

Dispositivo Robótico Multifuncional para la Rehabilitación de las Extremidades Superiores

Aitziber Mancisidor^a, Asier Zubizarreta^a, Itziar Cabanes^{a,*}, Pablo Bengoa^a, Je Hyung Jung^b

^aDepartamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, Escuela de Ingeniería de Bilbao, Universidad del País Vasco (UPV/EHU), Plaza Ing. Torres Quevedo, Bilbao, España.

^bÁrea de Rehabilitación, División de Salud, Tecnalia, Mikeletegi Pasealekua 1-3, Donostia-San Sebastián, España.

Resumen

En este trabajo se presenta un dispositivo de rehabilitación innovador por su flexibilidad y eficiencia denominado Universal Haptic Pantograph (UHP). Este robot, gracias a su estructura multi-configurable permite la rehabilitación del miembro superior con un único dispositivo. Además, se ha diseñado con la habilidad de realizar diferentes tareas asistivas y resistivas, pudiendo así adaptarse al estado de recuperación del paciente. Finalmente, el software Telereha genera un entorno de realidad virtual que facilita la ejecución del ejercicio y aumenta la motivación del paciente. El sistema de control del robot se ha implementado en tiempo real con el fin de garantizar la correcta ejecución de las tareas de rehabilitación. Usando este sistema, se han realizado diferentes ensayos experimentales. Los resultados demuestran que el robot de rehabilitación UHP funciona correctamente con diferentes tareas de rehabilitación, realizando movimientos suaves y seguros que garantizan la seguridad del usuario.

Palabras Clave:

Rehabilitación de las extremidades superiores, Robots de rehabilitación, Tareas asistivas, Tareas resistivas, Control de impedancia, Software de rehabilitación, Implementación, Validación experimental.

Multifunctional robotic device for the rehabilitation of the upper limbs

Abstract

This work presents an innovative rehabilitation device called Universal Haptic Pantograph (UHP). This robot, thanks to its multi-configurable structure allows the rehabilitation of all joints of the upper limb with a single mechanical device. In addition, it has been designed with the ability to perform different assistive and resistive tasks, allowing its adaptation to the recovery status of the patient. Finally, a support software, the Telereha generates a virtual reality environment, facilitating the execution of the exercise, while increasing the motivation of the patient. For the correct execution of the rehabilitation tasks the proposed algorithms have been implemented in real time. Also, different experimental tests have been carried out. Observing the results, it is concluded that the UHP rehabilitation robot works correctly with different rehabilitation tasks.

Keywords:

Upper limb rehabilitation, Rehabilitation robots, Assistive tasks, Resistive tasks, Impedance control, Rehabilitation software, Implementation, Experimental validation.

1. Introducción

Las extremidades superiores son fundamentales para llevar a cabo tareas cotidianas tales como agarrar o mover elementos, siendo su rehabilitación fundamental para mejorar la autonomía

del paciente. Sin embargo, debido a limitaciones temporales, de personal o económicas, los programas de rehabilitación tradicionales priorizan la recuperación de las extremidades inferiores, dedicando pocos o ningún recurso a las extremidades superiores.

*Autor para correspondencia: itziar.cabanes@ehu.eus

Ante esta situación, analizando los progresos obtenidos gracias a la utilización de los robots en otros sectores, en los últimos años, han sido muchas las investigaciones que han centrado su esfuerzo en crear dispositivos robóticos dirigidos hacia la rehabilitación de los miembros superiores (Brackenridge et al., 2016; Babaiasl et al., 2015; Rodríguez-Prunotto et al., 2014).

Los primeros estudios en este área se remontan a la década de los 70, donde se empezó a adaptar los robots serie o de cadena abierta, utilizados con éxito en la industria, a aplicaciones de rehabilitación. Por ejemplo, el MIT-Manus (Hogan et al., 1992), el primer robot de rehabilitación comercializado, se basa en un robot SCARA serie cuyas dimensiones son similares al brazo humano. Otro robot temprano, MIME (Mirror Image Movement Enabler) (Lum et al., 2006; Campolo et al., 2015), se basa en la estructura del robot industrial serie PUMA560 con un agarre para la rehabilitación.

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 de cadena abierta, el elemento terminal presenta un único punto de contacto, lo que imposibilita conocer y controlar la postura exacta de la extremidad y dificulta determinar la fuerza de interacción realizada por cada articulación (Xie, 2016).

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 los robots WAM (Whole Arm Manipulator) (Bai et al., 2017; Rainer Birkenbach et al., 2012), ATD (Active therapeutic device) (Westerveld et al., 2014) o Rotherapist (Furusho et al., 2007). Los avances de las propuestas han permitido realizar los primeros ensayos con pacientes con discapacidad motora comprobando los beneficios de terapias de neurorehabilitación a través de dispositivos robóticos (Tomić et al., 2017; Lledó et al., 2016).

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. Los dispositivos robóticos, dan la facilidad de 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 (Norouzi-Gheidari et al., 2012).

A principios del siglo XXI, y 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. 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 es posible controlar la posición y la fuerza realizada con cada parte del miembro (Sheng et al., 2016).

Los primeros exoesqueletos fueron desarrollados por el

ejército estadounidense para aumentar la fuerza y ampliar la capacidad militar de sus soldados (Cloud, W, 1965). Basados en estos, en 1960 la compañía General Electric construyó dos exoesqueletos robóticos para el manejo de equipos radiactivos (Anam and Al-Jumaily, 2012). Desde entonces, la investigación en exoesqueletos ha crecido de forma exponencial: ETS-MARSE (Ochoa Luna et al., 2016), RUPERT IV (Huang et al., 2016), IntelliArm (Byl et al., 2013), ABLE (Crocher et al., 2012), ARAMIS (Pignolo et al., 2012) o WOTAS (Rocon et al., 2007), son algunos de los muchos exoesqueletos de rehabilitación que se pueden encontrar en la bibliografía.

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 (GDL) 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.

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 (Xie, 2016). La mayoría de los últimos exoesqueletos se centran en los 3 movimientos rotativos del hombro y en el movimiento de flexión/extensión del codo, como es el caso de CAREX (Mao et al., 2014), KINARM (Mostafavi et al., 2014) o ABLE (Crocher et al., 2012). Siendo unos pocos, como ULERD (Song et al., 2013) o MAHI (Pehlivan et al., 2012), los dispositivos robóticos que se centran en los 2 movimientos rotativos de la muñeca y en el movimiento supinación/pronación del antebrazo. 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.

Con el propósito de dar respuesta a las necesidades mencionadas, en este trabajo se emplea el dispositivo robótico Universal Haptic Pantograph (UHP) para la rehabilitación de las extremidades superiores. El UHP es un robot multifuncional y reconfigurable que permite rehabilitar diferentes articulaciones del miembro superior mediante un único dispositivo, lo que simplifica la estructura del robot, al mismo tiempo que reduce los costes de fabricación (Matjacic et al., 2011). Además, por 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.

El resto del artículo se organiza de la siguiente forma. En la sección II, se presenta la estructura mecánica del robot UHP. En la sección III, se proponen las tareas de rehabilitación que debe ejecutar el UHP para su correcto funcionamiento. En la sección IV, se detalla el proceso de implementación del sistema de control para rehabilitación basado en el UHP. En la sección V, se analizan los resultados de los ensayos experimentales del sistema. Por último, en la sección VI, se resumen las ideas más importantes extrayendo las conclusiones finales.

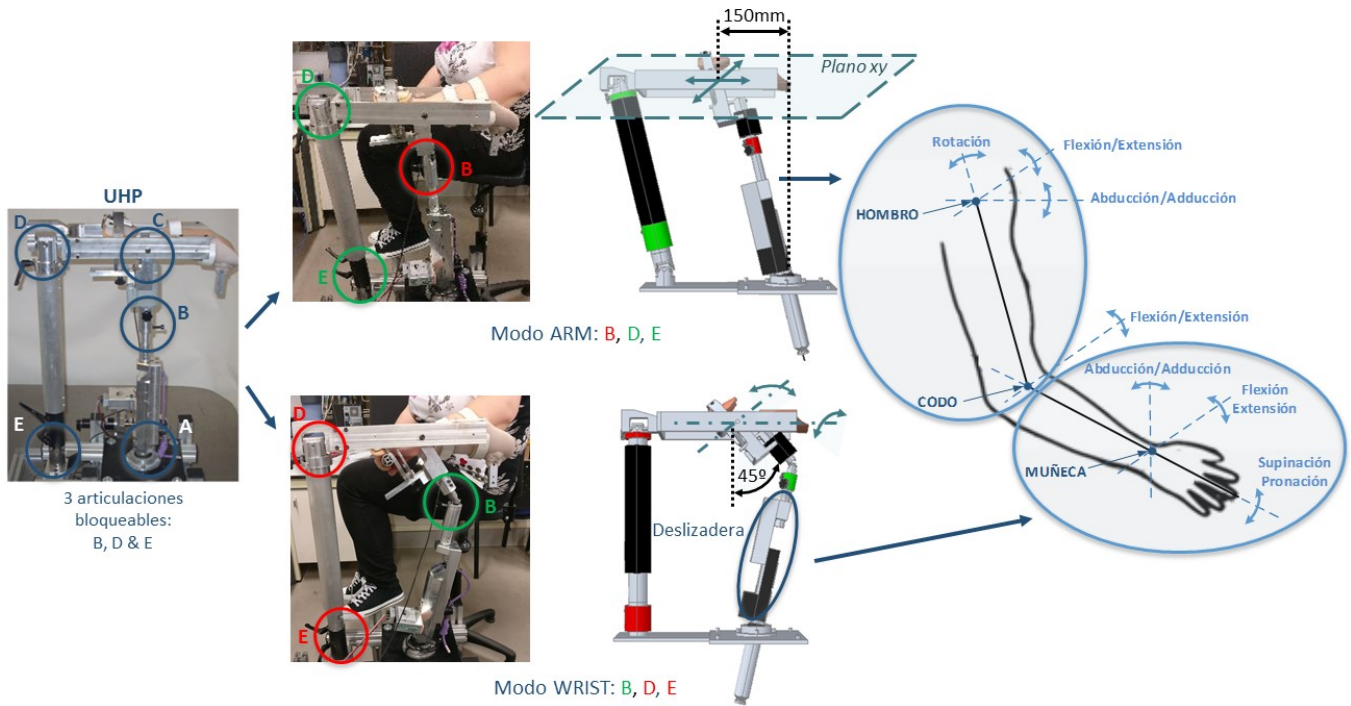


Figura 1: Modos de funcionamiento ARM y WRIST del robot de rehabilitación UHP.

2. El dispositivo robótico multifuncional UHP

El UHP, Universal Haptic Pantograph, es un robot de rehabilitación para el entrenamiento completo de las extremidades superiores (Figura 2). Por tanto, se utiliza para la rehabilitación de hombros, codos y muñecas en personas que sufren discapacidad motora debido a un ataque cerebrovascular o ictus.



Figura 2: El robot de rehabilitación UHP (Universal Haptic Pantograph) sin y con usuario.

Una de sus ventajas principales es la posibilidad de variar su estructura mecánica mediante el uso de tres articulaciones bloqueables/desbloqueables (B, D y E) (Figura 1), lo que permite configurar hasta ocho modos de funcionamiento (Perry et al., 2011). Entre estas ocho configuraciones mecánicas o modos de funcionamiento que posee, en este artículo se detallarán las dos más usadas: los modos ARM (Brazo) y WRIST (Muñeca).

El modo de funcionamiento ARM, gracias a que las articulaciones D y E están desbloqueadas, posibilita al robot realizar movimientos planares que se traducen en ejercicios de flexión/extensión del brazo. Esto permite realizar ejercicios de rehabilitación asociados a los tres movimientos del hombro (rotación, flexión/extensión y abducción/adducción) y el movimiento flexión/extensión del codo. El área de trabajo del robot UHP en modo ARM se define como un círculo de radio 150mm en el plano xy. Por lo que el paciente podrá extender/flexionar su brazo hasta 150mm en todas las direcciones de este plano (Figura 1).

En cambio, al bloquear las articulaciones D y E, y desbloquear la articulación universal B, el modo WRIST, gracias a la deslizadera que permite variar la longitud de la barra conectada al agarre de la mano, realiza movimientos esféricos. Este modo permite realizar ejercicios de rehabilitación asociados a los movimientos rotativos de la muñeca (abducción/adducción y flexión/extensión) y el movimiento supinación/pronación del antebrazo (Figura 1). En cada uno de estos movimientos el robot UHP permite el movimiento entre 0° y 45° (Oblak and Cikajlo, 2010).

La Figura 1 resume el funcionamiento de los modos ARM y WRIST. Gracias a su estructura reconfigurable, el mecanismo UHP se adapta a las necesidades del usuario y a la tarea a realizar, consiguiendo rehabilitar todas las articulaciones del miembro superior con un único dispositivo de estructura simple.

La estructura del UHP está compuesta por dos subsistemas (Figura 3). La interacción con el paciente se lleva a cabo mediante una estructura de tipo pantógrafo, mientras que el sistema de accionamiento basado en componentes elásticos se utiliza para generar fuerza y movimiento en dicho pantógrafo.

Como se puede observar en la Figura 3, los dos subsiste-

mas están unidos entre ellos en el punto P_{Tr} , lo que permiten transmitir fuerzas y movimientos bilateralmente.

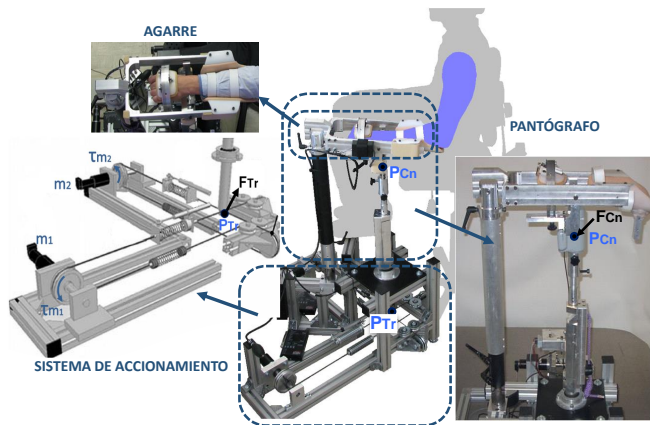


Figura 3: Elementos y fuerzas del robot de rehabilitación UHP. Donde τ_{m_j} para $j=1,2$ es el par realizado por el motor m_j , F_{Tr} es la fuerza de transmisión entre el pantógrafo y el sistema de accionamiento en el punto de unión P_{Tr} , y F_{Cn} es la fuerza de contacto entre el pantógrafo y el usuario en el punto P_{Cn} .

El sistema de accionamiento está formado por dos SEAs (Sistema de Actuación Elástico) dispuestos en configuración perpendicular. El sistema en su conjunto está compuesto por dos motores Maxon RE40, cuatro muelles y una serie de poleas unidas por un sistema de cables. El sistema es capaz de generar fuerza y movimiento en dos direcciones perpendiculares (x e y). En cada dirección, un motor rotativo genera un par que a través de cables es transmitido a dos muelles, que a su vez realizan fuerza en el punto inferior del pantógrafo. El uso de muelles entre los motores y el pantógrafo, limita la fuerza máxima que puede realizar el dispositivo, aumenta la tolerancia a golpes, reduce los picos de fuerza, y facilita el control de la fuerza de contacto.

El pantógrafo está formado por una estructura fija y tres barras móviles. Las barras están unidas entre ellas por la articulación esférica A, las juntas cardán B y E, y las articulaciones rotativas C y D, de las cuales tres (B, D y E) son bloqueables/desbloqueables. Además, la barra conectada al sistema de accionamiento tiene una deslizadera que permite variar su longitud si la configuración mecánica así lo precisa (Figura 1).

3. Diseño de las tareas de rehabilitación

En el apartado anterior se ha descrito la estructura mecánica del dispositivo de rehabilitación UHP, pero para que éste se comporte de forma deseada es imprescindible diseñar los ejercicios o las tareas de rehabilitación que deberá ejecutar.

Dichas tareas, se asemejan 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 los que el paciente afrontará en su vida cotidiana (coger y dejar elementos pequeños, empujar elementos de poco peso, abrir cajones, etc.).

Al mismo tiempo, a la hora de diseñar estas tareas, se ha tenido 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 aprenda a reaccionar ante perturbaciones externas del entorno.

Por ello, con el propósito de que el dispositivo robótico cumpla con los requerimientos exigidos por los ejercicios de rehabilitación y las necesidades de los usuarios, el UHP posee la capacidad de adaptarse al estado de recuperación del paciente. Es decir, dependiendo del estado actual del paciente, se pueden ejecutar tareas de rehabilitación asistivas u opositoras.

3.1. Tareas asistivas

Como se puede intuir del nombre, las tareas asistivas, en menor o mayor medida, ayudan al usuario a mover el miembro afectado y a ejecutar el movimiento deseado (Basteris et al., 2014). Dependiendo del nivel de intensidad de la asistencia, en el robot de rehabilitación UHP se pueden emplear los modos pasivo, asistivo-pasivo, asistivo, activo-asistivo-pasivo, corrector y activo (Figura 4).

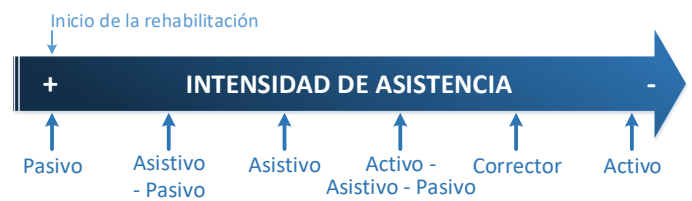


Figura 4: Tareas asistivas del UHP ordenadas según la intensidad de asistencia.

En el modo pasivo (Proietti et al., 2016), el robot sigue a la trayectoria deseada sin considerar la actividad del usuario. Es decir, el UHP 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. Es adecuado para las primeras etapas de rehabilitación, cuando el paciente no posee ninguna movilidad y no es capaz de mover el brazo por sí mismo. Al mismo tiempo, es muy útil para que los usuarios aprendan el funcionamiento del dispositivo.

En el modo asistivo (Marchal-Crespo and Reinkensmeyer, 2009), 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 asistiva en la dirección de la trayectoria. Dependiendo del estado de recuperación del paciente y del error de posición cometido, el UHP tiene la capacidad de variar el nivel de asistencia disminuyendo y aumentando la fuerza realizada por el dispositivo.

En el modo activo (Basteris et al., 2014), el robot deja que el paciente mueva su miembro sin aplicar ninguna resistencia, solamente restringe el rango de movimiento y compensa la fuerza de gravedad y sus inercias, es decir, el usuario no siente la presencia del robot ni interactúa con él. Este modo se puede utilizar para analizar el estado de recuperación del paciente, puesto que permite ver el comportamiento del usuario cuando esta trabajando de una forma autónoma.

Los modos asistivo-pasivo y activo-asistivo-pasivo son combinaciones de las tres anteriores, su objetivo es aumentar la autonomía del paciente mientras aseguran la finalización de la tarea. Con los modos asistivo y activo, puede ocurrir que el usuario no tenga capacidad suficiente para acabar el ejercicio definido, lo que puede conducir a la frustración y rechazo por parte del mismo. Es por ello por lo que se añade el modo pasivo a estos dos últimos. Además estos nuevos modos, tiene la capacidad de actuar en caso de que el usuario salga del rango de movimiento predefinido, aumentando la seguridad del ejercicio.

En el modo activo-asistivo-pasivo, al principio se deja que el usuario realice el ejercicio sin ninguna ayuda (en modo activo). Si el error cometido es demasiado grande o pasado un tiempo no ha conseguido ejecutar la trayectoria deseada, se activa el modo asistivo para que el dispositivo robótico UHP le ayude a finalizar la tarea. Si pasado otro rango de tiempo, el paciente no ha conseguido finalizar la tarea con ayuda asistiva, se activa el modo pasivo donde el robot termina la tarea. Estos límites de tiempo son programables, por lo que el fisioterapeuta o el médico responsable de la rehabilitación puede ajustarlos a las necesidades del usuario (Mancisidor et al., 2017a).

El funcionamiento del modo asistivo-pasivo es parecido al del anterior, solo que se ha anulado el modo activo con el objetivo de poder utilizarlo con sujetos que no sean capaz de generar fuerza y/o movimiento por si mismo.

Los modos descritos hasta el momento se centran en la ejecución del ejercicio, pero puede ocurrir que el paciente tenga capacidad de generar fuerza y movimiento pero que no controle la dirección de los mismos. Para esos casos se ha diseñado el modo corrector. En este modo, el usuario tiene que comportarse de una forma activa y generar movimiento, mientras que el UHP le ayuda a seguir a la trayectoria deseada. Su funcionamiento es el siguiente: cuando esta dentro de una región predefinida, al alejarse de la trayectoria deseada, el robot le aplica una fuerza en dirección a dicha trayectoria, obligando a que sea el sujeto el que realice el movimiento. Pero si sale de la región predefinida, aumenta la asistencia obligando volver a la región. Además para facilitar el trabajo al usuario, en este modo, se compensan la gravedad y las inercias del dispositivo generando que la fuerza resultante en la dirección de la trayectoria sea nula.

3.2. Tareas opositoras

Con las tareas asistivas, se consigue 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, es necesario mejorar 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 usuario a ejecutar el ejercicio predeterminado, el UHP dificulta su ejecución. De esta forma el paciente aprende a controlar la fuerza y la posición del miembro afectado ante perturbaciones externas del entorno. Según la bibliografía (Patton et al., 2006), los resultados obtenidos con este tipo de tareas son mejores que los conseguidos con tareas asistivas. 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.

A diferencia de las tareas asistivas, 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. Basado en el trabajo de diferentes autores (Basteris et al., 2014; Marchal-Crespo and Reinkensmeyer, 2009; Kahn et al., 2006), para el dispositivo robótico UHP, se han diseñado cuatro modos: el modo resistivo, la amplificación del error, la introducción de fuerzas externas y el paro del dispositivo.

En el modo resistivo, el UHP realiza una fuerza en la dirección opuesta a la trayectoria de movimiento, reproduciendo la sensación de estar empujando un elemento. Esta fuerza opuesta, se puede variar dependiendo del estado de recuperación del usuario, del ejercicio a realizar y del error de posicionamiento cometido. De este modo, el paciente, además de conseguir aumentar la fuerza máxima que puede efectuar con el miembro afectado, adquiere la capacidad de controlar dicha fuerza de contacto.

Las terapias basadas en las tareas asistivas, tienen el efecto de reducir los errores de movimiento, ayudando al usuario a finalizar el ejercicio. Sin embargo, 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 (Emken et al., 2007). Por lo tanto, el UHP, en este modo, amplifica los errores de movimiento cometidos en lugar de disminuirlos. Es decir, con la intención de que el paciente reaccione ante el error cometido, si el usuario se aleja de la trayectoria deseada, en vez de generar una fuerza hacia la posición deseada, le aplica una fuerza opuesta para que se aleje.

Por otro lado, es conocido que los humanos poseemos la capacidad de adaptarnos a nuestro entorno, por lo que aprendemos a trabajar con una fuerza externa que puede ser asistiva o de oposición. Pero cuando el campo de fuerza perturbadora se elimina de forma inesperada, realizamos movimientos erróneos en dirección opuesta a la fuerza. Por esta razón, para que los pacientes de ictus aprendan a trabajar ante perturbaciones externas y disminuyan los errores de posicionamiento, en el modo introducción de fuerzas externas, el robot UHP les aplica fuerzas aleatorias que varían de forma automática.

Y por último, dentro de las tareas basadas en la oposición, se puede encontrar el paro del dispositivo. En este modo, el dispositivo UHP bloquea su posición y obliga al usuario a empezar a ejecutar la trayectoria desde el principio si el usuario sale de los límites de posición predefinidos. De esta forma, se consigue que el usuario aumente la capacidad de control de las fuerzas y de los movimientos ejecutados. Además, el hecho de que tenga que iniciar otra vez el ejercicio, estimula aún más al paciente, aumentando su motivación.

Por otro lado, a la hora de diseñar las tareas de rehabilitación, se ha considerado que de acuerdo con diferentes estudios (Jarrassé et al., 2014), después de un ictus, los miembros deteriorados tienden a contraerse, lo que dificulta la extensión de la extremidad. Así, con la intención de que el paciente se centre en el movimiento de extensión, a los modos de entrenamiento descritos en esta sección se les ha añadido la opción de que el UHP realiza el movimiento de flexión de forma automática. Es decir, dependiendo del estado de recuperación del paciente, el fisioterapeuta puede seleccionar si el movimiento de flexión lo ejecuta el usuario o el robot de rehabilitación UHP.

3.3. Diseño del controlador

Las anteriores tareas asistivas y opositoras definen el comportamiento deseado del robot en cada momento. Es decir, en función de la posición real de contacto entre el usuario y el robot (\mathbf{x}_{Cn}) y el punto final deseado (\mathbf{x}_{Des}), calculan la relación de impedancia deseada entre la posición y la fuerza (\mathbf{Z}_{Des}), y la trayectoria de referencia (\mathbf{x}_{Ref}). Pero para que el dispositivo robótico pueda seguir a estas consignas, es necesario un controlador apropiado, robusto y seguro.

Con este propósito, observando los éxitos obtenidos en otros dispositivos robóticos de rehabilitación (Otten et al., 2015; Song et al., 2014) gracias al uso del algoritmo de impedancia (Hogan, 1985), en este trabajo se ha diseñado un controlador basado en este fundamento (Figura 5).

Considerando que en estas tareas de rehabilitación las fuerzas y los movimientos se realizan en la dirección de la trayectoria (asistivo, resistivo, etc.) y en su perpendicular (corrector, amplificación del error, etc.), el controlador de impedancia diseñado divide el espacio de trabajo en dos direcciones ortogonales. De esta forma, el controlador permite ejercer fuerzas asistivas y opositoras en estas dos direcciones perpendiculares.

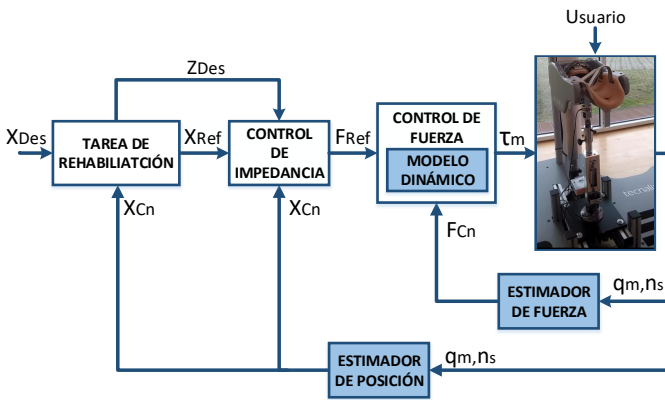


Figura 5: Diagrama de control del robot de rehabilitación UHP.

Como se puede ver en la Figura 5, a partir de los parámetros obtenidos de las tareas de rehabilitación (\mathbf{Z}_{Des} y \mathbf{x}_{Ref}) y la posición real de contacto (\mathbf{x}_{Cn}), el controlador de impedancia genera una referencia de fuerza de contacto (\mathbf{F}_{Ref}).

$$\mathbf{F}_{Ref}(s) = \mathbf{Z}_{Des} (\mathbf{x}_{Ref}(s) - \mathbf{x}_{Cn}(s)) \quad (1)$$

Por ello, con el objetivo de aumentar la precisión del ejercicio y el rendimiento del paciente, en un lazo interior se le ha añadido un controlador de fuerza. Este controlador basado en el comportamiento dinámico del robot, conociendo el valor de referencia (\mathbf{F}_{Ref}) y la fuerza real de contacto (\mathbf{F}_{Cn}) estima el par que deben realizar los motores del sistema de accionamiento (τ_m) para que el comportamiento del robot de rehabilitación UHP sea el deseado.

Para el diseño, sintonización y uso de los controladores de impedancia y de fuerza es preciso conocer la posición real del robot (\mathbf{x}_{Cn}) y la fuerza real de contacto entre el paciente y el dispositivo (\mathbf{F}_{Cn}). Estos valores se pueden medir directamente usando sensores de fuerza y de posición. Pero estos sensores, además de ser demasiado costosos como para insertar en robots

de bajo coste como el UHP, suelen añadir dificultades mecánicas (diseño, colocación, peso, etc.) y electrónicas (transmisión, lectura, alimentación, filtrado, etc.) (Etedali et al., 2015; Ammini et al., 2015). Es por ello que en este trabajo la fuerza y el movimiento de contacto se estiman del modelo cinemático y dinámico del dispositivo, así como de mediciones de sensores de bajo coste.

Teniendo en cuenta que el modelo matemático del UHP depende de la configuración mecánica que se esté utilizando, se ha obtenido un modelo para el modo de funcionamiento ARM y otro para el WRIST. Para resolver el modelo cinemático de las dos configuraciones, se ha apoyado en las ecuaciones de cierre vectoriales, mientras que la dinámica del robot se ha resuelto a través de la formulación Lagrangiana (Mancisidor et al., 2017b, 2016).

Gracias a la utilización de los estimadores basados en el modelo matemático obtenido, los únicos sensores que precisa el dispositivo robótico UHP son dos encoders ópticos HEDS-5500 (Avago technologies, resolución de 1024 pulsos/vuelta) que miden el ángulo de rotación de los motores (\mathbf{q}_m) y dos potenciómetros lineales TEX 0150 (NovoTechnik, resolución de 0,01mm) que miden la longitud variable (\mathbf{n}_s) de dos de los cuatro muelles que posee el sistema de accionamiento (Figura 5).

4. Implementación en tiempo real

Con la intención de ejecutarlos en tiempo real las tareas de rehabilitación y el controlador de impedancia, se han implementado en la plataforma CompactRIO de National Instruments utilizando el software de programación Labview Real-Time. La Figura 6 resume la implementación de la solución robótica para rehabilitación.

La interacción con el usuario se realiza mediante el software Telereha (Rodríguez-De-Pablo et al., 2012). Dicho software de apoyo se ejecuta en un ordenador externo que se comunica con el controlador CompactRIO a través del protocolo de comunicación UDP.

Utilizando el software Telereha, el fisioterapeuta o el médico encargado de la rehabilitación selecciona la configuración mecánica adecuada (ARM o WRIST), la tarea de rehabilitación que se debe ejecutar en cada instante (pasivo, asistivo, activo, corrector, resistivo, amplificación del error, etc.), y el tiempo del ejercicio de entrenamiento (t_{Ejer}). Dependiendo de la configuración mecánica seleccionada, el Telereha posee juegos diferentes (Figura 7), a partir de los cuales se genera una posición deseada (\mathbf{x}_{Des}). Esta posición deseada, junto al resto de las variables seleccionadas por el fisioterapeuta, se transmite a la plataforma CompactRIO.

Al mismo tiempo, gracias a tarjetas analógicas y digitales de adquisición de datos, CompactRIO lee las mediciones de los sensores (\mathbf{q}_m y \mathbf{n}_s). Y después de filtrar y preprocesar las mediciones, junto a los datos transmitidos por el Telereha, los introduce en las tareas de rehabilitación. A partir de estos datos, utilizando la configuración descrita en el apartado anterior (Figura 5), se calcula el par que deben de realizar los motores (τ_m) para que el comportamiento del UHP sea el deseado, además de estimar la posición real del robot (\mathbf{x}_{Cn}) y la fuerza de contacto entre el paciente y el dispositivo (\mathbf{F}_{Cn}).

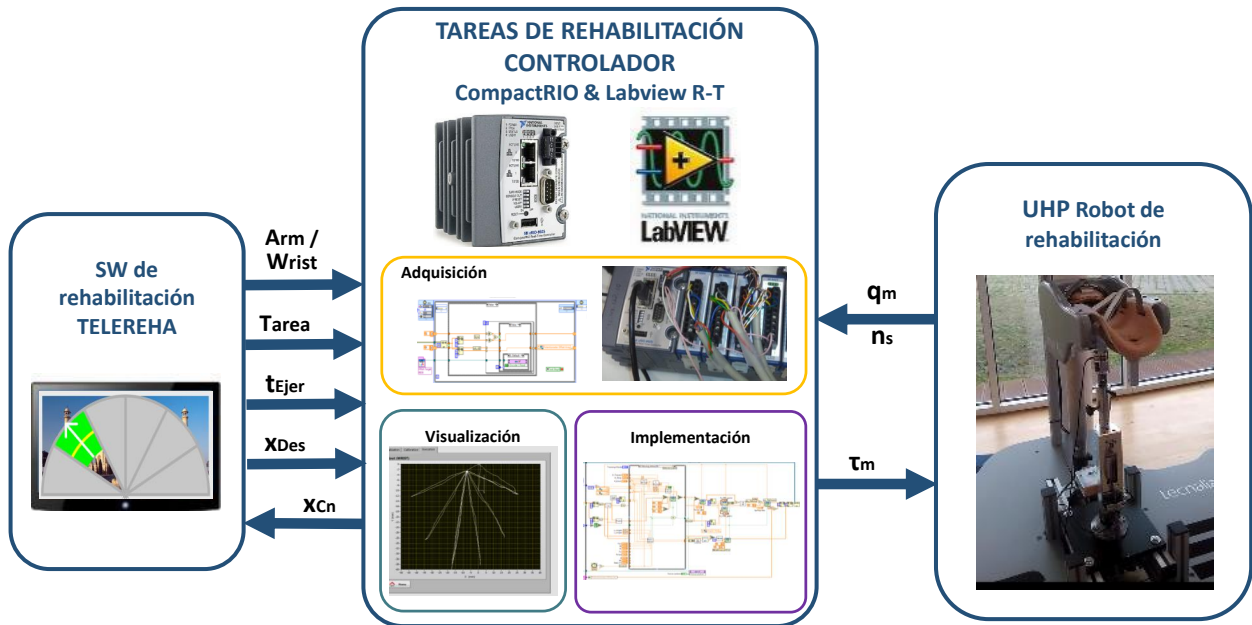


Figura 6: Diagrama de ejecución del robot de rehabilitación UHP.

La consigna del par (τ_m) es transmitida a los motores a través de una tarjeta de salidas analógicas. Mientras que la posición (x_{Cn}) y la fuerza (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 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 (x_{Cn}) se transmite a Telereha para que lo muestre en pantalla.

5. Validación experimental

Para demostrar el correcto funcionamiento 1- de las configuraciones mecánicas del UHP, 2- de las tareas de rehabilitación diseñadas, 3- del controlador de impedancia con lazo interno de fuerza y estimadores de fuerza y posición, y 4- de la comunicación entre el dispositivo robótico, la plataforma CompactRIO y el software de apoyo Telereha, se han realizado diferentes pruebas experimentales con tareas asistivas y opositoras en los modos de funcionamiento ARM y WRIST.

5.1. Preparación de los experimentos

A la hora de realizar estos ensayos se ha tenido en cuenta que en aplicaciones asistivas y sanitarias, como es el caso de la rehabilitación, la precisión de la trayectoria del movimiento no es tan crítica como puede ser en otras aplicaciones de la robótica. De este modo, aunque un robot industrial tenga una precisión de décimas de milímetro, en un robot de rehabilitación se aceptan errores de posición de un centímetro. Sin embargo, al interactuar directamente con el ser humano, la seguridad del usuario se convierte en una de las exigencias más importantes que debe cumplir. Un diseño apropiado de la plataforma de rehabilitación puede llevar a aumentar el rendimiento del ejercicio, reduciendo el tiempo de rehabilitación y mejorando el

estado del paciente, mientras que su mal funcionamiento puede llevar a lesionar al usuario.

Otro aspecto relevante a tener en cuenta 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 (Siciliano and Khatib, 2008). Por lo que el robot no debe realizar movimientos bruscos. De forma similar, la fuerza de interacción no debe ser superior a la que puede soportar el paciente, ni debe variar bruscamente.

Con la intención de cumplir con las condiciones de seguridad, en el UHP se han limitado la velocidad de movimiento, la fuerza máxima que puede aplicar al usuario, y la velocidad de la fuerza (N/s). Todos estos datos están parametrizados, por lo que el fisioterapeuta puede elegir el valor adecuado para el estado de recuperación de cada paciente.

Como se ha mencionado anteriormente, con la intención de que el paciente se centre en la extensión del miembro afectado, en el UHP se ha introducido la posibilidad de que el robot realice el movimiento de flexión de forma automática. Por ello, para demostrar su validez, en todos los ensayos de este artículo el movimiento de flexión lo realiza el UHP sin considerar la dinámica del usuario.

Como se ha descrito en el apartado de implementación, el software Telereha dependiendo de la configuración mecánica (ARM o WRIST), posee diferentes juegos (Rodríguez-De-Pablo et al., 2012). En el marco del presente trabajo, para el modo ARM se ha seleccionado el juego 'Descubriendo la imagen', mientras que para el modo WRIST se usa 'La Cruz' (Figura 7).

En el juego 'Descubriendo la imagen', el área de trabajo del UHP está dividida en 6 secciones (Figura 7). El usuario, en función de la región activa (sección destacada con el color verde), ha de extender su brazo desde la posición de inicio (que corresponde con la posición de reposo del pantógrafo), hasta la final de la región.

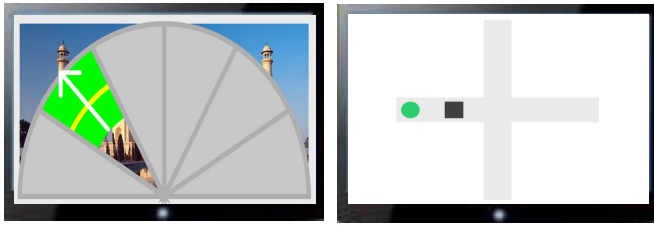


Figura 7: Juegos ‘Descubriendo la imagen’ y ‘La Cruz’ del software de rehabilitación Telereha.

En el juego ‘La Cruz’, por otra parte, la línea vertical corresponde con el movimiento de abducción/adducción de la muñeca, mientras que el horizontal está relacionado con el movimiento de supinación/pronación. El usuario, dependiendo de donde este el círculo verde, tendrá que realizar un movimiento u otro considerando que en el centro de la cruz el ángulo de rotación es 0° ($0m$) y en los extremos de la cruz es el máximo 45° ($0,06m$).

En ambos juegos, dependiendo del modo de entrenamiento seleccionado (pasivo, asistivo, activo, resistivo, etc.), el robot aplicará mayor o menor fuerza, asistiendo o dificultando la ejecución de la tarea.

El software Telereha, además del juego, permite seleccionar el tiempo del ejercicio (t_{Ejer}), pudiendo elegir un valor entre 2 y 30 minutos. Aunque en los ejercicios de rehabilitación el tiempo de tratamiento es mayor, en este caso, para que el lector pueda observar mejor los resultados, todos los ejercicios se han realizado en un tiempo de 2 minutos (120s).

Por otro lado, con el objetivo de analizar los resultados, en todos los ensayos se ha capturado el movimiento y la fuerza real (\mathbf{x}_{Cn} , \mathbf{F}_{Cn}) y deseada (\mathbf{x}_{Des} , \mathbf{F}_{Des}) en el punto de contacto.

5.2. Resultados y discusión

Aunque se han implementado y validado todos los modos en las configuraciones mecánicas ARM y WRIST realizando ejercicios con diferentes usuarios, por límites de espacio, en este artículo solo se muestran algunos de los ensayos más significativos. En la Figura 8 se pueden observar los resultados obtenidos de tres ensayos en modo pasivo para la configuración WRIST, mientras que en la configuración ARM se ha realizado un ensayo en el modo activo (Figura 9) y otro en asistivo-pasivo (Figura 10). Por otro lado, dentro de los modos basados en la oposición, se han seleccionado dos de los más usados, implementando uno en la configuración ARM y el otro en WRIST. La Figura 11 muestra un ensayo en modo resistivo en WRIST, y en la Figura 12 se observan los resultados de un ensayo en el modo de amplificación del error en la configuración mecánica ARM.

5.2.1. Modo pasivo. Configuración WRIST

En la Figura 8 se observan los resultados obtenidos en tres ensayos en el modo pasivo en la configuración mecánica WRIST. En el modo pasivo, es el robot el encargado de realizar la trayectoria sin considerar la dinámica del paciente, dicho de otra forma, lo importante es ejecutar la trayectoria. Por esta razón, se visualiza el punto final deseado (\mathbf{x}_{Des}) y el movimiento realizado (\mathbf{x}_{Cn}).

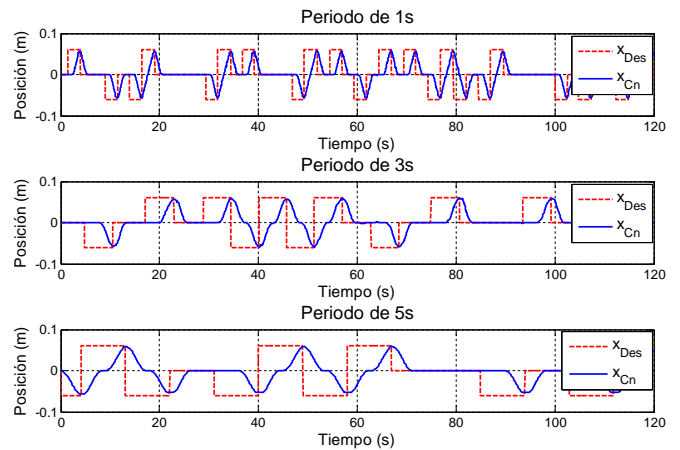


Figura 8: Ensayos en modo pasivo en la configuración mecánica WRIST.

Por restricciones de seguridad, el UHP no puede realizar más de una trayectoria por segundo, pero para un ejercicio de rehabilitación usual es suficiente con un periodo entre 3 y 5 segundos. Por ello, en los ensayos realizados se han seleccionado los periodos de 1s, 3s y 5s. Además para asegurar que llega al punto final deseado (\mathbf{x}_{Des}) con velocidades y aceleraciones nulas, la trayectoria de referencia (\mathbf{x}_{Ref}) se ha calculado con un generador de trayectorias de orden 5. Como se puede ver, en todos los casos el UHP llega al punto deseado en el periodo seleccionado realizando movimientos suaves y seguros, cumpliendo con los requerimientos de seguridad.

5.2.2. Modo activo. Configuración ARM

En la Figura 9 se pueden ver los resultados de un ensayo en modo activo en la configuración mecánica ARM. En este modo, es el usuario el encargado de realizar la extensión del brazo, sin embargo, para facilitar la ejecución de la tarea, el robot compensa las inercias y la fuerza de gravedad asegurando que la fuerza de interacción sea nula. Observando la importancia de la fuerza de interacción, en vez del movimiento generado, se ha visualizado la fuerza de referencia (\mathbf{F}_{Ref}) y la fuerza real de contacto (\mathbf{F}_{Cn}) en la dirección de la trayectoria. Además para diferenciar entre los movimientos de flexión y extensión, la flexión se ha destacado con un fondo verde claro en la gráfica.

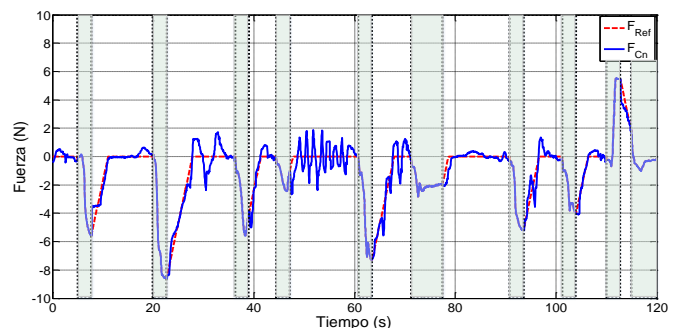


Figura 9: Ensayo en modo activo en la configuración mecánica ARM. Con el fondo verde se destaca el movimiento de flexión.

En el movimiento de flexión, el robot no considera la dinámica del usuario, por lo que realiza la fuerza que debe ejecutar para finalizar la tarea con un periodo de 3 segundos. En la extensión, se desea que la fuerza de interacción sea nula, pero

al mismo tiempo para cumplir los requerimientos de seguridad no puede realizar cambios bruscos de fuerza. Por lo que al pasar de flexión a extensión, la referencia de fuerza pasa de la fuerza actual a $0N$ con la máxima rapidez permitida, que en el caso de este experimento, esta limitada a $100N/min = 1,66N/s$.

Del análisis de la fuerza de contacto (F_{Cn}), se deduce que el controlador es capaz de seguir la referencia deseada (F_{Ref}) sin cambios bruscos de fuerza, con un error medio y máximo de $0,33N$ y de $2,42N$ respectivamente. Por lo tanto, a partir de este ensayo, además de concluir que el modo activo cumple con los requerimientos deseados, se puede asegurar que el lazo interno de fuerza del control de impedancia funciona correctamente.

5.2.3. Modo asistivo-pasivo. Configuración ARM

En la Figura 10 se observan los resultados de un ensayo en el modo asistivo-pasivo en la configuración mecánica ARM. En este ensayo, es el usuario el encargado de ejecutar el movimiento, mientras que el robot UHP le aplica una fuerza asistiva para ayudar a terminar el ejercicio. En modo asistivo, además de la fuerza o impedancia máxima seleccionada por el fisioterapeuta, la fuerza de referencia (F_{Ref}) depende del error de posicionamiento ($e = x_{Ref} - x_{Cn}$). Por este motivo, en este caso, en la gráfica superior se visualizan el punto final deseado (x_{Des}) y el movimiento realizado (x_{Cn}), mientras que en la gráfica inferior se pueden ver la fuerza de referencia (F_{Ref}) y la fuerza real de contacto (F_{Cn}) en la dirección de la trayectoria. Además, para diferenciar entre los movimientos de flexión y extensión, y los modos asistivo y pasivo en el movimiento de extensión, el modo pasivo y la flexión se han destacado con un fondo azul claro y verde claro, respectivamente.

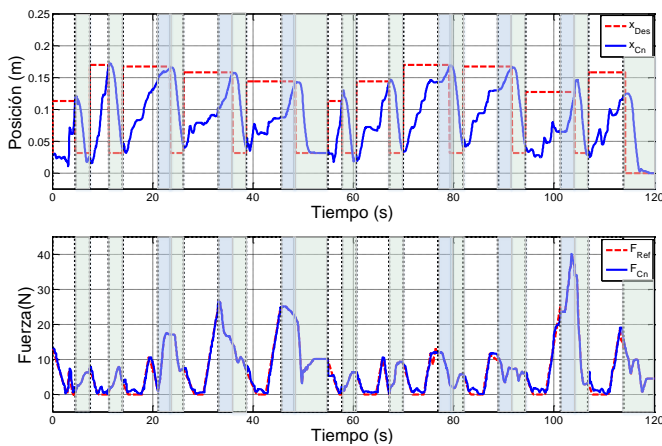


Figura 10: Ensayo en modo asistivo-pasivo en la configuración mecánica ARM. Con el fondo azul y verde se destacan el modo pasivo y el movimiento de flexión, respectivamente.

En este modo, al empezar el movimiento de extensión, en los 7 primeros segundos se activa el modo asistivo, y pasado ese tiempo, si no ha finalizado la trayectoria, se activa el pasivo. En este caso se puede observar que en las dos primeras trayectorias el usuario ha conseguido terminar el ejercicio, mientras que en los tres siguientes, a partir del instante 20s, ha sido necesario activar el modo pasivo (Figura 10).

En el modo asistivo, como se ha mencionado anteriormente, la referencia de fuerza (F_{Ref}), depende del error cometido y la impedancia máxima seleccionada. Para este ensayo, se ha

seleccionado una impedancia máxima de $200N/m$, por lo que el UHP no puede realizar más de $32N$. En la Figura 10, en las dos primeras trayectorias, como el usuario está realizando el ejercicio adecuadamente, el error es muy pequeño, y la fuerza asistiva es casi nula. Pero en la trayectoria 4, entre los instantes 25s y 32s, casi no genera movimiento, por lo que la fuerza asistiva empieza a aumentar hasta llegar al valor máximo. Por otro lado, como en el caso anterior, por seguridad, los cambios de fuerza se han limitados a $100N/min = 1,66N/s$.

Comparando la referencia de fuerza (F_{Ref}) y la de contacto (F_{Cn}), se consigue un error medio de $0,52N$, el cual es lo suficientemente pequeño como para ser apreciado por el ser humano. De igual modo, el cambio de un modo a otro se realiza de una forma suave y segura, cumpliendo los requisitos de seguridad. Por lo tanto, se concluye que el modo asistivo-pasivo cumple con los requerimientos deseados y que el controlador funciona correctamente con impedancias variables (Z_{Des}).

Por otro lado, en la gráfica superior de la Figura 10 se observa que en el movimiento de flexión, el UHP llega al punto deseado (x_{Des}) en el periodo seleccionado, que este caso particular es de tres segundos, realizando movimientos suaves y seguros. De esta forma, a partir del análisis de los últimos dos ensayos (Figuras 9 y 10) queda validado el movimiento de flexión. Por lo tanto, teniendo en cuenta que en todos los modos, el UHP, se comporta de la misma forma en el movimiento de flexión, a partir de ahora, solo se va a analizar el comportamiento del UHP en el movimiento de extensión.

5.2.4. Modo resistivo. Configuración WRIST

En los ensayos anteriores se han validado diferentes tareas asistivas en las configuraciones mecánicas ARM y WRIST. En los dos últimos, se van a analizar dos de las cuatro tareas opositoras presentadas en este artículo.

En la Figura 11 se pueden ver el resultado obtenido de un ensayo en modo resistivo en la configuración mecánica WRIST. En la gráfica superior se observan el punto final deseado (x_{Des}) y el movimiento realizado (x_{Cn}), mientras que en la gráfica inferior se presenta la fuerza de referencia (F_{Ref}) y la de contacto (F_{Cn}). Por otro lado, se ha destacado el movimiento de flexión con un fondo verde claro.

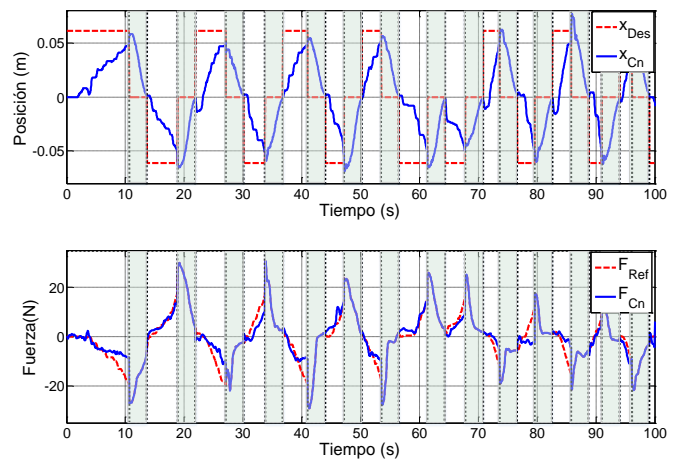


Figura 11: Ensayo en modo resistivo en la configuración mecánica WRIST. Con el fondo verde se destaca el movimiento de flexión.

En el modo resistivo, como se puede observar en la Figura 11, con la intención de dificultar la ejecución del ejercicio, el UHP realiza una fuerza opositora en la dirección opuesta a la trayectoria realizada por el usuario. Esta fuerza, además de la impedancia seleccionada (\mathbf{Z}_{Des}), que en este caso es de $300N/m$ (por lo que no puede realizar más de $18N$), depende de la posición actual. Como se puede ver, al acercarse al punto final deseado (\mathbf{x}_{Des}), el UHP aumenta la referencia de fuerza (\mathbf{F}_{Ref}) hasta llegar al valor máximo de $18N$. Sin embargo, al estar limitado el cambio de fuerza, si el sujeto realiza la trayectoria rápidamente, a la fuerza de referencia no le da tiempo a llegar al valor máximo. Por este motivo, la fuerza opositora varía de una trayectoria a otra.

De la Figura 11 se extrae que el error medio de fuerza es de $1,92N$, y que ni el movimiento ni la fuerza de contacto realiza cambios bruscos que pongan en peligro la seguridad hacia el usuario. Por lo tanto, a partir de este ensayo, además de concluir que el modo resistivo funciona correctamente, se puede asegurar que el controlador de impedancia también funciona de una forma adecuada cuando se están aplicando fuerzas opositoras.

5.2.5. Modo amplificación de error. Configuración ARM

En los ensayos anteriores, las fuerzas asistivas u opositoras se han ejecutado en la dirección de la trayectoria, sin embargo, en este caso, con el objetivo de finalizar la validación del controlador de impedancia, se van a realizar en la perpendicular a la trayectoria. Para ello, se ha realizado un ensayo en el modo amplificación del error en la configuración mecánica ARM (Figura 12). Como el mismo nombre lo define, la fuerza opositora realizada depende del error de posición, por eso, se ha representado gráficamente, el error de posicionamiento cometido ($\mathbf{e}=\mathbf{x}_{Ref}-\mathbf{x}_{Cn}$), la fuerza de referencia (\mathbf{F}_{Ref}) y la fuerza real de contacto (\mathbf{F}_{Cn}) en la perpendicular de la trayectoria. Como siempre, para poder diferenciarlo del movimiento de extensión, el de flexión se ha destacado con un fondo verde claro.

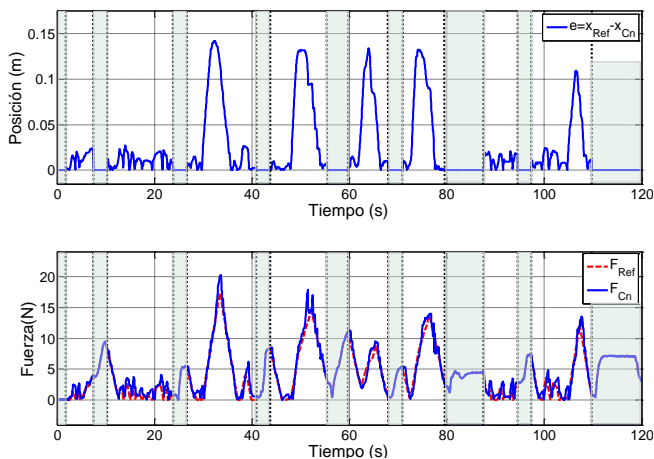


Figura 12: Ensayo en modo amplificación del error en la configuración mecánica ARM. Con el fondo verde se destaca el movimiento de flexión.

Como se puede ver en la Figura 12, en el modo amplificación del error, en el movimiento extensión, la fuerza realizada en la perpendicular de la trayectoria, además de la impedancia seleccionada (\mathbf{Z}_{Des}), depende del error cometido en esta dirección (\mathbf{e}). Es decir, al aumentar el error, se aumenta la fuerza de

contacto (\mathbf{F}_{Cn}). Para este ensayo en particular, se ha seleccionado una impedancia de $150N/m$, que es la recomendada por los fisioterapeutas para este tipo de ejercicios. Por lo tanto si no existiera condiciones de seguridad, la fuerza resultante en la dirección perpendicular a la trayectoria sería 150 veces el error cometido. Sin embargo, por limitaciones de cambio de fuerza, que en este caso es de $100N/min = 1,66N/s$, la fuerza de referencia (\mathbf{F}_{Ref}) varía menos del $\%5$ de ese valor ideal.

Por último, calculando el error entre la fuerza de referencia (\mathbf{F}_{Ref}) y de contacto (\mathbf{F}_{Cn}), se ha obtenido un error medio de $0,513N$, que como en todos los ensayos descritos en este artículo, sigue siendo menor al que se puede detectar por el ser humano. De esta forma quedan validados el modo de amplificación del error y el control de impedancia cuando está trabajando en la dirección perpendicular a la trayectoria.

Después de ejecutar diferentes ensayos en tareas asistivas y opositoras en las configuraciones mecánicas ARM y WRIST, los resultados muestran que el robot de rehabilitación UHP es capaz de generar los movimientos deseados con los rangos de fuerza definidos para cada ejercicio. 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 el UHP en ningún momento realiza ni sobreimpulsos ni movimientos bruscos. Y que cumple con las limitaciones de fuerza y de velocidad predefinidas. Por lo tanto, se puede concluir que la plataforma de rehabilitación basada en el robot UHP funciona correctamente en todos los modos de rehabilitación planteados en este trabajo.

6. Conclusiones

En este trabajo se ha presentado el dispositivo robótico multifuncional UHP (Universal Haptic Pantograph) para la rehabilitación de las extremidades superiores. Este robot, gracias a su estructura configurable permite rehabilitar las articulaciones del miembro superior utilizando diferentes configuraciones mecánicas o modos de rehabilitación. En este trabajo se han analizado dos de los más usados, ARM y WRIST.

Con el propósito de adaptarse al estado de recuperación de cualquier paciente, se han definido diferentes tareas asistivas y opositoras, diferenciando entre el movimiento de flexión y extensión del brazo. Además, con el objetivo de seguir las referencias generadas por las tareas de rehabilitación, se ha implementado un controlador de impedancia basado en un controlador de fuerza. El controlador diseñado divide el espacio de trabajo en dos direcciones ortogonales en las que se pueden ejercer fuerzas asistivas y opositoras.

Con el fin de implementar el controlador y reducir el coste del dispositivo, el movimiento ejecutado por el UHP y la fuerza de contacto entre el usuario y el robot han sido estimados basándose en el modelo cinemático y dinámico del dispositivo robótico.

Por otro lado, con la intención de mejorar la interacción entre el robot de rehabilitación y los usuarios, y motivar al paciente, el UHP se ha dotado con un software de rehabilitación llamado Telereha.

Para poder ejecutarlos en tiempo real, tanto las tareas de rehabilitación, como el controlador de impedancia y el siste-

ma de comunicación con Telereha, se han implementado en la plataforma CompactRIO de National Instruments utilizando el software de programación Labview Real-Time. Una vez implementados en tiempo real, con el propósito de validar el funcionamiento del mecanismo, de las tareas de rehabilitación diseñadas y de su controlador de impedancia, se han realizado diferentes ensayos experimentales.

Los resultados de los ensayos han verificado que el sistema propuesto funciona correctamente con diferentes tareas asistivas y opositoras en las configuraciones mecánicas ARM y WRIST. Por lo que se concluye que el UHP es un sistema de rehabilitación óptimo con capacidad de adaptarse al estado de recuperación de cada paciente.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido parcialmente financiado por el Ministerio de Economía y Competitividad MINECO & FEDER en el marco del proyecto DPI-2012-32882, así como por las becas PRE-2014-1-152 del Gobierno Vasco y BES-2013-066142 del Ministerio de Economía y Competitividad, el proyecto IT914-16 del Gobierno Vasco, el proyecto PPG17/56 de la UPV/EHU, por Euskampus Fundazioa, por FIK y por el Ministerio de Ciencia e Innovación en el marco del proyecto PDI-020100-2009-21.

Referencias

- Amini, H., Dabbagh, V., Rezaei, S. M., Zareinejad, M., Mardi, N. A., Sarhan, A. A. D., 2015. Robust control-based linear bilateral teleoperation system without force sensor. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering* 37 (2), 579–587.
DOI: 10.1007/s40430-014-0207-2
- Anam, K., Al-Jumaily, A. A., 2012. Active Exoskeleton Control Systems: State of the Art. *International Symposium on Robotics and Intelligent Sensors* 41, 988–994.
DOI: 10.1016/j.proeng.2012.07.273
- Babaiasl, M., Mahdioun, S. H., Jaryani, P., Yazdani, M., 2015. A review of technological and clinical aspects of robot-aided rehabilitation of upper-extremity after stroke. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 1–18.
DOI: 10.3109/17483107.2014.1002539
- Bai, J., Song, A., Xu, B., Nie, J., Li, H., 2017. A Novel Human-Robot Cooperative Method for Upper Extremity Rehabilitation. *International Journal of Social Robotics*, 1–11.
DOI: 10.1007/s12369-016-0393-4
- Basteris, A., Nijenhuis, S. M., Stienen, A. H., Buurke, J. H., Prange, G. B., Amirabdollahian, F., 2014. 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.
DOI: 10.1186/1743-0003-11-111
- Brackenridge, J., V. Bradnam, L., Lennon, S., J. Costi, J., A. Hobbs, D., 2016. A Review of Rehabilitation Devices to Promote Upper Limb Function Following Stroke. *Neuroscience and Biomedical Engineering* 4 (1), 25–42.
DOI: 10.2174/2213385204666160303220102
- Byl, N. N., Abrams, G. M., Pitsch, E., Fedulow, I., Kim, H., Simkins, M., Nagarajan, S., Rosen, J., 2013. 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.
DOI: 10.1016/j.jht.2013.06.001
- Campolo, D., Widjaja, F., Klein Hubert, J., 2015. An apparatus for upper body movement. *US 2015/030277 A1*.
- Cloud, W., 1965. Man amplifiers: Machines that let you carry. *Popular Science* 187 (5), 70–73.
- Crocher, V., Sahbani, A., Robertson, J., Roby-Brami, A., Morel, G., 2012. 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.
DOI: 10.1109/TNSRE.2012.2190522
- Emken, J. L., Benitez, R., Reinkensmeyer, D. J., 2007. 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.
DOI: 10.1186/1743-0003-4-8
- Etedali, S., Talebi, H. A., Mohammadi, A. D., 2015. A robust force observer for robot manipulators subjected to external disturbance. *International Conference on Robotics and Mechatronics*, 539–544.
DOI: 10.1109/ICRoM.2015.7367841
- Furusho, J., Kikuchi, T., Oda, K., Ohyama, Y., Morita, T., Shichi, N., Jin, Y., Inoue, A., 2007. A 6-DOF rehabilitation support system for upper limbs including wrists robotherapist with physical therapy. *International Conference on Rehabilitation Robotics*, 304–309.
DOI: 10.1109/ICORR.2007.4428442
- Hogan, N., 1985. Impedance Control: An Approach to Manipulation. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control* 107 (1).
DOI: 10.1115/1.3140702
- Hogan, N., Krebs, H., Charnnarong, J., Srikrishna, P., Sharon, A., 1992. MIT-MANUS: a workstation for manual therapy and training. I. *International Workshop on Robot and Human Communication*, 161–165.
DOI: 10.1109/ROMAN.1992.253895
- Huang, J., Tu, X., He, J., 2016. 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.
DOI: 10.1109/TSMC.2015.2497205
- Jarrassé, N., Proietti, T., Crocher, V., Robertson, J., Sahbani, A., Morel, G., Roby-Brami, A., 2014. Robotic Exoskeletons: A Perspective for the Rehabilitation of Arm Coordination in Stroke Patients. *Frontiers in Human Neuroscience* 8 (947), 1–13.
DOI: 10.3389/fnhum.2014.00947
- Kahn, L. E., Lum, P. S., Rymer, W. Z., Reinkensmeyer, D. J., 2006. 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.
DOI: 10.1682/JRRD.2005.03.0056
- Lledó, L. D., Díez, J. A., Bertomeu-Motos, A., Ezquerro, S., Badesa, F. J., Sabater-Navarro, J. M., García-Aracil, N., aug 2016. A Comparative Analysis of 2D and 3D Tasks for Virtual Reality Therapies Based on Robotic-Assisted Neurorehabilitation for Post-stroke Patients. *Frontiers in Aging Neuroscience* 8, 1–16.
DOI: 10.3389/fnagi.2016.00205
- Lum, P. S., Burgar, C. G., Van der Loos, M., Shor, P. C., Majmundar, M., Yap, R., 2006. 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.
DOI: 10.1682/JRRD.2005.02.0044
- Mancisidor, A., Zubizarreta, A., Cabanes, I., Bengoa, P., Jung, J. H., 2017a. A Comprehensive Training Mode for Robot-Mediated Upper Limb Rehabilitation. *Converging clinical & engineering research on Neurorehabilitation II* 15, 1169–1173.
DOI: 10.1007/978-3-319-46669-9-190
- Mancisidor, A., Zubizarreta, A., Cabanes, I., Bengoa, P., Jung, J. H., 2017b. Kinematical and dynamical modeling of a multipurpose upper limbs rehabilitation robot. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing* 49, 374–387.
DOI: 10.1016/j.rcim.2017.08.013
- Mancisidor, A., Zubizarreta, A., Cabanes, I., Bengoa, P., Sesar, I., 2016. Modelado cinemático y dinámico del robot UHP en el modo de rehabilitación Wrist. *Jornadas de Automática*, 35–42.
- Mao, Y., Jin, X., Dutta, G. G., Scholz, J. P., Agrawal, S. K., 2014. 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.
DOI: 10.1109/TNSRE.2014.2329018
- Marchal-Crespo, L., Reinkensmeyer, D. J., 2009. Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 6 (20), 1–15.
DOI: 10.1186/1743-0003-6-20
- Matjajac, Z., Imre Cikajlo, Oblak, J., 2011. Universal Haptic Drive System. *US*

- Patent 2011/02 0264018.
- Mostafavi, S. M., Dukelow, S. P., Scott, S. H., Mousavi, P., 2014. Hierarchical Task Ordering for Time Reduction on KINARM Assessment Protocol. International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, 2517–2520.
DOI: 10.1109/EMBC.2014.6944134
- Norouzi-Gheidari, N., Archambault, P. S., Fung, J., 2012. 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.
DOI: 10.1682/JRRD.2010.10.0210
- Oblak, J., Cikajlo, I., 2010. Universal Haptic Drive : A Robot for Arm and Wrist Rehabilitation. *Neural systems and rehabilitation engineering* 18 (3), 293–302.
- Ochoa Luna, C., Rahman, M. H., Saad, M., Archambault, P., Zhu, W.-H., 2016. Virtual decomposition control of an exoskeleton robot arm. *Robotica* 34 (07), 1587–1609.
DOI: 10.1017/S026357471400246X
- Otten, A., Voort, C., Stienen, A., Aarts, R., van Asseldonk, E., van der Kooij, H., 2015. LIMPACT: A Hydraulically Powered Self-Aligning Upper Limb Exoskeleton. *Mechatronics*, 1–14.
DOI: 10.1109/TMECH.2014.2375272
- Patton, J. L., Stoykov, M. E., Kovic, M., Mussa-Ivaldi, F. a., 2006. Evaluation of robotic training forces that either enhance or reduce error in chronic hemiparetic stroke survivors. *Experimental Brain Research* 168 (3), 368–383.
DOI: 10.1007/s00221-005-0097-8
- Pehlivan, A. U., Lee, S., O'Malley, M. K., 2012. Mechanical design of RiceWrist-S: A forearm-wrist exoskeleton for stroke and spinal cord injury rehabilitation. *Biomedical Robotics and Biomechanics*, 1573–1578.
DOI: 10.1109/BioRob.2012.6290912
- Perry, J. C., Oblak, J., Jung, J. H., Cikajlo, I., Veneman, J. F., Goljar, N., Bizoviar, N., Matjai, Z., Keller, T., 2011. 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.
DOI: 10.1682/JRRD.2010.03.0043
- Pignolo, L., Dolce, G., Basta, G., Lucca, L. F., Serra, S., Sannita, W. G., 2012. Upper limb rehabilitation after stroke: ARAMIS a robo-mechatronic innovative approach and prototype. *International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*, 1410–1414.
DOI: 10.1109/BioRob.2012.6290868
- Proietti, T., Crocher, V., Roby-Brami, A., Jarrasse, N., 2016. Upper-limb robotic exoskeletons for neurorehabilitation: a review on control strategies. *Biomedical Engineering*, 1–12.
DOI: 10.1109/RBME.2016.2552201
- Rainer Birkenbach, A., Hartlep, A., De, N., Wohlgenuth, R., De, M., Bertram, M., Schwaben, M., Hagn, U., De, P., De, M., Ortmaier, T., 2012. Anthropomorphic medical robot arm with movement restrictions. US 8,160,743 B2.
- Rocon, E., Belda-Lois, J. M., Ruiz, A. F., Manto, M., Moreno, J. C., Pons, J. L., 2007. Design and validation of a rehabilitation robotic exoskeleton for tremor assessment and suppression. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 15 (1), 367–378.
DOI: 10.1109/TNSRE.2007.903917
- Rodríguez-De-Pablo, C., Perry, J. C., Cavallaro, F. I., Zabaleta, H., Keller, T., 2012. Development of computer games for assessment and training in post-stroke arm telerehabilitation. *International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society*, 4571–4574.
DOI: 10.1109/EMBC.2012.6346984
- Rodríguez-Prunotto, L., Cano-de la Cuerda, R., Cuesta-Gómez, A., Alguacil-Diego, I., Molina-Rueda, F., 2014. Terapia robótica para la rehabilitación del miembro superior en patología neurológica. *Rehabilitación* 48 (2), 104–128.
DOI: 10.1016/j.rh.2014.01.001
- Sheng, B., Zhang, Y., Meng, W., Deng, C., Xie, S., 2016. Bilateral robots for upper-limb stroke rehabilitation: State of the art and future prospects. *Medical Engineering & Physics* 38 (7), 587–606.
DOI: 10.1016/j.medengphy.2016.04.004
- Siciliano, B., Khatib, O., 2008. *Springer Handbook of Robotics*. Cambridge University Press, 1–1627.
- Song, A., Pan, L., Xu, G., Li, H., 2014. Adaptive motion control of arm rehabilitation robot based on impedance identification. *Robotica* 33 (09), 1–18.
DOI: 10.1017/S026357471400099X
- Song, Z., Zhang, S., Gao, B., 2013. Implementation of Resistance Training Using an Upper-Limb Exoskeleton Rehabilitation Device for Elbow Joint. *Journal of Medical and Biological Engineering* 34 (2), 188–196.
DOI: 10.5405/jmbe.1337
- Tomić, T. J. D., Savić, A. M., Vidaković, A. S., Rodić, S. Z., Isaković, M. S., Rodríguez-de Pablo, C., Keller, T., Konstantinović, L. M., 2017. ArmAssist Robotic System versus Matched Conventional Therapy for Poststroke Upper Limb Rehabilitation: A Randomized Clinical Trial. *BioMed Research International*, 1–7.
DOI: 10.1155/2017/7659893
- Westerveld, A. J., Aalderink, B. J., Hagedoorn, W., Buijze, M., Schouten, A. C., van der Kooij, H., 2014. A Damper Driven Robotic End-Point Manipulator for Functional Rehabilitation Exercises After Stroke. *Biomedical Engineering* 61 (10), 2646–2654.
DOI: 10.1109/TBME.2014.2325532
- Xie, S., 2016. *Advanced Robotics for Medical Rehabilitation*. Springer Tracts in Advanced Robotics 108, 1–357.
DOI: 10.1007/978-3-319-19896-5