del punto de contacto con y sin restricciones con el *participante C*.

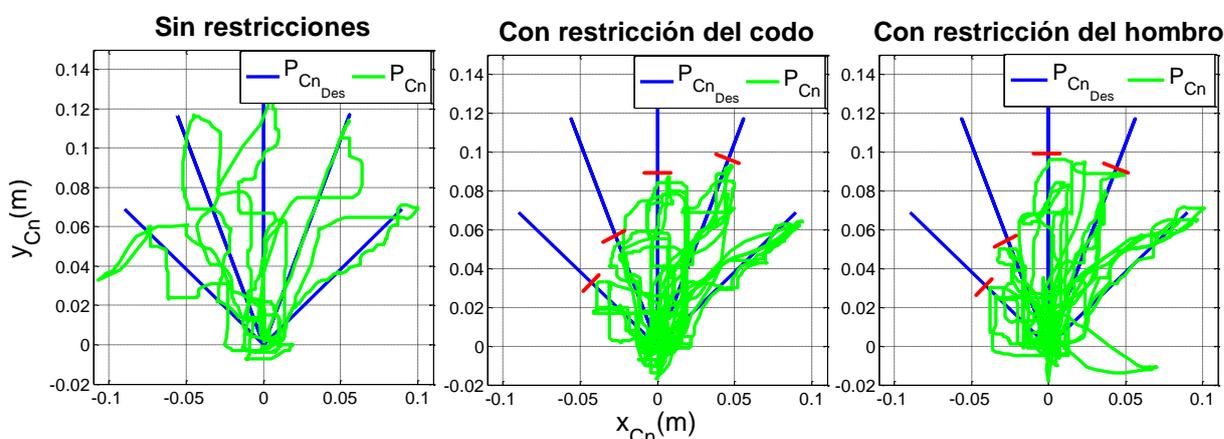


Figura 5.36: Posición del punto de contacto con y sin restricciones con el *participante D*.

Sin embargo, se ha observado que el alcance de los movimientos ejecutados ha variado en función del limitador utilizado y la región activada. Sin restricciones de movimiento, los participantes han sido capaces de llegar al punto final deseado, verificando que el rango de movimiento se ha calculado adecuadamente. No obstante, al introducir una restricción, el alcance máximo ha variado considerablemente de una región a otra.

Al colocar la codera restrictiva para simular a un paciente con movilidad reducida en el codo, se ha restringido el movimiento en las regiones 1, 2 y 3. En cambio, en las regiones 4 y 5, la repercusión del limitador ha sido mínima, y casi todos los usuarios han conseguido finalizar la trayectoria. El limitador del hombro también ha restringido los movimientos de las regiones 1, 2 y 3, no obstante, su repercusión ha sido mayor en las regiones 1 y 2, mientras que la codera ha limitado más en la región 3. Lo que hace intuir que el déficit en el codo está relacionado con el movimiento de prolongación frontal y el del hombro con la apertura.

De este análisis se extrae que, aunque en personas sanas es suficiente con medir el alcance máximo de los movimientos de prolongación y apertura, en pacientes con movilidad

reducida, es necesario medir el alcance de cada trayectoria. Por lo que, en terapias de rehabilitación, con el fin de poseer un área de trabajo óptimo, se tiene que medir el alcance máximo del paciente en cada una de las regiones del juego.

Análisis del ángulo de inclinación del participante

Por último, para finalizar con el análisis de los ensayos con y sin restricciones, se estudia si los participantes han sido capaces de ejecutar las pruebas de una forma adecuada, sin utilizar el movimiento del cuerpo. Con este fin, se ha utilizado la medición de los sensores IMU que permiten estimar el ángulo de inclinación del tronco y de la extremidad superior. A partir de estos valores, conociendo la posición del robot y los rasgos físicos de los sujetos (estatura y longitud del brazo), se ha estimado la posición exacta del codo y del hombro. Y de esta estimación, se ha obtenido el aporte del cuerpo en cada movimiento. Es decir, se ha calculado el porcentaje del movimiento ejecutado con la extremidad superior y con el cuerpo entero.

Del análisis de la posición del punto de contacto se ha obtenido que las trayectorias de las regiones 1 y 2 son los movimientos en los que se nota más la restricción de los limitadores tanto del codo como del hombro. Por ello, para observar el aporte del cuerpo se analizan los resultados de estas dos regiones.

En la Tabla 5.12 se muestra la media del porcentaje del movimiento ejecutado con la extremidad superior en los ejes x e y.

Ensayo	Región 1		Región 2	
	x	y	x	y
Sin restricciones	97 %	106 %	92 %	101 %
Con restricción del codo	73 %	104 %	85 %	112 %
Con restricción del hombro	70 %	100 %	87 %	107 %

Tabla 5.12: Porcentaje del movimiento ejecutado con la extremidad superior.

Como se detalla en la Tabla 5.12, sin restricciones del movimiento, los valores obtenidos son muy cercanos al 100 %, lo que significa que la mayor parte del movimiento se ha ejecutado con la extremidad superior. No obstante, al colocar las restricciones, en el eje x, el porcentaje disminuye notablemente, indicando que los usuarios han utilizado el movimiento del cuerpo entero para ejecutar la trayectoria. Lo que confirma la hipótesis inicial de los fisioterapeutas, los cuales afirman que los pacientes con movilidad reducida tienden a inclinar el cuerpo para ayudar al movimiento del miembro superior. Asimismo, se verifica la necesidad de conocer la inclinación del tronco y de la extremidad superior para asegurar que los pacientes realizan los ejercicios de forma adecuada.

5.3.2.5. Evaluación de los participantes

Durante el análisis de los ensayos llevados a cabo al interactuar con usuarios de diferentes características físicas, se ha verificado el funcionamiento correcto y seguro de la algoritmia de control y del entorno de control y ejecución diseñados, al interactuar con usuarios con diferentes características físicas. No obstante, en aplicaciones de rehabilitación, además de ello, es imprescindible evaluar la opinión de las personas participantes, ya que un usuario que se sienta inseguro al interactuar con el robot, rechazará su uso.

Por lo tanto, con el fin de analizar la opinión de los usuarios y detectar aspectos de mejora, se estudian los cuestionarios rellenos por los participantes al finalizar los ensayos de validación. En estos cuestionarios, las personas participantes han tenido que valorar los ensayos vividos, evaluando cinco afirmaciones en función de su grado de acuerdo: 1) En desacuerdo; 2) Parcialmente de acuerdo; 3) Totalmente de acuerdo; NP) No puede valorar.

En la Tabla 5.13 se observa el número de participantes que ha dado cada puntuación.

Pregunta	1	2	3	NP
He sabido qué debía hacer	0	0	25	0
He sido capaz de seguir las indicaciones	0	3	22	0
Me he sentido tranquilo al interactuar con el robot	0	4	21	0
Me he sentido seguro cuando:				
Era el robot el responsable del movimiento	0	2	23	0
Era yo el responsable del movimiento	0	1	24	0

Tabla 5.13: Evaluación de los 25 participantes.

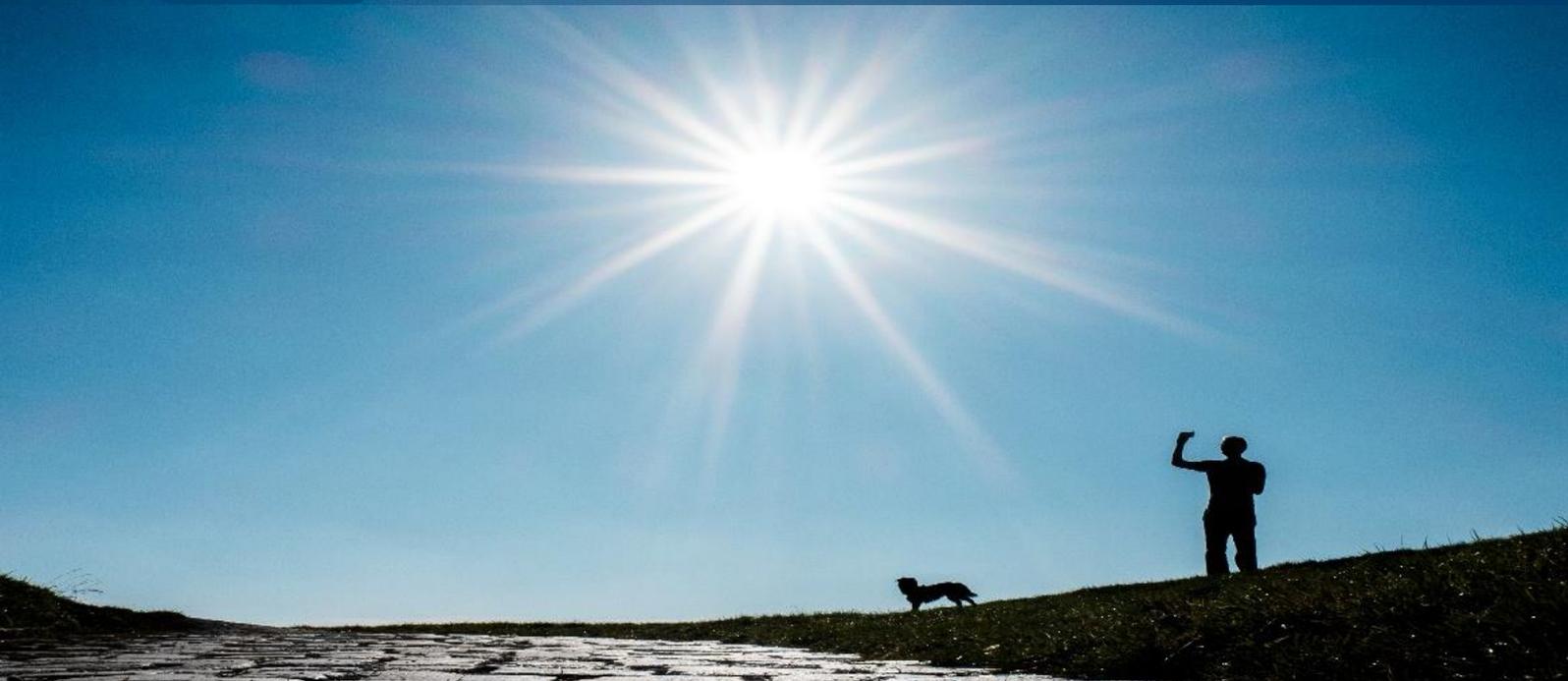
La Tabla 5.13 muestra que todos los participantes han sabido lo que debían hacer en cada momento, y que la mayoría de ellos ha sido capaz seguir a las indicaciones, donde solo a 3 de 25 participantes les ha surgido alguna duda. Por lo que se concluye que los participantes han sido capaces de entender el funcionamiento del juego y del robot de rehabilitación con las indicaciones dadas por el técnico responsable del ensayo y el fisioterapeuta.

Asimismo, se observa que la mayoría de las personas participantes se han sentido tranquilos al interactuar con el robot de rehabilitación. Solo 4 de ellos han indicado que están parcialmente de acuerdo con esta afirmación, mientras que los 21 restantes han apuntado que están totalmente de acuerdo. Igualmente, casi todos los usuarios se han sentidos seguros cuando han sido ellos los responsables de ejecutar el movimiento y cuando la trayectoria la ha realizado el robot. Este hecho confirma que el sistema de control desarrollado, además de cumplir los requisitos funcionales, transmite una sensación de tranquilidad y seguridad al usuario.

En la ejecución de los ensayos de validación con personas, se ha verificado el funcionamiento correcto y seguro del conjunto de algoritmos de control diseñado al interactuar con usuarios con diferentes rasgos físicos. Para ello, se han realizado 6 tipos de ensayos, donde en dos de ellos ha sido el robot el responsable de ejecutar la trayectoria, y en los cuatro restante, el movimiento lo ha realizado el usuario. Asimismo, con la intención de simular a pacientes con movilidad reducida, en la ejecución de las pruebas de validación se han utilizado restricciones físicas que han limitado el movimiento del hombro y del codo.

Del análisis de los resultados se ha obtenido que, gracias al conjunto de algoritmos de control diseñado, el robot ha sido capaz de generar movimientos suaves y seguros. El dispositivo robótico, en ningún momento ha generado movimientos bruscos o fuerzas elevadas que puedan lesionar al usuario. Adicionalmente, estas conclusiones han sido ratificadas gracias a la opinión de los participantes, que han afirmado que se han sentido tranquilos y seguros al interactuar con el dispositivo robótico de rehabilitación.

Por lo tanto, se observa que el conjunto de algoritmos de control diseñado, además de generar fuerzas y posiciones apropiadas para cada fase de la rehabilitación, es capaz de interactuar y realizar las terapias de una forma correcta y segura. Por lo que se concluye que el grupo de algoritmos de control para dispositivos robóticos propuesto en la presente tesis doctoral, cumple con las necesidades de las terapias de rehabilitación y de los pacientes con movilidad reducida debido a un ataque de ictus.



6.1. Conclusiones

En las últimas décadas, observando la necesidad de mejorar la calidad de vida de pacientes con movilidad reducida, y los progresos obtenidos gracias a la utilización de los robots en la industria, los dispositivos robóticos han sido propuestos para aplicaciones asistenciales y sanitarias, como la rehabilitación. Sin embargo, debido a su reciente introducción al ámbito clínico, muchos de los diferentes áreas de la robótica asistencial y sanitaria, como el control, no han sido estudiadas en profundidad, existiendo todavía varios aspectos a mejorar. Ante esta situación, en esta tesis doctoral se ha planteado contribuir al área de control de dispositivos robóticos asistenciales y sanitarios

Para lograr este objetivo, la tesis se ha estructurado en tres grandes bloques. El primer bloque está centrado en el modelado cinemático y dinámico de este tipo de robots. En él, después de analizar las aproximaciones más extendidas en el ámbito de la robótica de rehabilitación y las características que ofrece cada una de ellas, se ha planteado una metodología de modelado cinemático y dinámico para los dispositivos robóticos de rehabilitación. Posteriormente, esta metodología se ha implementado y validado en el robot de rehabilitación de los miembros superiores UHP (Universal Haptic Pantograph), consiguien-

do un modelo preciso, completo y robusto del robot, capaz de incluirlo en controladores avanzados o utilizarlo como estimadores.

En el segundo bloque se ha analizado la problemática de control asociada a los robots de rehabilitación, deduciendo la necesidad de implementar controles adaptados a los requerimientos particularidades de la robótica de rehabilitación. Para ello, en este bloque se ha propuesto un conjunto de algoritmos de control dividido en dos niveles: los controladores de alto nivel, también denominados controladores a nivel de tarea, que generan una referencia de fuerza y/o de posición dependiendo del estado de recuperación del paciente y del ejercicio seleccionado por el fisioterapeuta; y los controladores de bajo nivel, también denominados controladores de nivel de dispositivo, que son los responsables de seguir a la referencia generada por los de nivel de tarea. Asimismo, con la intención de simplificar las dificultades mecánicas y electrónicas introducidas por los sensores, se han integrado los estimadores de fuerza y movimiento generados a partir del modelo desarrollado, que permiten calcular la posición y la fuerza de contacto entre el dispositivo robótico y el usuario.

Por último, el tercer bloque de la tesis está centrado en la implementación y validación del grupo de algoritmos de control diseñado. En este bloque, se ha diseñado e implementado una plataforma de control y ejecución, que además de permitir la ejecución en tiempo real de la algoritmia de control, sirve de puente de comunicación entre el robot de rehabilitación, el usuario y el controlador. Esta plataforma de control y ejecución ha permitido realizar diferentes pruebas experimentales del algoritmo de control desarrollado, lo que ha posibilitado validar su funcionamiento en diferentes escenarios.

Cada uno de estos bloques, aunque relacionado con el resto, dispone de su entidad propia, por ello, las aportaciones de este trabajo se definirán también estructuradas en estas tres áreas: modelado, control, y por último, implementación y validación.

6.1.1. Aportaciones en el área de modelado

La obtención del modelo del robot es un paso fundamental para la implementación de controladores avanzados. Sin embargo, debido a la variedad y complejidad estructural que presentan los robots de rehabilitación, el proceso de modelado se convierte en una tarea tan necesaria como costosa.

Ante esta situación, observando las técnicas más extendidas en el ámbito de la robótica de rehabilitación, **se ha determinado una metodología de modelado dividida en cuatro etapas.** En primer lugar, **se analiza la estructura mecánica del dispositivo** a modelar. Este análisis ayuda a identificar los elementos del mecanismo, lo que posibilita diferenciar los subsistemas del dispositivo robótico y simplificar la problemática del modelado. En segundo lugar, **se resuelve** el problema de posición obteniendo **el modelo cinemático** del robot. La técnica seleccionada para resolver este problema depende de la estructura mecánica del dispositivo. En robots serie y exoesqueletos se aplica el algoritmo de Denavit-Hartenberg, mientras que el uso de las ecuaciones de cierre es más

apropiado para los robots paralelos. A continuación, **se calcula el modelo dinámico** para conocer la relación entre las fuerzas ejercidas y el movimiento generado. Para resolver este problema se implementa la formulación Lagrangiana, que permite obtener un modelo compacto apropiado para que sea integrado en algoritmos de control. Y por último, **se realizan diferentes pruebas experimentales, con la intención de validar los modelos** conseguidos.

Siguiendo esta metodología, se ha obtenido el modelo cinemático-dinámico del robot de rehabilitación UHP (Universal Haptic Pantograph). El UHP es un robot de rehabilitación multifuncional desarrollado para el entrenamiento completo de las extremidades superiores en personas que sufren discapacidad motora debido a un ataque de ictus. Una de sus ventajas principales es la posibilidad de variar con facilidad su estructura mecánica, lo que le permite adaptarse a las necesidades del paciente y al ejercicio a realizar. De esta forma, es posible conseguir rehabilitar todas las articulaciones del miembro superior, con una estructura sencilla y de fácil uso. Gracias a esta estructura reconfigurable, el UHP posee ocho configuraciones mecánicas, entre las cuales, en este trabajo de tesis se han empleado las más demandadas en su uso, ARM (para rehabilitar la flexión/extensión del brazo) y WRIST (para rehabilitar los movimientos rotativos de la muñeca).

La estructura del UHP está compuesta por dos subsistemas que se han modelado por separado. La interacción con el paciente se lleva a cabo mediante una estructura de tipo pantógrafo, que conserva las grandes ventajas de los robots de rehabilitación de un único punto de contacto, mientras que permite conocer y controlar la posición de la muñeca y del antebrazo. Por otro lado, su sistema de accionamiento posee componentes elásticos colocados entre el dispositivo y los motores eléctricos habituales. De esta forma, el sistema de accionamiento sigue manteniendo las ventajas de los motores eléctricos, al mismo tiempo que consigue adecuar su impedancia mecánica, disminuir las inercias generadas por los engranajes y facilitar el control de fuerza.

Una vez obtenidos los modelos cinemáticos y dinámicos del sistema de accionamiento y de la estructura pantográfica en forma analítica, se han validado, comparado con los datos obtenidos de ensayos experimentales realizados con el prototipo UHP. De los datos experimentales se ha constatado que, **el error medio de posición cometido es de 3 mm, mientras que el de fuerza es menor que el 6,4 % del rango de fuerza máxima.**

Dado que en las terapias de rehabilitación la precisión no es tan exigente como en el ámbito de la cirugía, estos errores son más que aceptables. Según la literatura, **las personas sanas son capaces de ejecutar movimientos de las extremidades superiores con una resolución media de 5 mm, lo que indica que el error medio de 3 mm es mejor que la resolución del movimiento del brazo humano. Por otro lado,** hay que considerar que **en la mayoría de los entrenamientos reales,** por las características de los ejercicios de rehabilitación y el estado de recuperación de los pacientes, **las fuerzas ejercidas suelen ser muy reducidas, lo que genera que los errores de fuerza del 6,4 % sean fuerzas casi indetectables por el ser-humano.**

Por todo ello, se concluye que los modelos cinemáticos y dinámicos obtenidos siguiendo la metodología propuesta, son apropiados para integrarlos en controladores avanzados para robótica de rehabilitación.

6.1.2. Aportaciones en el área de control

Es evidente que **en el ámbito de la rehabilitación, los requisitos que debe cumplir el dispositivo robótico son diferentes a las que normalmente se reúnen en aplicaciones industriales convencionales. Este cambio de paradigma**, imposibilita la utilización de las técnicas habituales de control y **genera la necesidad de nuevos algoritmos adaptados a este tipo de aplicaciones.**

En la presente tesis doctoral, **con la intención de resolver esta necesidad, se ha propuesto un grupo de algoritmos de control dividido en dos niveles: controladores de nivel de tarea y controladores de nivel de dispositivo.**

6.1.2.1. Controladores de nivel de tarea

El éxito del tratamiento de rehabilitación mediante dispositivos robóticos, en gran medida, depende de la posesión de controladores de nivel de tarea adecuados que den respuesta a las necesidades de pacientes con diferentes niveles de recuperación. Conociendo su importancia, en la presente tesis **se ha propuesto un grupo de controladores de nivel de tarea capaz de adaptarse a cualquier fase de recuperación de los enfermos con déficit motor** producido por un ictus.

Con la intención de dar respuesta a las necesidades de las terapias de rehabilitación, este grupo de controladores se ha dividido en tres bloques de tareas de rehabilitación: *las asistidas adaptativas, la correctora progresiva y las adaptativas basadas en la oposición.*

- **Tareas asistidas adaptativas:** Observando las limitaciones de las tareas asistidas existentes, en este trabajo se ha propuesto una metodología adaptativa de las tareas asistidas, donde la ejecución de la tarea se ha dividido en tres fases. Esta nueva metodología aporta grandes ventajas al proceso de rehabilitación, optimizando los ejercicios de entrenamiento y minimizando los tiempos de recuperación. La división del ejercicio en tres fases, permite implementar diferentes modos de rehabilitación en un mismo ejercicio, consiguiendo mayor adaptabilidad al estado del usuario. Asimismo, gracias a esta técnica, el dispositivo robótico solo asiste en el caso de ser necesario, aumentando la autonomía del paciente. Además, como la nueva metodología garantiza la finalización de la trayectoria, el terapeuta puede forzar al usuario a trabajar al límite de sus capacidades, sin peligro de frustración.
- **Tarea correctora progresiva:** Aunque mejorar la dirección del movimiento es imprescindible para ejecutar tareas cotidianas como alcanzar elementos pequeños, en la actualidad, son pocos los dispositivos robóticos de rehabilitación que soportan

tareas correctoras. Ante esta situación, se ha propuesto un nuevo modo corrector progresivo que aplica mayor o menor asistencia en función del error de posicionamiento cometido por el usuario. En el nuevo modo, el paciente trabaja activamente en la corrección del error de posición, mejorando el proceso de aprendizaje y minimizando el tiempo de entrenamiento necesario para controlar la dirección de la trayectoria. Asimismo, el hecho de que el robot actúe en caso de abandonar la región definida, limita los rangos de movimiento, aumentando la seguridad. Al mismo tiempo, gracias a que este nuevo modo permite variar el ancho de la región (**D**), el terapeuta puede adaptar el ejercicio al estado de recuperación del usuario con gran facilidad, optimizando el rendimiento del ejercicio.

- **Tareas adaptativas basadas en la oposición:** Debido a su uso limitado en la última fase del proceso de entrenamiento, la mayoría de los robots existentes no soportan tareas basadas en la oposición. Con el objeto de resolver esta necesidad, en la presente tesis se ha propuesto un grupo de tareas adaptativas basadas en la oposición formado por cuatro modos: el modo *resistido adaptativo*, *fuerzas aleatorias con periodo variable*, *amplificación del error de movimiento* y *paro del dispositivo con región variable*. La combinación de estos modos permiten al paciente aprender a controlar la fuerza y el movimiento en presencia de perturbaciones externas, mejorando su destreza, y aumentando la capacidad de realizar tareas cotidianas como mover elementos de poco peso o abrir cajoneras.

6.1.2.2. Controladores de nivel de dispositivo

Con el fin de implementar el grupo de controladores de nivel de tarea propuesto se requiere un controlador avanzado de nivel de dispositivo capaz de seguir a las referencias de fuerza y de posición generadas. Asimismo, considerando la importancia de la seguridad en aplicaciones asistenciales y sanitarias, **es imprescindible que dicho controlador asegure que el robot cumple con los requisitos de seguridad**, como la velocidad, el rango de movimiento o la fuerza máxima.

Con la intención de dar respuesta a estas necesidades, en la presente tesis **se han diseñado cuatro algoritmos de control de nivel de dispositivo:** *el controlador de impedancia, el controlador de fuerza, el controlador de posición y el controlador de seguimiento.*

- **Controlador de impedancia aplicado a robots de rehabilitación:** Observando los requerimientos del grupo de controladores de nivel de tarea, el controlador de impedancia se ha modificado para que aplique fuerza en la dirección de la trayectoria y en su perpendicular. Asimismo, se ha diseñado con la capacidad de adaptarse a las exigencias de cada momento, aplicando mayor o menor fuerza asistida/resistida. De esta forma, se consigue dar respuesta a las necesidades de los pacientes con movilidad reducida y del ejercicio de rehabilitación.

- **Controlador de fuerza basado en el modelo dinámico del robot:** Con el objetivo de conseguir un controlador capaz de actuar rápidamente ante perturbaciones externas introducidas por los pacientes, el algoritmo se ha dividido en dos controladores en cascada. El primero estima la fuerza que debe de realizar el robot para seguir a la referencia deseada, mientras que el segundo controla el sistema de accionamiento calculando el par que deben de ejercer los motores. Para relacionar los dos lazos, se ha utilizado el modelo dinámico del robot.
- **Controlador de posición basado en el modelo cinemático del robot:** Para su diseño se ha seguido un procedimiento similar al del controlador de fuerza, aunque, al no ser tan crítica la precisión del movimiento en estas aplicaciones, se ha eliminado el lazo externo del controlador, quedando solo el controlador del sistema de accionamiento. Al igual que ocurría con el controlador de fuerza, el algoritmo propuesto utiliza el modelo del robot para relacionar la referencia de posición con la entrada del controlador del sistema de accionamiento.
- **Controlador de seguimiento:** La misión de este controlador no es otra que conseguir un cambio suave y seguro entre un controlador y otro. Con este fin, el controlador de seguimiento determina el controlador de nivel de dispositivo adecuado para cada momento, además de seleccionar la entrada de cada controlador. Cuando un controlador no está en uso, a su entrada se introduce el valor real del parámetro en lugar de la consigna. De esta forma, al activar un controlador, éste parte del estado real, por lo tanto, el salto es más suave evitando las inestabilidades que surgían en el cambio de control.

6.1.2.3. Estimadores de fuerza y posición

El conjunto de controladores de nivel de dispositivo diseñado (impedancia, fuerza, posición y seguimiento) permite seguir a las referencias de fuerza y de posición generadas por el grupo de controladores de nivel de tarea. Por lo que **el grupo de algoritmos de control presentado permite al robot generar movimientos suaves y seguros que se adaptan a cualquier estado de recuperación de pacientes con déficit motor.**

No obstante, para el correcto funcionamiento de estos controladores, es necesario conocer el valor real de las variables de control. Es decir, **es preciso obtener las fuerzas y/o los movimientos de contacto entre el robot y el usuario.** Por lo general, estos valores se miden directamente utilizando sensores de fuerza y de posición. Sin embargo, estos sensores, además de aumentar el coste del dispositivo, suelen añadir dificultades mecánicas y electrónicas.

Ante esta situación, observando las técnicas aplicadas en el ámbito industrial, **se han diseñado estimadores que permiten calcular la fuerza y la posición del punto de contacto.** Estos estimadores se han diseñado basados en el modelo cinemático y dinámico del robot y las mediciones de sensores de bajo coste.

6.1.3. Aportaciones en el área de implementación y validación

Es imprescindible que, antes de implementarlo en cualquier dispositivo robótico de rehabilitación, **el sistema de control completo desarrollado se valide en un prototipo con personas sanas**. Con este fin, **se ha diseñado una plataforma de control y ejecución que permite** la implementación del controlador en tiempo real y sirve de puente de comunicación entre el robot, el usuario y el controlador.

Para cumplir estos objetivos, la plataforma de control y ejecución realiza cuatro tareas: 1) **leer** las mediciones de los sensores **y procesar los datos**, 2) **implementar** en tiempo real **el algoritmo de control** diseñado, 3) **establecer la comunicación con el software** de rehabilitación, 4) **memorizar y visualizar los datos** de los ensayos. Estas cuatro tareas, en función de sus requisitos y necesidades temporales, se han implementado en un ordenador, en un procesador de tiempo real o en la FPGA de la plataforma de control embebida CompactRIO de National Instruments.

Una vez diseñado e implementado el entorno de control y ejecución, **se ha validado el grupo de algoritmos de control**. Para ello, se ha **utilizado el dispositivo robótico de rehabilitación UHP en las configuraciones mecánicas ARM y WRIST y el software de rehabilitación Telereha**.

En los ensayos ejecutados, se ha demostrado que **el grupo de controladores de nivel de tarea diseñado es capaz de generar las referencias de fuerza y posición adecuadamente cumpliendo con los requisitos exigidos en cada prueba**. Asimismo, **los controladores de nivel de dispositivo han sido capaces de seguir a las referencias deseadas de una forma suave y segura**.

Además, se ha observado que **el algoritmo de control diseñado es capaz de adaptarse a los parámetros de rehabilitación** (tiempo de ensayo, flexión automática, ancho de región, etc.) **elegidos por el terapeuta en cada prueba**, lo que confirma su adaptabilidad al estado de recuperación del paciente. **Al mismo tiempo, se ha mostrado que cumple con los requisitos de seguridad predefinidas** (velocidad de movimiento, cambio de fuerza, etc.).

Por lo tanto, se ha concluido que **el grupo de algoritmos de control diseñado** en la presente tesis doctoral **funcionan correctamente** en todos los escenarios posibles, **dando respuesta a las necesidades de los tratamientos de rehabilitación y de los pacientes con movilidad reducida debido a un ataque de ictus**.

Las aportaciones que se han descrito en esta memoria han dado lugar a un conjunto de resultados que han sido publicados en revistas con índice de impacto y presentados en conferencias internacionales de reconocido prestigio en el campo de la investigación. El trabajo realizado en relación al *Control Avanzado para Robótica Asistencial y Sanitaria* ha dado lugar a las siguientes publicaciones:

- A. Mancisidor, A. Zubizarreta, I. Cabanes, P. Bengoa, J. H. Jung (2018). Kinematical and dynamical modelling of the UHP multipurpose upper limbs rehabili-

tation robot. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*. 49, pp. 374-387, *doi* : 10,1016/j.rcim,2017,08,013. JCR2016: 2.846 (Computer Science: T1/Q1).

- A. Mancisidor, A. Zubizarreta, I. Cabanes, P. Bengoa, J. H. Jung (2018). "Dispositivo robótico multifuncional para la rehabilitación de las extremidades superiores". *Revista Iberoamericana de Automática e Informática industrial*. *doi* : 10,4995/riai,2017,8820. JCR2016: 0.5 (Robotics:T3/Q4).
- A. Mancisidor, A. Zubizarreta, I. Cabanes, P. Bengoa, J. H. Jung (2018). Inclusive and seamless control framework for safe robot-mediated therapy for upper limbs rehabilitation. *Journal of IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. *Pendiente de publicar*. JCR2016: 3.41 (Rehabilitation: T1/Q1).
- A. Mancisidor, A. Zubizarreta, I. Cabanes, P. Bengoa, J. H. Jung (2018). Kinematic and dynamic modeling of a multifunctional rehabilitation robot UHP. *New Trends in Medical and Service Robots: Design, Analysis and Control*. Springer International Publishing. 48, pp. 117-130. *doi* : 10,1007/978 – 3 – 319 – 59972 – 4 – 9.
- A. Mancisidor, A. Zubizarreta, I. Cabanes, P. Bengoa, J. H. Jung (2017). Interaction force and motion estimators facilitating impedance control of the upper limb rehabilitation robot. *15th IEEE Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR2017)*. pp. 561-566. *doi* : 10,1109/ICORR,2017,8009307.
- A. Mancisidor, A. Zubizarreta, I. Cabanes, P. Bengoa, J. H. Jung (2017). A comprehensive training mode for robot-mediated upper limb rehabilitation Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation II. *3rd International Conference on Neurorehabilitation (ICNR2016)*. Springer International Publishing. 15, pp. 1169-1173. *doi* : 10,1007/978 – 3 – 319 – 46669 – 9 – 190.
- A. Mancisidor, A. Zubizarreta, I. Cabanes, P. Bengoa, M. Muñoz, J. H. Jung (2015). Enhanced force control using force estimation and nonlinearity compensation for the Universal Haptic Pantograph. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2015)*. pp. 5599-5604. *doi* : 10,1109/IROS,2015,7354171

6.2. Líneas futuras

El trabajo realizado a lo largo de esta tesis ha permitido detectar una serie de líneas de interés para futuros trabajos de investigación,

- En el marco del presente trabajo, se ha utilizado el modelo del robot para estimar la fuerza y el movimiento del punto de contacto, obteniendo resultados óptimos y consiguiendo disminuir las dificultades mecánicas y electrónicas surgidas en el uso de los sensores. No obstante, su implementación en tiempo real precisa mucho cálculo

matemático, lo que aumenta el espacio y el tiempo computacional y disminuye la rapidez de respuesta del controlador. Ante esta situación, se ve la necesidad de profundidad en el ámbito de estimación, aplicando otras estrategias de aproximación, como las técnicas inteligentes.

- A lo largo de la tesis se ha diseñado un grupo de controladores de nivel de dispositivo capaz de seguir a las referencias de fuerza y posición de una forma suave y segura. Observando los beneficios aportados a dispositivos robóticos de rehabilitación y la similitud de requisitos funcionales (importancia de la seguridad, velocidades reducidas, fuerzas limitadas, etc.), se observa la necesidad de trasladar dicho algoritmo de control a otros ámbitos de la robótica asistencias y sanitaria, como la robótica asistencial.
- Los controladores de nivel de tarea propuestos poseen la capacidad de adaptarse al estado de recuperación del usuario en función de los parámetros seleccionados por el terapeuta. Esto genera que el rendimiento de los ejercicios programados dependa de la subjetividad y de la destreza del terapeuta. Sin embargo, durante la ejecución de los ensayos experimentales con personas sanas, se han reconocido diferentes identificadores, como la inclinación del cuerpo o el rango de movimiento, que pueden ayudar a predecir el estado de recuperación del paciente y seleccionar parámetros de entrenamiento. Por lo que se requiere trabajar en la línea de análisis y diagnóstico de pacientes con movilidad reducida.
- Con el objetivo de seguir mejorando el entorno de control y ejecución propuesto en el último capítulo, en un futuro se pretende expandir el diseño para considerar funcionalidades adicionales como la inserción de un nuevo software de rehabilitación o la implementación de un algoritmo de diagnóstico. De igual modo, se tendrán que evaluar otras plataformas además de Labview para la implementación de futuras versiones del entorno.
- Por último, después de validar el funcionamiento correcto y seguro del conjunto de algoritmos de control diseñado al interactuar con personas sanas, antes de introducir en el ámbito clínico, se debe de analizar su rendimiento con enfermos con movilidad reducida.

EMG	Señales electromiográficas producidas por un músculo durante el proceso de contracción y relajación.
FPGA	Field Programmable Gate Array, matriz de puertas programables.
GLD	Grados de libertad.
IMU	Inertial Measurement Unit, unidad de medición inercial.
PID	Control Proporcional, Integral, Derivativo.
SEA	Serial Elastic Actuator, sistema de accionamiento basado en componentes elásticos.
TCP/IP	Transmission Control Protocol/Internet Protocol, protocolo de control de transmisión.
TR	Tiempo Real.
UDP	User Datagram Protocol, protocolo del nivel de transporte.
UHP	Universal Haptic Pantograph, robot multinacional para la rehabilitación de las extremidades superiores.
Y	Admitancia mecánica definida por Hogan.
Z	Impedancia mecánica definida por Hogan.
M_d	Matriz de inercia que caracteriza la impedancia deseada del robot.
B_d	Matriz de amortiguamiento que caracteriza la impedancia deseada del robot.
K_d	Matriz de rigidez que caracteriza la impedancia deseada del robot.
K_{Max}	Rigidez máxima que puede ejecutar el robot.

\mathbf{F}_{Cn}	Fuerza de interacción o de contacto entre el usuario y el robot.
\mathbf{P}_{Cn}	Movimiento del punto de contacto entre el usuario y el robot.
\mathbf{F}_{CnDes}	Fuerza de contacto deseada.
\mathbf{P}_{CnDes}	Movimiento deseado del punto de contacto.
\mathbf{F}_{Tr}	Fuerza de transmisión entre el sistema de accionamiento y el pantógrafo del robot UHP.
\mathbf{P}_{Tr}	Movimiento del punto de unión entre el sistema de accionamiento y el pantógrafo del robot UHP.
r_{p1}	Radio de las poleas actuadas del sistema de accionamiento del robot UHP.
r_{p2}	Radio de las poleas no actuadas del sistema de accionamiento del UHP.
S_i	Muelle del sistema de accionamiento del robot UHP para $i = A, B, C, D$.
n_{S_i}	Longitud variable del muelle S_i .
k_{S_i}	Constante de rigidez del muelle S_i .
l_{0_i}	Longitud inicial del muelle S_i .
F_{S_i}	Fuerza ejecutada por el muelle S_i .
τ_{S_i}	Par ejecutado por el muelle S_i .
m_j	Motor del sistema de accionamiento del robot UHP para $j = 1, 2$.
q_{m_j}	Ángulo de rotación del motor m_j .
τ_{m_j}	Par ejecutado por el motor m_j .
I_{m_j}	Inercia del motor m_j .
B_{m_j}	Coefficiente de fricción viscosa del motor m_j .
F_{C_j}	Coefficiente de fricción de Coulomb del motor m_j .
l_k	Longitud de los cables del sistema de accionamiento para $k = A, B, C, D$.
β_k, δ_k y θ_k	Ángulos que definen el cable l_k .
E_l	Elemento del robot UHP para $l = 1, 2, 3, 4, 5$.
m_{E_l}	Masa del elemento E_l .
I_{E_l}	Inercia del elemento E_l .

$l_{CM_{E_i}}$	Centro de masas del elemento E_i .
P_m	Posición de la articulación m del robot UHP para $m = A, B, C...I$.
l_n	Parámetro longitudinal n del robot UHP para $n = 1, 2, 3...10$.
α_o y φ_o	Ángulos que definen las barras del pantógrafo para $o = 1, 2, 3$.
\mathbf{q}_{naS}	Vector de variables pasivas del sistema de accionamiento.
\mathbf{q}_{naA}	Vector de variables pasivas del pantógrafo en la configuración ARM.
\mathbf{q}_{naW}	Vector de variables pasivas del pantógrafo en la configuración WRIST.
L	Función Lagrangiana.
K	Energía cinética.
U	Energía Potencial.
\mathbf{D}	Matriz de inercia del modelo dinámico de un robot.
\mathbf{C}	Matriz de Coriolis del modelo dinámico de un robot.
\mathbf{G}	Vector de gravedad del modelo dinámico de un robot.
t_m	Tiempo de entrenamiento.
\mathbf{F}_{CnMax}	Fuerza de contacto máxima.
\mathbf{D}	Ancho de la región de movimiento.
\mathbf{H}	Línea de histéresis.
\mathbf{P}_{CnIni}	Posición de inicio del punto de contacto.
\mathbf{P}_{CnFin}	Posición final del punto de contacto.

Índice de tablas

2.1. Rango de movimiento de cada articulación de la extremidad superior.	14
2.2. Resumen de los dispositivos robóticos de rehabilitación.	28
2.3. Resumen de estrategias de control de los robots de rehabilitación.	44
3.1. Parámetros del prototipo UHP.	85
4.1. Modos asistidos adaptativos ordenadas en función de la intensidad de asistencia.	101
4.2. Entradas y salidas de los controladores en función de las salidas booleanas del controlador de seguimiento.	124
5.1. Error del controlador de fuerza al bloquear la posición del pantógrafo.	136
5.2. Error del controlador de fuerza al interactuar con un usuario.	137
5.3. Error del controlador de fuerza con referencias variables.	138
5.4. Error del controlador de impedancia.	141
5.5. Error del controlador de posición sin perturbaciones externas.	143
5.6. Error del controlador de posición con usuario.	145
5.7. Orden de activación de las regiones en los diferentes ensayos de validación. . .	166
5.8. Datos más relevantes de los participantes.	169
5.9. Error de posición en el modo pasivo con dos usuarios sanos.	170
5.10. Número de respuestas correctas e incorrectas para cada región activada en el ensayo <i>detección de trayectorias</i>	172
5.11. Error de fuerza en el modo activo con dos usuarios sanos.	173
5.12. Porcentaje del movimiento ejecutado con la extremidad superior.	176
5.13. Evaluación de los 25 participantes.	177

Índice de figuras

1.1. Diagrama de rehabilitación con dispositivos robóticos.	4
2.1. Prótesis del miembro superior Utah Arm [180].	10
2.2. Robot asistidos: (a) Manipulador DLR [56] (b) Órtesis Jaeco [64].	11
2.3. Los robots de rehabilitación (a) ATD [189] (b) Armeo [142]	12
2.4. Articulaciones y movimientos de la extremidad superior.	14
2.5. Clasificación de robots de rehabilitación en función del área de contacto.	19
2.6. Robots de rehabilitación de cadena abierta (a) Robot MIT-Manus [57] (b) Robot MIME [95].	20
2.7. (a) Robot serie con agarre específico para la rehabilitación GENTLE/s [4] (b) Dispositivo Reharob construido con dos robots industriales [178].	21
2.8. Robots de rehabilitación de estructuras basadas en el contacto con el elemento terminal (a) Robot de cable MACARM [15] (b) Robot paralelo PACER [1].	22
2.9. Robot exoesqueletos.	23
2.10. Diagrama de control de dispositivos robóticos de rehabilitación.	29
2.11. Tareas de rehabilitación ordenadas en función del estado de recuperación del paciente.	30
2.12. Tareas asistidas ordenadas en función de la intensidad de asistencia.	30
2.13. Diagrama de Hogan de un sistema físico.	35
2.14. Diagrama de un controlador de impedancia.	38
2.15. Diagrama de un controlador de admitancia.	39
3.1. Metodología de modelado dividida en cuatro etapas.	50
3.2. El robot de rehabilitación UHP (Universal Haptic Pantograph).	53
3.3. Configuraciones mecánicas ARM y WRIST del robot de rehabilitación UHP.	54
3.4. Elementos del robot de rehabilitación UHP.	55
3.5. Diagrama de bloques de los submodelos del robot de rehabilitación UHP.	56
3.6. Sistema de accionamiento SEA (Serial Elastic Actuator).	57
3.7. Estructura 3D detallada del sistema de accionamiento del UHP.	57

3.8. Vistas esquemáticas del sistema de accionamiento: (a) vista proyectada en el plano $xy-z$, (b) vista proyectada en el plano $x-y$, C) vista proyectada en el plano $xy-z$	58
3.9. Diagrama de bloques de los submodelos del sistema de accionamiento.	59
3.10. Relación entre \mathbf{P}_i ($i = A$ y C) y los parámetros cinemáticos del sistema de accionamiento en el plano xz (Fig. 3.8).	61
3.11. Relación entre \mathbf{P}_i ($i = B$ y D) y los parámetros cinemáticos del sistema de accionamiento en el plano yz (Fig. 3.8).	62
3.12. Representación de las fuerzas y de los pares de los muelles y de los motores en el sistema de accionamiento basado en componentes elásticos.	65
3.13. Pares realizados por los motores (τ_{m_j} , $j = 1; 2$).	65
3.14. Fuerza resultante (\mathbf{F}_{Tr}) en el punto de transmisión (\mathbf{P}_{Tr}).	66
3.15. Componentes de la estructura pantógrafo multiconfigurable.	68
3.16. Parámetros de longitud que definen la geometría del pantógrafo.	69
3.17. Pantógrafo en la configuración mecánica ARM.	70
3.18. Proyección del pantógrafo en el plano π	72
3.19. Posición del centro de masas de cada elemento del pantógrafo en modo ARM.	74
3.20. Pantógrafo en la configuración mecánica WRIST.	77
3.21. Ángulos que definen la configuración mecánica WRIST del pantógrafo.	77
3.22. Posición del centro de masas de cada elemento del pantógrafo en modo WRIST.	80
3.23. Sensores del prototipo UHP.	83
3.24. Diagrama de Greybox.	84
3.25. Diagrama de bloques del modelo cinemático directo del UHP.	86
3.26. Movimiento del punto de contacto ($\mathbf{P}_{Cn} = [x_{Cn} \ y_{Cn} \ z_{Cn}]^T$) en la configuración ARM con los motores realizando una circunferencia y sin fuerza externa.	87
3.27. Movimiento del punto de contacto ($\mathbf{P}_{Cn} = [x_{Cn} \ y_{Cn} \ z_{Cn}]^T$) en la configuración WRIST con los motores realizando una circunferencia y sin fuerza externa.	87
3.28. Diagrama de bloques del modelo cinemático inverso del UHP.	88
3.29. Longitud variable de los muelles sensorizados S_A y S_B (n_{S_A} y n_{S_B}) en ARM con los motores bloqueados ($q_{m_1} = 0$ y $q_{m_2} = 0$) y el usuario moviendo el robot.	88
3.30. Longitud variable de los muelles sensorizados S_A y S_B (n_{S_A} y n_{S_B}) en WRIST con los motores bloqueados ($q_{m_1} = 0$ y $q_{m_2} = 0$) y el usuario moviendo el robot.	89
3.31. Diagrama de bloques del modelo dinámico del sistema de accionamiento.	90
3.32. Fuerza realizada por los muelles sensorizados S_A y S_B (F_{S_A} y F_{S_B}) con los motores realizando una circunferencia y el pantógrafo bloqueado en la posición de reposo ($\mathbf{P}_{Tr} = \mathbf{P}_0 = [0 \ 0 \ 0]^T$).	91
3.33. Diagrama de bloques del modelo dinámico.	91
3.34. Fuerza en el punto de transmisión (\mathbf{F}_{Tr}) en la configuración ARM con los motores bloqueados ($q_{m_1} = 0 \text{ mm}$ y $q_{m_2} = 0 \text{ mm}$) y el usuario moviendo el robot.	92

3.35. Fuerza en el punto de transmisión (\mathbf{F}_{Tr}) en la configuración WRIST con los motores bloqueados ($q_{m_1} = 0\text{ mm}$ y $q_{m_2} = 50\text{ mm}$) y el usuario moviendo el robot.	93
3.36. Diagrama de bloques del modelo cinemático del UHP.	94
3.37. Diagrama de bloques del modelo dinámico del UHP.	94
3.38. Movimiento del punto de contacto ($\mathbf{P}_{Cn} = [x_{Cn} \ y_{Cn} \ z_{Cn}]^T$) con los motores realizando una circunferencia mientras el usuario intenta impedirlo.	95
3.39. Fuerza en el punto de transmisión (\mathbf{F}_{Tr}) con los motores realizando una circunferencia mientras el usuario intenta impedirlo.	95
4.1. Grupo de algoritmos de control de los dispositivos robóticos de rehabilitación.	98
4.2. Grupo de controladores de nivel de tarea ordenados en función del estado de recuperación del paciente.	99
4.3. Tarea correctora progresiva. Tres posibles posiciones del punto de contacto \mathbf{P}_{Cn} : A En la trayectoria deseada; B Dentro de a región deseada; C Fuera de la región deseada.	103
4.4. Modo resistido adaptativo.	104
4.5. Modo amplificación del error de movimiento.	106
4.6. Modo paro del dispositivo con región variable.	106
4.7. Cálculo de la Impedancia máxima del UHP en la configuración ARM.	111
4.8. Diagrama del controlador de impedancia aplicado a robots de rehabilitación.	112
4.9. Diagrama del controlador de fuerza aplicado a robots de rehabilitación.	113
4.10. Diagrama del controlador de fuerza del robot de rehabilitación UHP.	116
4.11. Diagrama del controlador de posición del robot de rehabilitación UHP.	120
4.12. Diagrama del controlador del ángulo de rotación de los motores.	121
4.13. Diagrama del controlador de posición optimizado del robot de rehabilitación UHP.	122
4.14. Diagrama del controlador de seguimiento para robots de rehabilitación.	123
5.1. Diagrama de ejecución de robots de rehabilitación.	126
5.2. Descripción de los movimientos del juego <i>Descubriendo la imagen</i>	128
5.3. Descripción de los indicadores visuales del juego <i>Descubriendo la imagen</i>	128
5.4. Descripción de los movimientos del juego <i>La Cruz</i>	129
5.5. Descripción de los indicadores visuales del juego <i>La Cruz</i>	130
5.6. Arquitectura del sistema de control y ejecución.	131
5.7. Distribución de tareas del sistema de control y ejecución.	132
5.8. Instrumento Virtual VI del Host.	133
5.9. Respuesta del controlador de fuerza al bloquear la posición del pantógrafo.	136
5.10. Respuesta del controlador de fuerza al interactuar con un usuario en la configuración mecánica ARM.	137

5.11. Respuesta del controlador de fuerza al interactuar con un usuario en la configuración mecánica WRIST.	138
5.12. Respuesta del controlador de fuerza con consigna variable en la configuración mecánica ARM.	139
5.13. Respuesta del controlador de fuerza con consigna variable en la configuración mecánica WRIST.	139
5.14. Respuesta del controlador de impedancia con diferentes K_d en la configuración mecánica ARM.	142
5.15. Respuesta del controlador de impedancia con diferentes K_d en la configuración mecánica WRIST.	142
5.16. Respuesta del controlador de posición sin perturbaciones externas en la configuración mecánica ARM.	144
5.17. Respuesta del controlador de posición sin perturbaciones externas en la configuración mecánica WRIST.	144
5.18. Respuesta del controlador de posición con usuario en la configuración mecánica ARM.	145
5.19. Respuesta del controlador de posición con usuario en la configuración mecánica WRIST.	146
5.20. Validación del modo pasivo en la configuración mecánica WRIST.	149
5.21. Validación del modo asistido-pasivo en la configuración mecánica ARM.	150
5.22. Validación del modo activo-asistido-pasivo en la configuración mecánica ARM.	152
5.23. Validación del modo activo-pasivo en la configuración mecánica WRIST.	153
5.24. Validación del modo corrector progresivo en la configuración mecánica ARM.	155
5.25. Validación del modo resistido adaptativo en la configuración WRSIT.	156
5.26. Validación del modo fuerzas aleatorias con periodo variable en la configuración mecánica WRIST.	158
5.27. Validación del modo amplificación del error de movimiento en la configuración mecánica ARM.	159
5.28. Validación del modo paro del dispositivo con región variable en la configuración mecánica ARM.	161
5.29. Restricciones físicas de los movimientos del hombro y del codo.	164
5.30. El juego <i>Descubriendo la imagen</i> mejorado.	165
5.31. Caja para proteger la IMU y adecuarla al cuerpo.	167
5.32. Resultados del ensayo <i>aprendizaje del juego</i> de dos participantes.	171
5.33. La fuerza del punto de contacto con y sin restricciones con el <i>participante C</i>	173
5.34. La fuerza del punto de contacto con y sin restricciones con el <i>participante D</i>	174
5.35. Posición del punto de contacto con y sin restricciones con el <i>participante C</i>	175
5.36. Posición del punto de contacto con y sin restricciones con el <i>participante D</i>	175

- [1] Aliakbar Alamdari and Venkat Krovi. Parallel Articulated cable exercise robot (PACER): Novel home-based cable-driven Parallel platform robot for Upper Limb Neuro-Rehabilitation. *International Design Engineering Technical Conferences & Computers and Information in Engineering Conference*, pages 1–10, 2015. [21](#), [22](#), [194](#)
- [2] Maria Almenara, Marco Cempini, Cristina Gómez, Mario Cortese, Cristina Martín, Josep Medina, Nicola Vitiello, and Eloy Opisso. Usability test of a hand exoskeleton for activities of daily living: an example of user-centered design. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 3107:1–13, 2015. [11](#)
- [3] H. Amini, V. Dabbagh, S. M. Rezaei, M. Zareinejad, N. A. Mardi, and Ahmed A. D. Sarhan. Robust control-based linear bilateral teleoperation system without force sensor. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, 37(2):579–587, 2015. [6](#), [42](#)
- [4] Farshid Amirabdollahian, Rui Loureiro, Elizabeth Gradwell, Christine Collin, William Harwin, and Garth Johnson. Multivariate analysis of the Fugl-Meyer outcome measures assessing the effectiveness of GENTLE/S robot-mediated stroke therapy. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 4:4:1–16, 2007. [20](#), [21](#), [27](#), [32](#), [33](#), [194](#)
- [5] Khairul Anam and Adel Ali Al-Jumaily. Active Exoskeleton Control Systems: State of the Art. *International Symposium on Robotics and Intelligent Sensors*, 41:988–994, 2012. [22](#)
- [6] Mahdieh Babaiasl, Seyyed Hamed Mahdioun, Poorya Jaryani, and Mojtaba Yazdani. A review of technological and clinical aspects of robot-aided rehabilitation of upper-extremity after stroke. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, pages 1–18, 2015. [6](#), [13](#), [17](#)
- [7] Jing Bai, Aiguo Song, Baoguo Xu, Jieyan Nie, and Huijun Li. A Novel Human-Robot Cooperative Method for Upper Extremity Rehabilitation. *International Journal of Social Robotics*, pages 1–11, 2017. [6](#), [27](#), [41](#), [42](#), [44](#)

- [8] Sivakumar Balasubramanian and Jiping He. Adaptive control of a wearable exoskeleton for upper-extremity neurorehabilitation. *Applied Bionics and Biomechanics*, 9(1):99–115, 2012. [40](#), [44](#)
- [9] Sivakumar Balasubramanian, H. Ruihua Wei, Mike Perez, Ben Shepard, Edward Koeneman, James Koeneman, and Jiping He. Rupert: An exoskeleton robot for assisting rehabilitation of arm functions. *Virtual Rehabilitation*, pages 163–167, 2008. [27](#)
- [10] Sj Ball, Ie Brown, and Sh Scott. Designing a robotic exoskeleton for shoulder complex rehabilitation. *Canadian Medical and Biological Engineering Conference*, pages 3–6, 2007. [27](#)
- [11] Stephen J. Ball, Ian E. Brown, and Stephen H. Scott. A planar 3DOF robotic exoskeleton for rehabilitation and assessment. *Annual International Conference of Engineering in Medicine and Biology*, pages 4024–4027, 2007. [27](#)
- [12] Stephen J Ball, Ian E Brown, and Stephen H Scott. MEDARM: A rehabilitation robot with 5DOF at the shoulder complex. *International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, pages 1–6, 2007. [27](#)
- [13] Angelo Basteris, Sharon M Nijenhuis, Arno Ha Stienen, Jaap H Buurke, Gerdienke B Prange, and Farshid Amirabdollahian. Training modalities in robot-mediated upper limb rehabilitation in stroke: a framework for classification based on a systematic review. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 11(1):111–125, 2014. [29](#), [30](#), [32](#), [33](#), [100](#)
- [14] Ryan A. Beasley. Medical Robots: Current Systems and Research Directions. *Journal of Robotics*, pages 1–14, 2012. [10](#)
- [15] Randall Beer, David Mayhew, Christine Bredfeldt, and Benjamin Bachrach. Technical evaluation of the MACARM: A cable robot for upper limb neurorehabilitation. *Biomedical Robotics and Biomechanics*, pages 942–947, 2008. [22](#), [194](#)
- [16] Federica Bovolenta, Patrizio Sale, Valentina Dall'Armi, Pierina Clerici, and Marco Franceschini. Robot-aided therapy for upper limbs in patients with stroke-related lesions. Brief report of a clinical experience. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 8(1):1–18, 2011. [27](#)
- [17] Elizabeth a. Brackbill, Ying Mao, Sunil K. Agrawal, Madhu Annapragada, and Venkatesh N. Dubey. Dynamics and control of a 4-dof wearable cable-driven upper arm exoskeleton. *International Conference on Robotics and Automation*, pages 2300–2305, 2009. [27](#)

- [18] Jacob Brackenridge, Lynley V. Bradnam, Sheila Lennon, John J. Costi, and David A. Hobbs. A Review of Rehabilitation Devices to Promote Upper Limb Function Following Stroke. *Neuroscience and Biomedical Engineering*, 4(1):25–42, 2016. [5](#)
- [19] Nancy N. Byl, Gary M. Abrams, Erica Pitsch, Irina Fedulow, Hyunchul Kim, Matt Simkins, Srikantan Nagarajan, and Jacob Rosen. Chronic stroke survivors achieve comparable outcomes following virtual task specific repetitive training guided by a wearable robotic orthosis (UL-EXO7) and actual task specific repetitive training guided by a physical therapist. *Journal of Hand Therapy*, 26(4):343–352, 2013. [22](#), [23](#), [27](#)
- [20] Darwing G. Caldwell, N. G. Tsagarakis, Sophia Kousidou, Nelson Costa, and Ioannis Sarakoglou. "Soft. Exoskeletons for Upper and Lower Body Rehabilitation - Design, Control and Testing. *International Journal of Humanoid Robotics*, 4(3):549–573, 2007. [24](#)
- [21] Craig Carignan, Jonathan Tang, and Stephen Roderick. Development of an exoskeleton haptic interface for virtual task training. *International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 3697–3702, 2009. [27](#), [52](#)
- [22] Craig R. Carignan, Michael P. Naylor, and Stephen N. Roderick. Controlling shoulder impedance in a rehabilitation arm exoskeleton. *International Conference on Robotics and Automation*, pages 2453–2458, 2008. [41](#), [43](#)
- [23] Maura Casadio, Psiche Giannoni, Lorenzo Masia, Pietro Morasso, Giulio Sandini, Vittorio Sanguineti, Valentina Squeri, and Elena Vergaro. Robot therapy of the upper limb in stroke patients: preliminary experiences for the principle-based use of this technology. *Functional neurology*, 24(4):195–202, 2009. [16](#)
- [24] Rafael Cisneros Limón. Modelo Matemático de un Robot Paralelo de Seis Grados de Libertad. *Escuela de Ingeniería y Ciencias Departamento de Computación, Electrónica, Física e Innovación, Universidad de las Américas*, 2006. [51](#)
- [25] Cloud, W. Man amplifiers: Machines that let you carry. *Popular Science*, 187(5):70–73, 1965. [22](#)
- [26] Lucio Colizzi, Antonio Lidonnici, and Loris Pignolo. The ARAMIS project: A concept robot and technical design. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 41(12):1011–1015, 2009. [26](#)
- [27] Roberto Colombo, Irma Sterpi, Alessandra Mazzone, Carmen Delconte, Giuseppe Minuco, and Fabrizio Pisano. Measuring changes of movement dynamics during robot-aided neurorehabilitation of stroke patients. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 18(1):75–85, 2010. [27](#), [31](#), [32](#)

- [28] Adria Colome, Diego Pardo, Guillem Alenya, and Carme Torras. External force estimation during compliant robot manipulation. *International Conference on Robotics and Automation*, pages 3535–3540, 2013. 46
- [29] Zoë Corbyn. Statistics: A growing global burden. *Nature*, 510(7506):S2–S3, 2014. 3
- [30] Fernando Reyes Cortés. *Robótica Control de Robots Manipuladores*. Alfaomega Grupo, 1 edition, 2011. 6, 34
- [31] V. Crocher, A. Sahbani, and G. Morel. Imposing joint kinematic constraints with an upper limb exoskeleton without constraining the end-point motion. *International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 5028–5033, 2010. 41, 43, 108
- [32] Vincent Crocher, Anis Sahbani, Johanna Robertson, Agnès Roby-Brami, and Guillaume Morel. Constraining upper limb synergies of hemiparetic patients using a robotic exoskeleton in the perspective of neuro-rehabilitation. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 20(3):247–257, 2012. 22, 23, 26
- [33] A. G. Dunning and J. L. Herder. A review of assistive devices for arm balancing. *International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 1–6, 2013. 11
- [34] Jeremy L Emken, Raul Benitez, and David J Reinkensmeyer. Human-robot cooperative movement training: Learning a novel sensory motor transformation during walking with robotic assistance-as-needed. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 4(1:8):1–16, 2007. 33
- [35] Ahmetcan Erdogan, Besir Celebi, Aykut Cihan Satıcı, and Volkan Patoglu. Assist On-Ankle: a reconfigurable ankle exoskeleton with series-elastic actuation. *Autonomous Robots*, 41(3):743–758, mar 2017. 21
- [36] S Etedali, H A Talebi, and A Doust Mohammadi. A robust force observer for robot manipulators subjected to external disturbance. *International Conference on Robotics and Mechatronics*, pages 539–544, 2015. 6, 42
- [37] Gabor Fazekas, Monika Horvath, Tibor Troznai, and Andras Toth. Robot-mediated upper limb physiotherapy for patients with spastic hemiparesis: A preliminary study. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 39(7):580–582, 2007. 31
- [38] FEI Federación Española de Ictus. [http:// www.ictusfederacion.es/](http://www.ictusfederacion.es/), 2016. 3
- [39] Valery L. Feigin, Mohammad H. Forouzanfar, Rita Krishnamurthi, George a. Mensah, Myles Connor, Derrick a. Bennett, Andrew E. Moran, Ralph L. Sacco, Laurie Anderson, Thomas Truelsen, Martin O’Donnell, Narayanaswamy Venketasubramanian, Suzanne Barker-Collo, Carlene M M Lawes, Wenzhi Wang, Yukito Shinohara,

- Emma Witt, Majid Ezzati, and Mohsen Naghavi. Global and regional burden of stroke during 1990-2010: Findings from the Global Burden of Disease Study 2010. *The Lancet*, 383(9913):245–255, 2014. 3
- [40] Kyle D. Fitle, Ali Utku Pehlivan, and Marcia K. O'Malley. A robotic exoskeleton for rehabilitation and assessment of the upper limb following incomplete spinal cord injury. *International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 4960–4966, 2015. 27
- [41] Antonio Frisoli, Carmelo Chisari, Edoardo Sotgiu, Caterina Procopio, Marco Fontana, Bruno Rossi, and Massimo Bergamasco. Rehabilitation Training and Evaluation with the L-EXOS in Chronic Stroke. *Impact Analysis of Solutions for Chronic Disease Prevention and Management*, 7251:242–245, 2012. 31, 32
- [42] Antonio Frisoli, Fabio Salsedo, Massimo Bergamasco, Bruno Rossi, and Maria C. Carboncini. A force-feedback exoskeleton for upper-limb rehabilitation in virtual reality. *Applied Bionics and Biomechanics*, 6(2):115–126, 2009. 27, 41, 42, 43, 52
- [43] Junji Furusho and Takehito Kikuchi. A 3-D Rehabilitation System for Upper Limbs.^{EMUL}", and a 6-DOF Rehabilitation System^{Robotherapist}", and Other Rehabilitation System with High Safety. *Rehabilitation Robotics*, pages 648–671, 2007. 27
- [44] Junji Furusho, Takehito Kikuchi, Kunihiro Oda, Yuuki Ohyama, Tomoko Morita, Naoto Shichi, Ying Jin, and Akio Inoue. A 6-DOF rehabilitation support system for upper limbs including wrists robotherapist with physical therapy. *International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 304–309, 2007. 20, 27
- [45] Junji Furusho, Ken'ichi Koyanagi, Yusuke Imada, Yuki Fujii, Kazuhiko Nakanishi, Kazuhisa Domen, Koichi Miyakoshi, Ushio Ryu, and Shigekazu Takenaka. A 3-D rehabilitation system for upper limbs developed in a 5-year NEDO project and its clinical testing. *International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 53–56, 2005. 20, 27
- [46] P Garrec, J P Friconeau, Y Méasson, and Y Perrot. ABLE, an innovative transparent exoskeleton for the upper-limb. *International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 1483–1488, 2008. 26
- [47] Marco Germanotta, Gessica Vasco, Maurizio Petrarca, Stefano Rossi, Sacha Carniel, Enrico Bertini, Paolo Cappa, and Enrico Castelli. Robotic and clinical evaluation of upper limb motor performance in patients with Friedreich Ataxia: an observational study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 12(41):1–13, 2015. 96, 146

- [48] R. A. R. C. Gopura, D. S V Bandara, Kazuo Kiguchi, and G. K I Mann. Developments in hardware systems of active upper-limb exoskeleton robots: A review. *Robotics and Autonomous Systems*, 75:203–220, 2016. [10](#), [13](#)
- [49] R. A. R. C. Gopura, Kazuo Kiguchi, and Yang Li. SUEFUL-7: A 7DOF upper-limb exoskeleton robot with muscle-model-oriented EMG-based control. *International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 1126–1131, 2009. [27](#), [41](#), [44](#)
- [50] Malin Gunasekara, Ruwan Gopura, and Sanath Jayawardena. 6-REXOS: Upper Limb Exoskeleton Robot with Improved pHRI. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, pages 1–13, 2015. [28](#)
- [51] Shuxiang Guo and Yuye Hu. An EMG-based Muscle Force Evaluation Method Using Approximate Entropy. *International Conference on Mechatronics and Automation*, pages 1197–1202, 2016. [43](#)
- [52] Shuxiang Guo, Wu Zhang, Wei Wei, Jian Guo, Yuehui Ji, and Yunliang Wang. A kinematic model of an upper limb rehabilitation robot system. *International Conference on Mechatronics and Automation*, pages 968–973, 2013. [52](#)
- [53] A. Gupta, M. K. O'Malley, V. Patoglu, and C. Burgar. Design, Control and Performance of RiceWrist: A Force Feedback Wrist Exoskeleton for Rehabilitation and Training. *The International Journal of Robotics Research*, 27(2):233–251, 2008. [27](#)
- [54] Abhishek Gupta and Marcia K. O'Malley. Design of a haptic arm exoskeleton for training and rehabilitation. *Mechatronics*, 11(3):280–289, 2006. [27](#)
- [55] William S. Harwin, James L Patton, and V Reggie Edgerton. Challenges and opportunities for robot-mediated neurorehabilitation. *Proceedings of the IEEE*, 94(9):1717–1726, 2006. [2](#)
- [56] Leigh R. Hochberg, Daniel Bacher, Beata Jarosiewicz, Nicolas Y. Masse, John D. Simeral, Joern Vogel, Sami Haddadin, Jie Liu, Sydney S. Cash, Patrick van der Smagt, and John P. Donoghue. Reach and grasp by people with tetraplegia using a neurally controlled robotic arm. *Nature*, 485(7398):372–375, 2012. [11](#), [194](#)
- [57] N. Hogan, H.I. Krebs, J. Charnnarong, P. Srikrishna, and A. Sharon. MIT-MANUS: a workstation for manual therapy and training. I. *International Workshop on Robot and Human Communication*, pages 161–165, 1992. [20](#), [27](#), [194](#)
- [58] Neville Hogan. Impedance Control: An Approach to Manipulation. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 107(1), 1985. [6](#), [35](#), [37](#)

- [59] S.J. Housman, Vu Le Vu Le, T. Rahman, R.J. Sanchez, and D.J. Reinkensmeyer. Arm-Training with T-WREX After Chronic Stroke: Preliminary Results of a Randomized Controlled Trial. *International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 562–568, 2007. [16](#), [23](#), [27](#), [31](#), [32](#)
- [60] Jian Huang, Xikai Tu, and Jiping He. Design and Evaluation of the RUPERT Wearable Upper Extremity Exoskeleton Robot for Clinical and In-Home Therapies. *Systems, Man, and Cybernetics: Systems*, 46(7):926–935, 2016. [16](#), [22](#), [23](#), [44](#)
- [61] Marco Iosa, Giovanni Morone, Andrea Cherubini, and Stefano Paolucci. The Three Laws of Neurorobotics: A Review on What Neurorehabilitation Robots Should Do for Patients and Clinicians. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 36(1):1–11, 2016. [162](#)
- [62] Sidharth Iyer. *Modeling and Testing of a Series Elastic Actuator with Controllable Damping*. PhD thesis, Worcester Polytechnic Institute, 2012. [25](#)
- [63] Theo Jacobs and Virk Gurvinder Singh. ISO 13482 “The new safety standard for personal care robots. *International Symposium on Robotics*, pages 698–703, 2014. [18](#)
- [64] Jaeco Orthopedic. <http://jaecoorthopedic.com/>, 2016. [11](#), [194](#)
- [65] Prashant K Jamwal, Shahid Hussain, and Sheng Q Xie. Review on design and control aspects of ankle rehabilitation robots. *Disability and Rehabilitation. Assistive technology*, 10(2):1–9, 2013. [5](#)
- [66] Nathanaël Jarrassé, Tommaso Proietti, Vincent Crocher, Johanna Robertson, Anis Sahbani, Guillaume Morel, and Agnès Roby-Brami. Robotic Exoskeletons: A Perspective for the Rehabilitation of Arm Coordination in Stroke Patients. *Frontiers in Human Neuroscience*, 8 (947):1–13, 2014. [6](#), [99](#)
- [67] Madden J.D.W, Vandesteeg N.A, Anquetil P.A, John D W Madden, Nathan A. Vandesteeg, Patrick A. Anquetil, Peter G A Madden, Arash Takshi, Rachel Z Pytel, Serge R Lafontaine, Paul A. Wieringa, and Ian W Hunter. Artificial muscle technology: Physical principles and Naval prospects. *IEEE J. Oceanic Eng*, 29(3):706–728, 2004. [25](#)
- [68] Xavier Jiménez Fàbrega, José Luis Espila Etxeberria, and Jacinto Gallardo Mena. Códigos de activación : pasado , presente y futuro en España. *Emergencias*, pages 311–318, 2011. [3](#)
- [69] G R Johnson, D a Carus, G Parrini, S Scattareggia Marchese, and R Valeggi. The design of a five-degree-of-freedom powered orthosis for the upper limb. *Journal of engineering in medicine*, 215(3):275–284, 2001. [16](#), [27](#), [43](#)

- [70] Leonard E Kahn, Peter S Lum, W Zev Rymer, and David J Reinkensmeyer. Robot-assisted movement training for the stroke-impaired arm: Does it matter what the robot does? *Journal of rehabilitation research and development*, 43(5):619–630, 2006. [26](#), [32](#), [33](#), [34](#), [43](#)
- [71] Urs Keller, Sabine Schölch, Urs Albisser, Claudia Rudhe, Armin Curt, Robert Riener, and Verena Klamroth-Marganska. Robot-Assisted Arm Assessments in Spinal Cord Injured Patients: A Consideration of Concept Study. *PLOS ONE*, 10(5), 2015. [15](#), [27](#)
- [72] K. Kiguchi and T. Fukuda. A 3 DOF exoskeleton for upper limb motion assist: consideration of the effect of bi-articular muscles. *International Conference on Robotics and Automation*, 3:2424–2429, 2004. [27](#)
- [73] Kazuo Kiguchi and Yoshiaki Hayashi. An EMG-based control for an upper-limb power-assist exoskeleton robot. *Systems, Man, and Cybernetics*, 42(4):1064–1071, 2012. [6](#), [27](#), [41](#), [42](#), [43](#)
- [74] J. Klein, S. J. Spencer, J. Allington, K. Minakata, E. T. Wolbrecht, R. Smith, J. E. Bobrow, and D. J. Reinkensmeyer. Biomimetic orthosis for the neurorehabilitation of the elbow and shoulder (BONES). *International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, pages 535–541, 2008. [25](#), [27](#)
- [75] Kyoungchul Kong, Joonbum Bae, and Masayoshi Tomizuka. Control of rotary series elastic actuator for ideal force-mode actuation in human-robot interaction applications. *Mechatronics*, 14(1):105–118, 2009. [25](#)
- [76] S Kousidou, N Tsagarakis, D G Caldwell, and C Smith. Assistive exoskeleton for task based physiotherapy in 3-dimensional space. *International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, pages 266–271, 2006. [27](#), [41](#), [43](#), [44](#)
- [77] S Kousidou, N. G. Tsagarakis, C Smith, and D G Caldwell. Task-orientated biofeedback system for the rehabilitation of the upper limb. *International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 376–384, 2007. [25](#), [27](#)
- [78] Hermano I Krebs, Mark Ferraro, Stephen P Buerger, Miranda J Newbery, Antonio Makiyama, Michael Sandmann, Daniel Lynch, Bruce T Volpe, and Neville Hogan. Rehabilitation robotics: pilot trial of a spatial extension for MIT-Manus. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 1 (5):1–15, 2004. [19](#), [43](#)
- [79] Hermano Igo Krebs, James Celestino, Dustin Williams, Mark Ferraro, Bruce Volpe, and Neville Hogan. A Wrist Extension for MIT-MANUS. *Advances in Rehabilitation Robotics*, 306:377–390, 2004. [27](#)

- [80] Hermano Igo Krebs, Neville Hogan, Mindy L. Aisen, and Bruce T. Volpe. Robot-Aided Neurorehabilitation. *National Institutes of Health*, 29(6):997–1003, 2012. [31](#), [32](#)
- [81] R.Q. Lammertse. HapticMaster a generic force controlled robot for human interaction. *Industrial Robot: An International Journal*, 30(6):515–524, 2003. [20](#), [27](#), [43](#)
- [82] D.A. Lawrence. Impedance control stability properties in common implementations. *International Conference on Robotics and Automation*, pages 1185–1190, 1988. [37](#)
- [83] Frank L. Lewis, Darren M. Dawson, and Chaouki T. Abdallah. *Robot Manipulator Control Theory and Practice*. Marcel Dekke, New York, second edition, 2004. [35](#)
- [84] Hao-ying Li, Li-yu Chien, Heng-yi Hong, Shang-heh Pan, Chi-lun Chiao, Hung-wen Chen, Li-chen Fu, and Jin-shin Lai. Active control with force sensor and shoulder circumduction implemented on exoskeleton robot NTUH-II. *International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 2406–2411, 2016. [27](#)
- [85] C.-H. Lin, W.-M. Lien, W.-W. Wang, S.-H. Chen, C.-H. Lo, S.-Y. Lin, L.-C. Fu, and J.-S. Lai. NTUH-II robot arm with dynamic torque gain adjustment method for frozen shoulder rehabilitation. *International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 3555–3560, 2014. [16](#), [27](#), [52](#)
- [86] Magnus Linderöth, Andreas Stolt, Anders Robertsson, and Rolf Johansson. Robotic force estimation using motor torques and modeling of low velocity friction disturbances. *International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 3550–3556, 2013. [46](#)
- [87] Albert C Lo, Peter D Guarino, Lorie G Richards, Jodie K Haselkorn, George F Wittenberg, Daniel G Federman, Robert J Ringer, Todd H Wagner, Hermano I Krebs, Bruce T Volpe, Christopher T Bever, Dawn M Bravata, Pamela W Duncan, Barbara H Corn, Alysia D Maffucci, Stephen E Nadeau, Susan S Conroy, Janet M Powell, Grant D Huang, and Peter Peduzzi. Robot-Assisted Therapy for Long-Term Upper-Limb Impairment after Stroke. *New England Journal of Medicine*, 362(19):1772–1783, 2010. [15](#)
- [88] Chia-Lun Lo and Hsiao-Ting Tseng. Predicting rehabilitation treatment helpfulness to stroke patients: A supervised learning approach. *Artificial Intelligence Research*, 6(2):1, 2017. [1](#), [2](#)
- [89] Claudio Loconsole, Stefano Dettori, Antonio Frisoli, Carlo Alberto Avizzano, and Massimo Bergamasco. An EMG-based approach for on-line predicted torque control in robotic-assisted rehabilitation. *Haptics Symposium*, pages 181–186, 2014. [42](#)

- [90] Rui Loureiro, Farshid Amirabdollahian, Michael Topping, Bart Driessen, and William Harwin. Upper limb robot mediated stroke therapy - GENTLE/s approach. *Autonomous Robots*, 15(1):35–51, 2003. [27](#)
- [91] Rui C V Loureiro, William S. Harwin, Kiyoshi Nagai, and Michelle Johnson. Advances in upper limb stroke rehabilitation: a technology push. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 49(10):1103–1118, 2011. [16](#)
- [92] Peter S. Lum, Charles G. Burgar, Peggy C. Shor, Matra Majmundar, and Machiel Van der Loos. Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(7):952–959, 2002. [5](#)
- [93] Peter S. Lum, Charles G. Burgar, Peggy C. Shor, Matra Majmundar, and Machiel Van der Loos. Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(7):952–959, 2002. [27](#)
- [94] Peter S. Lum, Charles G. Burgar, Machiel Van Der Loos, Peggy C. Shor, Matra Majmundar, and Ruth Yap. The MIME robotic system for upper-limb neurorehabilitation: Results from a clinical trial in subacute stroke. *International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2005:511–514, 2005. [15](#)
- [95] Peter S Lum, Charles G Burgar, Machiel Van der Loos, Peggy C Shor, Matra Majmundar, and Ruth Yap. MIME robotic device for upper-limb neurorehabilitation in subacute stroke subjects: A follow-up study. *Journal of rehabilitation research and development*, 43(5):631–642, 2006. [17](#), [19](#), [20](#), [27](#), [32](#), [33](#), [42](#), [43](#), [194](#)
- [96] Paweł Maciejasz, Jörg Eschweiler, Kurt Gerlach-Hahn, Arne Jansen-Troy, and Steffen Leonhardt. A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 11:3(1):1–29, 2014. [15](#), [16](#), [43](#)
- [97] Ying Mao and Sunil Kumar Agrawal. Design of a cable-driven arm exoskeleton (CAREX) for neural rehabilitation. *Robotics*, 28(4):922–931, 2012. [40](#)
- [98] Ying Mao, Xin Jin, Geetanjali Gera Dutta, John P Scholz, and Sunil K Agrawal. Human Movement Training with a Cable Driven ARm EXoskeleton (CAREX). *Neural systems and rehabilitation engineering, Engineering in Medicine and Biology Society*, 4320(1):1–9, 2014. [23](#), [27](#), [43](#), [52](#)
- [99] Laura Marchal-Crespo and David J Reinkensmeyer. Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 6 (20):1–15, 2009. [31](#), [34](#), [100](#)

- [100] John A. Martinez, Paul Ng, Son Lu, McKenzie S. Campagna, and Ozkan Celik. Design of Wrist Gimbal: A forearm and wrist exoskeleton for stroke rehabilitation. *International Conference on Rehabilitation Robotics*, 7(1):1–6, 2013. [28](#)
- [101] Stefano Masiero, Andrea Celia, Giulio Rosati, and Mario Armani. Robotic-Assisted Rehabilitation of the Upper Limb After Acute Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(2):142–149, 2007. [21](#), [27](#), [31](#)
- [102] David Mayhew, Benjamin Bachrach, W. Zev Rymer, and Randall F. Beer. Development of the MACARM - A novel cable robot for upper limb neurorehabilitation. *International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 299–302, 2005. [21](#), [27](#)
- [103] Wei Meng, Quan Liu, Zude Zhou, Qingsong Ai, Bo Sheng, and Shengquan (Shane) Xie. Recent development of mechanisms and control strategies for robot-assisted lower limb rehabilitation. *Mechatronics*, 31:132–145, 2015. [5](#)
- [104] S. Micera, M. C. Carrozza, E. Guglielmelli, G. Cappiello, F. Zaccone, C. Freschi, R. Colombo, A. Mazzone, C. Delconte, F. Pisano, G. Minuco, and P. Dario. A simple robotic system for neurorehabilitation. *Autonomous Robots*, 19(3):271–284, 2005. [27](#), [41](#), [43](#)
- [105] Matjaž Mihelj, Janez Podobnik, and Marko Munih. HEnRiE - Haptic environment for reaching and grasping exercise. *International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*, pages 907–912, 2008. [20](#), [27](#), [43](#)
- [106] Marie-Hélène Milot, Steven J Spencer, Vicky Chan, James P Allington, Julius Klein, Cathy Chou, James E Bobrow, Steven C Cramer, and David J Reinkensmeyer. A crossover pilot study evaluating the functional outcomes of two different types of robotic movement training in chronic stroke survivors using the arm exoskeleton BONES. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 10:112, 2013. [27](#)
- [107] Alberto Montagner, Antonio Frisoli, Luigi Borelli, Caterina Procopio, Massimo Bergamasco, Maria C. Carboncini, and Bruno Rossi. A pilot clinical study on robotic assisted rehabilitation in VR with an arm exoskeleton device. *Virtual Rehabilitation*, pages 57–64, 2007. [27](#)
- [108] Ricardo Morales, Francisco Javier Badesa, Nicolás García-Aracil, José María Sabater, and Carlos Pérez-Vidal. Pneumatic robotic systems for upper limb rehabilitation. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 49(10):1145–1156, 2011. [24](#)
- [109] Sayyed Mostafa Mostafavi, Sean P. Dukelow, Stephen H. Scott, and Parvin Mousavi. Hierarchical Task Ordering for Time Reduction on KINARM Assessment Protocol. *International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 2517–2520, 2014. [19](#), [23](#), [27](#)

- [110] National Instruments. <http://www.ni.com/compactrio/esa/>, 2017. 127, 131
- [111] Tobias Nef, Matjaz Mihelj, Gery Colombo, and Robert Riener. ARMin - Robot for rehabilitation of the upper extremities. *International Conference on Robotics and Automation*, pages 3152–3157, 2006. 41, 43
- [112] Tobias Nef, Matjaz Mihelj, Gabriela Kiefer, Christina Perndl, Roland Müller, and Robert Riener. ARMin - Exoskeleton for arm therapy in stroke patients. *International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 68–74, 2007. 27
- [113] Roger Newport. Ventajas de la rehabilitación asistida mediante robot en la recuperación de las funciones motriz y visuoespacial en pacientes en fase de recuperación de un accidente cerebrovascular. *Revista Española de Geriátria y Gerontología*, 41(2):66–73, 2006. 5
- [114] Hoi B. Nguyen and Peter S. Lum. Compensation for the intrinsic dynamics of the InMotion2 robot. *Journal of Neuroscience Methods*, 214(1):15–20, 2013. 16, 27, 52
- [115] Nurdiana Nordin, Sheng-quan Xie, and Burkhard Wünsche. Assessment of movement quality in robot- assisted upper limb rehabilitation after stroke: a review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11:137(1):1–23, 2014. 5, 6, 15
- [116] Nahid Norouzi-Gheidari, Philippe S Archambault, and Joyce Fung. Effects of robot-assisted therapy on stroke rehabilitation in upper limbs: Systematic review and meta-analysis of the literature. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 49(4):479–495, 2012. 5
- [117] Antonio C Gil Nuñez, Jose A Egido, José Larroacochea, and Bicolos Vila. El ictus: que es, como se previene y tratar. *Grupo de Estudio de Enfermedades Cerebrovasculares de Kas Sociedad Española de Neurología*, 2010. 1, 3
- [118] Jakob Oblak, Imre Cikajlo, and Zlatko Matjacic. Universal haptic drive: A robot for arm and wrist rehabilitation. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 18(3):293–302, 2010. 54, 84, 86, 90, 135
- [119] Jakob Oblak and Zlatko Matjačić. Design of a series visco-elastic actuator for multi-purpose rehabilitation haptic device. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 8 (3):1–13, 2011. 53, 57
- [120] Cristóbal Ochoa Luna, Mohammad Habibur Rahman, Maarouf Saad, Philippe Archambault, and Wen-Hong Zhu. Virtual decomposition control of an exoskeleton robot arm. *Robotica*, 34(07):1587–1609, 2016. 43, 52, 96
- [121] OMS Organización Mundial de Salud (WHO World Health Organization). <http://www.who.int/es/>, 2016. 3

- [122] Alexander Otten, Carsten Voort, Arno Stienen, Ronald Aarts, Edwin van Asseldonk, and Herman van der Kooij. LIMPACT: A Hydraulically Powered Self-Aligning Upper Limb Exoskeleton. *Mechatronics*, pages 1–14, 2015. [25](#), [27](#), [43](#)
- [123] Hyung Soon Park, Yupeng Ren, and Li Qun Zhang. IntelliArm: An exoskeleton for diagnosis and treatment of patients with neurological impairments. *Biennial International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, pages 109–114, 2008. [41](#), [43](#)
- [124] James L. Patton, Mary Ellen Stoykov, Mark Kovic, and Ferdinando a. Mussa-Ivaldi. Evaluation of robotic training forces that either enhance or reduce error in chronic hemiparetic stroke survivors. *Experimental Brain Research*, 168(3):368–383, 2006. [33](#), [34](#)
- [125] Alessandra Pedrocchi, Simona Ferrante, Emilia Ambrosini, Marta Gandolla, Claudia Casellato, Thomas Schauer, Christian Klauer, Javier Pascual, Carmen Vidaurre, Margit Gföhler, Werner Reichenfelser, Jakob Karner, Silvestro Micera, Andrea Crema, Franco Molteni, Mauro Rossini, Giovanna Palumbo, Eleonora Guanziroli, Andreas Jedlitschka, Marco Hack, Maria Bulgheroni, Enrico D’Amico, Peter Schenk, Sven Zwicker, Alexander Duschau-Wicke, Justinas Miseikis, Lina Graber, and Giancarlo Ferrigno. MUNDUS project: MULTimodal Neuroprosthesis for daily Upper limb Support. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 10:66, 2013. [16](#), [27](#)
- [126] Ali Utku Pehlivan, Sangyoon Lee, and Marcia K. O’Malley. Mechanical design of RiceWrist-S: A forearm-wrist exoskeleton for stroke and spinal cord injury rehabilitation. *Biomedical Robotics and Biomechatronics*, pages 1573–1578, 2012. [23](#)
- [127] Rodrigo Pérez Rodríguez. *Metodologías de modelado, monitorización y asistencia robótica en neurorrehabilitación funcional de extremidad superior*. PhD thesis, Universidad Politécnica de Madrid, 2012. [2](#)
- [128] Joel C. Perry, Jakob Oblak, Je H. Jung, Imre Cikajlo, Jan F. Veneman, Nika Goljar, Nataa Bizoviar, Zlatko Matjai, and Thierry Keller. Variable structure pantograph mechanism with spring suspension system for comprehensive upper-limb haptic movement training. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 48(4):317–334, 2011. [53](#), [67](#)
- [129] Joel C Perry, Jacob Rosen, and Stephen Burns. Upper-limb powered exoskeleton design. *Mechatronics*, 12(4):408–417, 2007. [27](#)
- [130] Joel C. Perry, Haritz Zabaleta, Aitor Belloso, and Thierry Keller. ARMassist: A low-cost device for telerehabilitation of post-stroke arm deficits. *International Federation for Medical and Biological Engineering*, 25(9):64–67, 2009. [15](#)

- [131] L Pignolo, G Dolce, G Basta, L F Lucca, S Serra, and W G Sannita. Upper limb rehabilitation after stroke: ARAMIS a robo-mechatronic innovative approach and prototype. *International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*, pages 1410–1414, 2012. [17](#), [22](#), [26](#), [31](#), [42](#), [43](#)
- [132] Elvira Pirondini, Martina Coscia, Simone Marcheschi, Gianluca Roas, Fabio Salsedo, Antonio Frisoli, Massimo Bergamasco, and Silvestro Micera. Evaluation of a New Exoskeleton for Upper Limb Post-stroke Neuro-rehabilitation: Preliminary Results. *Biosystems & Biorobotics*, 7:637–645, 2014. [26](#)
- [133] José L Pons, Rafael Raya, and José González. Emerging Therapies in Neurorehabilitation II. *Biosystems & Biorobotics*, 10:29–64, 2016. [3](#), [16](#)
- [134] G.A. Pratt and M.M. Williamson. Series elastic actuators. *International Conference on Intelligent Robots and Systems. Human Robot Interaction and Cooperative Robots*, pages 399–406, 1995. [24](#), [56](#)
- [135] Tommaso Proietti, Vincent Crocher, Agnes Roby-Brami, and Nathanael Jarrasse. Upper-limb robotic exoskeletons for neurorehabilitation: a review on control strategies. *Biomedical Engineering*, pages 1–12, 2016. [5](#), [6](#), [15](#), [29](#), [31](#), [32](#), [38](#), [40](#), [100](#)
- [136] M. H. Rahman, T. K-Ouimet, M. Saad, J. P. Kenné, and P. S. Archambault. Non-linear control of an upper-limb exoskeleton robot. *International Conference on Electronics, Circuits, and Systems*, pages 772–775, 2011. [27](#)
- [137] M. H. Rahman, M. J. Rahman, O. L. Cristobal, M. Saad, J. P. Kenné, and P. S. Archambault. Development of a whole arm wearable robotic exoskeleton for rehabilitation and to assist upper limb movements. *Robotica*, 33 (01):19–39, 2014. [22](#), [27](#)
- [138] Reha-Stim. <http://www.reha-stim.de/>, 2017. [31](#)
- [139] David J Reinkensmeyer, Julius P A Dewald, and William Zev Rymer. Guidance-based quantification of arm impairment following brain injury: A pilot study. *Rehabilitation Engineering*, 7(1):1–11, 1999. [26](#)
- [140] David J. Reinkensmeyer, Marc a. Maier, Emmanuel Guigon, Vicky Chan, O. Mine Akoner, Eric T. Wolbrecht, Steven C. Cramer, and James E. Bobrow. Do robotic and non-robotic arm movement training drive motor recovery after stroke by a common neural mechanism? Experimental evidence and a computational model. *Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society: Engineering the Future of Biomedicine*, pages 2438–2441, 2009. [25](#), [27](#)

- [141] Yupeng Ren, Hyung Soon Park, and Li Qun Zhang. Developing a whole-arm exoskeleton robot with hand opening and closing mechanism for upper limb stroke rehabilitation. *International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 761–765, 2009. [22](#), [27](#), [31](#)
- [142] Robert Riener, Marco Guidali, Urs Keller, Alexander Duschau-Wicke, Verena Klamroth, and Tobias Nef. Transferring ARMin to the Clinics and Industry. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, 17(1):54–59, 2011. [12](#), [26](#), [194](#)
- [143] E Rocon, J M Belda-Lois, A F Ruiz, M Manto, J C Moreno, and J L Pons. Design and validation of a rehabilitation robotic exoskeleton for tremor assessment and suppression. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15(1):367–378, 2007. [22](#), [28](#), [44](#)
- [144] E. Rocon, J. C. Moreno, a. F. Ruiz, F. Brunetti, J. a. Miranda, and J. L. Pons. Application of inertial sensors in rehabilitation robotics. *International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 145–150, 2007. [42](#)
- [145] E. Rocon, A. F. Ruiz, J. L. Pons, J. M. Belda-Lois, and J. J. Sánchez-Lacuesta. Rehabilitation robotics: A wearable exo-skeleton for tremor assessment and suppression. *International Conference on Robotics and Automation*, pages 2271–2276, 2005. [28](#)
- [146] Stephen N. Roderick and Craig R. Carignan. An approach to designing software safety systems for rehabilitation robots. *International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 252–257, 2005. [27](#)
- [147] Cristina Rodriguez-De-Pablo, Joel C. Perry, Francesca I. Cavallaro, Haritz Zabaleta, and Thierry Keller. Development of computer games for assessment and training in post-stroke arm telerehabilitation. *International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 4571–4574, 2012. [127](#)
- [148] Jinsook Roh, William Z Rymer, Eric J Perreault, Seng Bum Yoo, and Randall F Beer. Alterations in upper limb muscle synergy structure in chronic stroke survivors. *Journal of neurophysiology*, 109(3):768–81, 2013. [27](#)
- [149] Rooks and Brian. The harmonious robot. *Industrial Robot: An International Journal*, 33(2):125–130, 2006. [27](#)
- [150] Giulio Rosati, Paolo Gallina, Stefano Masiero, and Aldo Rossi. Design of a new 5 d.o.f. wire-based robot for rehabilitation. *International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 430–433, 2005. [27](#)
- [151] Giulio Rosati, Riccardo Secoli, Damiano Zanotto, Aldo Rossi, and Giovanni Boschetti. Planar Robotic Systems for Upper-Limb Post-Stroke Rehabilitation. *Biomedical and Biotechnology Engineering*, 2:115–124, 2008. [27](#)

- [152] Giulio Rosati, Damiano Zanotto, Riccardo Secoli, and Aldo Rossi. Design and control of two planar cable-driven robots for upper-limb neurorehabilitation. *International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 560–565, 2009. [21](#), [27](#)
- [153] Emanuele Ruffaldi, Michele Barsotti, Daniele Leonardis, Giulia Bassani, Antonio Frisoli, and Massimo Bergamasco. Evaluating Virtual Embodiment with the ALEX Exoskeleton. *Lecture Notes in Computer Science*, 8618:133–140, 2014. [26](#)
- [154] Javier Arcas Ruiz-Ruano, Joel C. Perry, Cristina Rodríguez-de Pablo, and Thierry Keller. TeleREHA: Online/Offline Web Platform for Telerehabilitation of Post-stroke Arm Impairment. *Converging clinical & engineering research on NR*, 1:255–258, 2013. [127](#)
- [155] Takeshi Sakurada, Toshihiro Kawase, Kouji Takano, Tomoaki Komatsu, and Kenji Kansaku. A BMI-based occupational therapy assist suit: asynchronous control by SSVEP. *Frontiers in Neuroscience*, 7:1–10, 2013. [27](#)
- [156] Patrizio Sale, Valentina Lombardi, and Marco Franceschini. Hand robotics rehabilitation: Feasibility and preliminary results of a robotic treatment in patients with hemiparesis. *Stroke Research and Treatment*, 2012. [31](#)
- [157] R. J. Sanchez, E. Wolbrecht, R. Smith, J. Liu, S. Rao, S. Cramer, T. Rahman, J. E. Bobrow, D. J. Reinkensmeyer, and P. Shah. A pneumatic robot for re-training arm movement after stroke: Rationale and mechanical design. *International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2005:500–504, 2005. [27](#)
- [158] Sanidad. Estrategia en Ictus del Sistema Nacional de Salud . *Ministerio de Sanidad y Política Social*, 2009. [3](#)
- [159] Angel J Santiago-lopez, Candice M Hovell, Hyunjung Lee, and Yongtae Kim. Bio-medical Engineering: Frontier Research and Converging Technologies. *Biosystems & Biorobotics*, 9:293–325, 2016. [10](#), [12](#), [15](#)
- [160] L Sawaki. Use-dependent plasticity of the human motor cortex in health and disease. *Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 24(1):36–39, 2005. [2](#)
- [161] André Schiele and Frans C. T. van der Helm. Kinematic Design to Improve Ergonomics in Human Machine Interaction. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 14(4):456–469, 2006. [27](#)
- [162] Stephen H. Scott. Apparatus for measuring and perturbing shoulder and elbow joint positions and torques during reaching. *Journal of Neuroscience Methods*, 89(2):119–127, 1999. [27](#)

- [163] Bo Sheng, Yanxin Zhang, Wei Meng, Chao Deng, and Shengquan Xie. Bilateral robots for upper-limb stroke rehabilitation: State of the art and future prospects. *Medical Engineering & Physics*, 38(7):587–606, 2016. [2](#), [22](#)
- [164] Bruno Siciliano and Oussama Khatib. Springer Handbook of Robotics. *Cambridge University Press*, pages 1–1627, 2008. [17](#)
- [165] Bruno Siciliano, Lorenzo Sciavicco, Luigi Villani, and Giuseppe Oriolo. Robotics, Modelling, Planning and Control. *Springer*, pages 363–404, 2010. [35](#), [39](#)
- [166] Matt Simkins, Hyuchul Kim, Gary Abrams, Nancy Byl, and Jacob Rosen. Robotic unilateral and bilateral upper-limb movement training for stroke survivors afflicted by chronic hemiparesis. *International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 1–6, 2013. [31](#)
- [167] Massimiliano Solazzi, Mirko Abbrescia, Rocco Vertechy, Claudio Loconsole, Vitoantonio Bevilacqua, and Antonio Frisoli. An interaction torque control improving human force estimation of the rehab-exos exoskeleton. *Haptics Symposium*, pages 187–193, 2014. [16](#), [27](#), [44](#)
- [168] Aiguo Song, Lizheng Pan, Guozheng Xu, and Huijun Li. Adaptive motion control of arm rehabilitation robot based on impedance identification. *Robotica*, 33(09):1–18, 2014. [6](#)
- [169] Zhibin Song, Shuxiang Guo, Muye Pang, and Songyuan Zhang. ULERD-based active training for upper limb rehabilitation. *International Conference on Mechatronics and Automation*, pages 569–574, 2012. [27](#)
- [170] Zhibin Song, Songyuan Zhang, and Baofeng Gao. Implementation of Resistance Training Using an Upper-Limb Exoskeleton Rehabilitation Device for Elbow Joint. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 34(2):188–196, 2013. [23](#), [27](#), [42](#)
- [171] A. H A Stienen, E. E G Hekman, F. C T van der Helm, and Herman van der Kooij. Self-aligning exoskeleton axes through decoupling of joint rotations and translations. *Robotics*, 25(3):628–633, 2009. [19](#), [27](#)
- [172] Arno H. a. Stienen, Edsko E. G. Hekman, Gerdienke B. Prange, Michiel J. a. Jannink, Arthur M. M. Aalsma, Frans C. T. van der Helm, and Herman van der Kooij. Dampace: Design of an Exoskeleton for Force-Coordination Training in Upper-Extremity Rehabilitation. *Journal of Medical Devices*, 3(3):1–10, 2009. [16](#), [25](#), [27](#), [33](#)
- [173] Arno H A Stienen, Edsko E G Hekman, Frans C T Van Der Helm, Gerdienke B. Prange, Michiel J A Jannink, Arthur M M Aalsma, and Herman Der Van Kooij. Dampace: Dynamic force-coordination trainer for the upper extremities. *International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 820–826, 2007. [27](#)

- [174] Thomas G Sugar, Jiping He, Edward J. Koeneman, James B Koeneman, Richard Herman, H Huang, Robert S Schultz, D E Herring, J Wanberg, Sivakumar Balasubramanian, Pete Swenson, and Jeffrey A Ward. Design and control of RUPERT: A device for robotic upper extremity repetitive therapy. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15(1):336–346, 2007. [27](#)
- [175] Takashi Takebayashi, Satoru Amano, Keisuke Hanada, Atsushi Umeji, Kayoko Takahashi, Tetsuo Koyama, and Kazuhisa Domen. Therapeutic Synergism in the Treatment of Post-stroke Arm Paresis Utilizing Botulinum Toxin, Robotic Therapy, and Constraint-induced Movement Therapy. *PM&R*, 6(11):1054–1058, 2014. [16](#), [27](#)
- [176] Amanda G Thrift, Dominique A Cadilhac, Tharshanah Thayabaranathan, George Howard, Virginia J Howard, Peter M Rothwell, and Geoffrey A Donnan. Global stroke statistics. *International Journal of Stroke*, 9:6–18, 2014. [3](#)
- [177] Tijana J. Dimkić Tomić, Andrej M. Savić, Aleksandra S. Vidaković, Sindi Z. Rodić, Milica S. Isaković, Cristina Rodríguez-de Pablo, Thierry Keller, and Ljubica M. Konstantinović. ArmAssist Robotic System versus Matched Conventional Therapy for Poststroke Upper Limb Rehabilitation: A Randomized Clinical Trial. *BioMed Research International*, pages 1–7, 2017. [5](#)
- [178] Andras Toth, Gabor Fazekas, Gusztav Arz, Mihaly Jurak, and Monika Horvath. Passive robotic movement therapy of the spastic hemiparetic arm with REHAROB: Report of the first clinical test and the follow-up system improvement. *International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 127–130, 2005. [6](#), [21](#), [27](#), [44](#), [194](#)
- [179] Duc A. Tran, Marta Pajaro-Blazquez, Jean-Francois Daneault, Jaime G. Gallegos, Jose Pons, Felipe Fregni, Paolo Bonato, and Ross Zafonte. Combining Dopaminergic Facilitation with Robot-Assisted Upper Limb Therapy in Stroke Survivors. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 95(6):459–474, 2016. [5](#)
- [180] Utah Arm. [//www.utaharm.com/](http://www.utaharm.com/), 2016. [10](#), [194](#)
- [181] H.F. Machiel Van der Loos and David J. Reinkensmeyer. Rehabilitation and Health Care Robotics. *Springer Handbook of Robotics*, pages 1223–1251, 2008. [17](#), [18](#)
- [182] Mitchel van Eeden, Caroline M van Heugten, and Silvia Maa Evers. The economic impact of stroke in The Netherlands. *BMC Public Health*, 12(1):122–134, 2012. [3](#)
- [183] Allan Joshua Veale and Shane Quan Xie. Towards compliant and wearable robotic orthoses: A review of current and emerging actuator technologies. *Medical Engineering & Physics*, 38(4):317–325, 2016. [15](#), [16](#), [24](#), [25](#)
- [184] Rocco Vertechy, Antonio Frisoli, Andrea Dettori, Massimiliano Solazzi, and Massimo Bergamasco. Development of a new exoskeleton for upper limb rehabilitation. *International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 188–193, 2009. [27](#)

- [185] Gurvinder S Virk and Stephen Cameron. ISO - IEC standardization efforts in robotics. *Standardized Knowledge Representation and Ontologies for Robotics and Automation*, 2014. [18](#), [96](#), [146](#)
- [186] Hang Wang, Hanghang Qi, Minghui Xu, Yanhua Tang, Jiantao Yao, Xuedong Yan, and Ming Li. Research on the Relationship between Classic Denavit-Hartenberg and Modified Denavit-Hartenberg. *Symposium on Computational Intelligence and Design*, 2:26–29, 2014. [51](#)
- [187] Yu Wen, Jacob Rosen, and Xiaou Li. PID admittance control for an upper limb exoskeleton. *American Control Conference*, pages 1124–1129, 2011. [39](#), [43](#)
- [188] Erik Wernholt and Svante Gunnarsson. Nonlinear Identification of a Physically Parameterized Robot Model. *IFAC*, 39(1):143–148, 2006. [64](#), [84](#)
- [189] Ard J Westerveld, Bernard Johan Aalderink, Wouter Hagedoorn, Martijn Buijze, Alfred C Schouten, and Herman van der Kooij. A Damper Driven Robotic End-Point Manipulator for Functional Rehabilitation Exercises After Stroke. *Biomedical Engineering*, 61(10):2646–2654, 2014. [6](#), [12](#), [17](#), [20](#), [27](#), [41](#), [43](#), [108](#), [194](#)
- [190] Eric T. Wolbrecht, David J. Reinkensmeyer, and James E. Bobrow. Pneumatic Control of Robots for Rehabilitation. *The International Journal of Robotics Research*, 29(1):23–38, 2010. [6](#), [40](#), [44](#)
- [191] Ching-yi Wu, Chieh-Ling Yang, Ming-de Chen, Keh-Chung Lin, and Li-Ling Wu. Unilateral versus bilateral robot-assisted rehabilitation on arm-trunk control and functions post stroke: a randomized controlled trial. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 10(1):35, 2013. [27](#)
- [192] Shane Xie. Advanced Robotics for Medical Rehabilitation. *Springer Tracts in Advanced Robotics*, 108:1–357, 2016. [4](#), [5](#), [19](#), [23](#)
- [193] Tingfang Yan, Marco Cempini, Calogero Maria Oddo, and Nicola Vitiello. Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons. *Robotics and Autonomous Systems*, 64:120–136, 2015. [5](#), [11](#)
- [194] Wen Yu and Jacob Rosen. A novel linear PID controller for an upper limb exoskeleton. *Conference on Decision and Control*, pages 3548–3553, 2010. [27](#)
- [195] Damiano Zanotto, Giulio Rosati, Simone Minto, and Aldo Rossi. Sophia-3: A Semi-adaptive Cable-Driven Rehabilitation Device With a Tilting Working Plane. *Robotics*, pages 1–6, 2014. [6](#), [40](#), [44](#)
- [196] Li Qun Zhang, Hyung Soon Park, and Yupeng Ren. Developing an intelligent robotic arm for stroke rehabilitation. *International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 984–993, 2007. [27](#)

- [197] Mingming Zhang, Jinghui Cao, Guoli Zhu, Qing Miao, Xiangfeng Zeng, and Sheng Q Xie. Reconfigurable workspace and torque capacity of a compliant ankle rehabilitation robot (CARR). *Robotics and Autonomous Systems*, pages 1–12, 2017. [21](#)
- [198] Shou-Han Zhou, Justin Fong, Vincent Crocher, Ying Tan, Denny Oetomo, and Iven Mareels. Learning control in robot-assisted rehabilitation of motor skills â€” a review. *Journal of Control and Decision*, 7706:1–25, 2016. [5](#), [167](#)
- [199] Asier Zubizarreta. Estrategias de Control Avanzado para Robots Paralelos. *Escuela Superior de Ingeniería de Bilbao, Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, Universidad del País Vasco, UPV/EHU*, 2010. [51](#), [52](#)
- [200] Kevin J. Zuo and Jaret L. Olson. The evolution of functional hand replacement: From iron prostheses to hand transplantation. *Canadian Journal of Plastic Surgery*, 22(1):44–51, 2014. [11](#)