

DISEÑO, DESARROLLO Y VALIDACIÓN DE DISPOSITIVO ROBÓTICO PARA LA SUPRESIÓN DEL TEMBLOR PATOLÓGICO

E. Rocon^{*,1} A.F. Ruíz* J.M. Belda-Lois
J.C. Moreno* J.L. Pons* R. Raya* R. Ceres***

** Instituto de Automática Industrial - CSIC, Ctra. Campo
Real km 0.200 Madrid, España*

*** Instituto de Biomecánica de Valencia - IBV, Camino de
Vera S/N Valencia, España*

Resumen: El uso de robots para la asistencia a personas ha sido considerado por muchos investigadores desde el comienzo de la robótica moderna. Hay muchos factores que están contribuyendo a expandir la necesidad de tales dispositivos, tales como el envejecimiento de la población en muchos países desarrollados y las expectativas generadas para una asistencia médica adecuada a personas discapacitadas. Este artículo describe la implementación de un dispositivo robótico en forma de exoesqueleto para el miembro superior humano, destinado a la monitorización y supresión de temblor patológico. El dispositivo ha sido validado clínicamente con pacientes en dos hospitales *Copyright © 2008 CEA.*

Palabras Clave: Robótica de rehabilitación, temblor, Interacción hombre máquina, supresión ortésica del temblor.

1. INTRODUCCIÓN

El interés de la comunidad científica por la Robótica médica y la Robótica de rehabilitación crece a cada año. El objetivo de esta última es aplicar la tecnología robótica (medición, actuación, control) en la rehabilitación y asistencia de personas discapacitadas. Solo recientemente se ha sido capaz de implementar sistemas robóticos viables con la capacidad de asistir a una persona con su limitación funcional. De esta forma, se han desarrollado dispositivos para asistir en la movilidad, en las funciones motoras de las manos y los brazos, entre otras.

El temblor es un trastorno de movimiento que tiene gran impacto sobre la calidad de vida de las personas que lo padecen principalmente pa-

ra la realización de tareas específicas (Pons *et al.*, 2004). Puede afectar a la cabeza, a la cara, a la mandíbula, a la voz o a las extremidades superiores e inferiores. Particularmente el temblor que afecta los miembros superiores es de principal interés, ya que puede llegar a ser muy incapacitante para llevar una vida independiente. Es un síntoma asociado a alguna condición neurológica anormal o lesiones cerebrales y enfermedades degenerativas, incluyendo la enfermedad de Parkinson, temblor esencial, temblor ortoestático, enfermedad cerebelosa, intoxicación etílica, entre otras.

Además de medicación, programas de rehabilitación e intervenciones quirúrgicas, la aplicación de cargas biomecánicas sobre el movimiento tembloroso ha demostrado ser una técnica capaz de suprimir los efectos del temblor en el cuerpo humano, (Rocon *et al.*, 2004). A partir de este principio,

¹ erocon@iai.csic.es

el desarrollo de exoesqueletos robóticos ambulatorios no invasivos de miembro superior se presenta como una solución prometedora para los pacientes que no pueden beneficiarse del uso de medicamentos para la supresión del temblor. Se define una ortesis como un dispositivo médico aplicado exteriormente a un segmento del cuerpo humano con el fin de establecer algún tipo de compensación funcional. En esta área han emergido los exoesqueletos robóticos, en forma de ortésis, para proporcionar asistencia motora y compensación funcional a personas discapacitadas.

Un exoesqueleto es un mecanismo estructural externo cuyas 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 transferencia directa de potencia mecánica y señales de información. Igualmente, debe proporcionar una interfaz efectiva entre la estructura mecánica y el miembro superior teniendo en cuenta las características del tejido blando del sistema muscular, (Ruiz, 2005). De esta manera, uno de los aspectos más específicos e importantes del área de la robótica de rehabilitación es la interacción intrínseca entre el ser humano y el robot. Esta interacción posee dos puntos clave:

1. Una interacción cognitiva por la cual el ser humano es capaz de controlar el robot mientras que el robot transmite una realimentación al ser humano.
2. Una interacción biomecánica relacionada con la aplicación de fuerzas controladas entre el ser humano y el robot.

En el caso de la reducción del temblor, la ortesis debe ser capaz de aplicar cargas viscosas o inerciales, así como fuerzas opuestas al movimiento tembloroso del brazo, en algunas articulaciones del miembro superior. Como dispositivo portátil, los exoesqueletos deben exhibir una serie de características estéticas y funcionales (Rocon *et al.*, 2005a). Las características estéticas están directamente relacionadas con el tamaño, el peso y la apariencia del dispositivo robótico. La funcionalidad del dispositivo está más relacionada con un compromiso necesario entre el par, la velocidad y el ancho de banda requeridos al sistema, además de su robustez durante la operación.

En el marco del proyecto DRIFTS fue desarrollado el dispositivo WOTAS (Wearable Orthosis for Tremor Assessment and Suppression) que es un exoesqueleto robótico capaz de aplicar fuerzas internas dinámicas, es decir, sin ninguna referencia externa, sobre el miembro superior y será la plataforma utilizada para la evaluación de estrategias de control para la supresión del temblor mediante la aplicación de cargas biomecánicas (Manto *et al.*, 2003). En este artículo describiremos en de-

talle el concepto general de WOTAS, destacando sus características especiales y el diseño y selección de los componentes del sistema. También se describirán dos nuevas estrategias de control para la supresión del temblor. Al final, se presentarán los resultados obtenidos en las pruebas clínicas del exoesqueleto.

2. WOTAS

El objetivo del exoesqueleto WOTAS es proporcionar una plataforma para evaluación de estrategias de control para la cancelación del temblor mediante exoesqueletos robóticos. Además, constituye una herramienta de evaluación y diagnóstico de pacientes temblorosos bajo los efectos de las estrategias de supresión del temblor o en condiciones de no intervención.

2.1 Diseño mecánico

Las características intrínsecamente dinámicas del temblor hacen que los sistemas ortésicos convencionales fallen a la hora de suprimir el temblor pues, en estos casos, las ortesis tienden a perder su alineamiento con el cuerpo en lugar de suprimir el temblor. Esta pérdida del alineamiento puede ser explicada por el hecho de que cuando la ortesis intenta aplicar fuerzas sobre el brazo, los soportes de fijación tienden a rotar sobre su propio eje (Rocon *et al.*, 2005a). Por ese motivo en el marco del proyecto DRIFTS se planteó el desarrollo de un sistema robótico con características específicas para la aplicación de fuerzas dinámicas sobre el brazo. La fijación del exoesqueleto robótico sobre el miembro superior es fundamental pues permite aplicar fuerzas distribuidas a lo largo de los diferentes segmentos corporales implicados. Por otro lado, para que los elementos dinámicos desarrollen su acción, es necesario disponer de una base, o estructura rígida (la propia ortesis), que sirva de punto de aplicación de aquellas fuerzas externas que provocan el efecto dinámico.

La plataforma WOTAS fue diseñada para las articulaciones del codo y de la muñeca, de manera que permita la aplicación de diferentes estrategias de control sobre los movimientos de flexo-extensión del codo, flexo-extensión de la muñeca y pronación-supinación del antebrazo (Rocon *et al.*, 2005a). Por tanto, el exoesqueleto debe ser ajustable ó adaptable con el fin de alinear sus articulaciones con los centros de rotación de las articulaciones del codo y de la muñeca.

El diseño mecánico de las articulaciones relacionadas con la flexo-extensión del codo y de la muñeca de WOTAS son similares a las soluciones ortésicas

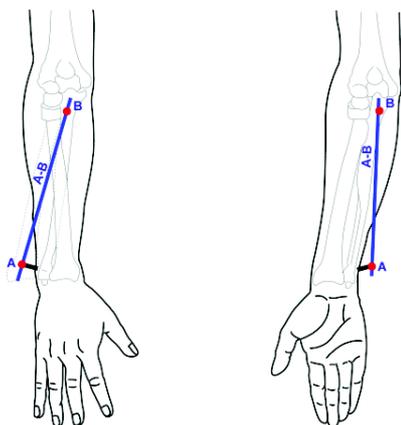


Figura 1. Esquema para el control de la pronación-supinación. El control de este movimiento se realiza mediante la regulación de la rotación de la barra paralela al antebrazo. La barra se fija sobre el olecrano (punto B) y sobre la cabeza del radio (punto A).

tradicionales y están fundamentadas en el comportamiento fisiológico de estas articulaciones. La articulación del codo, así como la de la rodilla, es probablemente la articulación del cuerpo humano que más se asemeja a una articulación de rotación (Rocon *et al.*, 2005a). Esta articulación presenta un centro de rotación variable pero puede ser modelada a través de una simple articulación de rotación con centro de rotación fijo. El eje de rotación de la articulación del codo se localiza en la línea entre los dos epicóndilos. La muñeca es una articulación muy compleja pues está constituida por un número muy grande de huesos. Por lo tanto, el movimiento de flexión-extensión de la muñeca no posee un eje de rotación determinado. Sin embargo, al igual que la articulación del codo, para efectos de modelado se puede considerar el movimiento de flexo-extensión de la muñeca como un movimiento rotacional puro con su eje de rotación alineado entre los huesos capital y lunar del carpo (Rocon *et al.*, 2005a).

El diseño del sistema para el control del movimiento de pronación-supinación del antebrazo es más complejo. El movimiento de pronación-supinación del antebrazo es un movimiento rotacional del antebrazo sobre su eje longitudinal e involucra dos articulaciones que están mecánicamente conectadas: la articulación superior radio-cubital (que pertenece al codo) y la articulación inferior radio-cubital (que pertenece a la muñeca) (Rocon *et al.*, 2005a). La plataforma WOTAS controla el movimiento de pronación-supinación mediante el control de la rotación de una barra paralela al antebrazo. Esta barra está fija muy próxima al olecranon (punto B, Figura 1). De esta manera la barra está fijada a la posición del cúbito al nivel del codo. La fijación distal de la barra se realiza sobre la cabeza del radio.

A partir de las estimaciones de par y esfuerzos que la estructura del exoesqueleto debería soportar (Rocon *et al.*, 2005b), el material seleccionado para la construcción de la estructura del exoesqueleto fue el duraluminio. Este material ha sido seleccionado por permitir la construcción de una estructura con bajo peso y con la suficiente rigidez para soportar los esfuerzos.

2.2 Aplicación de fuerzas sobre el brazo

Para determinar los puntos del miembro superior donde se aplicarían las fuerzas dinámicas, es decir, los puntos en donde se colocarían los apoyos del brazo responsables por la interfaz entre los actuadores y el brazo, hay que respetar una serie de consideraciones biomecánicas y fisiológicas del miembro superior, entre las cuales están, (Rocon *et al.*, 2005a):

1. Las fuerzas sobre los tejidos del brazo deben mantenerse en límites aceptables.
2. Las restricciones del brazo con el fin de preservar la actividad normal, es decir, cómo aplicar las fuerzas compensatorias sobre el brazo sin comprometer los patrones fisiológicos de movimiento del miembro superior, particularmente para codo y muñeca.
3. La interacción del dispositivo robótico con el brazo, es decir, dónde serán aplicadas las fuerzas sobre el miembro superior y cómo la carga será transmitida a la persona para un confort óptimo.

Para responder a estas cuestiones se ha realizado un estudio biomecánico del miembro superior. El objetivo de este estudio ha sido determinar los límites de confort respecto a la presión, de forma que existiera un límite superior a la fuerza total que puede ser aplicada de forma segura al miembro superior, (Markenscoff and Yannas, 1979). En este estudio han sido analizados dos aspectos principales: la percepción de la persona a la presión y los umbrales máximos de tolerancia a la presión (Rocon *et al.*, 2005a). El primer aspecto es importante para seleccionar la estrategia apropiada para aplicar la carga sobre el cuerpo.

Para el desarrollo de la estructura mecánica se han considerado diversos tipos de materiales para los elementos de sujeción o soporte entre el dispositivo ortésico y el brazo. Las condiciones mecánicas de estos elementos es crítica ya que se deben acoplar ergonómicamente al miembro superior y además la rigidez del material debe ser mayor que la rigidez de los tejidos subyacentes. Para conseguir una buena fijación de la estructura se ha decidido la utilización de apoyos construidos de termoplástico. Con este tipo de material se obtienen apoyos que se adaptan a la morfología



Figura 2. Ilustración de los apoyos de WOTAS sobre el brazo de un paciente. Los apoyos son fabricados en termoplástico para permitir una mejor adaptación a la morfología del brazo de cada usuario.

del brazo de cada usuario, figura 2. Cada apoyo posee por lo menos tres puntos de contacto por cada segmento y de esta manera se consigue evitar desalineamientos entre la ortesis y el miembro (Rocon *et al.*, 2006).

3. SISTEMAS DE MEDICIÓN

El dispositivo se configura también como una herramienta de evaluación y diagnóstico de pacientes temblorosos, por esto está equipado con sensores cinemáticos (posición, velocidad y aceleración angulares) y cinéticos (fuerza de interacción entre la ortesis y el miembro superior). El análisis desarrollado para la selección de los sensores y actuadores entre las varias tecnologías candidatas está basado en el método de Dominic.

3.1 Medición de la cinemática

Siguiendo el análisis de Dominic, los giroscopios fueron seleccionados como tecnología para la medida cinemática del temblor (Rocon *et al.*, 2005a). Las principales ventajas de los giroscopios son que miden movimientos rotacionales (los movimientos humanos son rotacionales alrededor de las articulaciones), no son influenciados por la gravedad, las informaciones de frecuencia y amplitud son precisas en un largo rango de frecuencias, hasta DC (frecuencia cero), con una integración se obtiene la posición angular, con una derivación se obtiene la aceleración angular, poseen una alta relación de señal/ruido y no influyen el movimiento natural del miembro.

Se ha realizado un análisis de los giroscopios disponibles comercialmente y se decidió utilizar el giroscopio fabricado por Murata GYROSTAR ENC-03J. Estos mismos giroscopios son utilizados para estabilización de imágenes en cámaras de vídeo, por lo que se consideran una buena alternativa para medida de la velocidad del temblor. También fue desarrollada una electrónica para el tratamiento de la señal del giroscopio antes de su integración en el sistema de WOTAS. El circuito básico está compuesto por un filtro pasa banda con una frecuencia de corte entre 0.3 Hz y 25 Hz.

Este es el rango de frecuencias en que se concentra casi toda la energía del temblor, conforme a lo estudiado en nuestra revisión bibliográfica (Rocon *et al.*, 2004).

3.2 Medición de la cinética

Como sensor responsable de extraer las características cinéticas del movimiento tembloroso hemos seleccionado las galgas extensométricas. Las galgas son responsables de la medida del par aplicado por los motores sobre la estructura de WOTAS, por lo tanto, éstas son montadas sobre la estructura de manera que miden solamente la fuerza perpendicular al eje del motor, de esta forma sus medidas no son influenciadas por fuerzas originadas en direcciones indeseadas.

Las galgas extensométricas están conectadas en un circuito de Puente de Wheatstone en una combinación de cuatro galgas activas (puente completo). Cuando una deformación es aplicada a las galgas, hay un cambio en el valor de las resistencias de las mismas y desbalancea el Puente de Wheatstone. Esto produce una señal de salida relacionada con el valor de la deformación.

4. SISTEMA DE ACTUACIÓN

A la hora de diseñar cualquier dispositivo ortoprotésico que trabaje en paralelo con el cuerpo humano para la supresión del temblor es de fundamental importancia la especificación de los actuadores. Una información fundamental para la selección de una tecnología de actuación es el par y la potencia requeridos por la aplicación. Para obtener estos valores se ha realizado un estudio con varios pacientes (Rocon *et al.*, 2005b). A partir de los requerimientos de la aplicación, una serie de actuadores fueron seleccionados como posibles tecnologías candidatas para la supresión del temblor (Rocon *et al.*, 2006). Como en el caso de los sensores, el método de Dominic fue utilizado para la selección de la tecnología para la supresión del temblor. Dentro de los actuadores estudiados hemos seleccionado algunos para el posterior análisis: Polímeros electroactivos (EAPs), Fluidos electro y magneto reológicos (ERF-MRF), motores DC, Actuadores de memoria de forma (SMAs), músculos neumáticos y motores ultrasónicos. Los resultados del proceso de evaluación determinaron que los motores ultrasónicos y los motores DC son las mejores soluciones para la activación del exoesqueleto.

Se han realizado una serie de experimentos para la evaluación del funcionamiento de los motores ultrasónicos. La conclusión de nuestro proceso de evaluación de los motores ultrasónicos es que, a

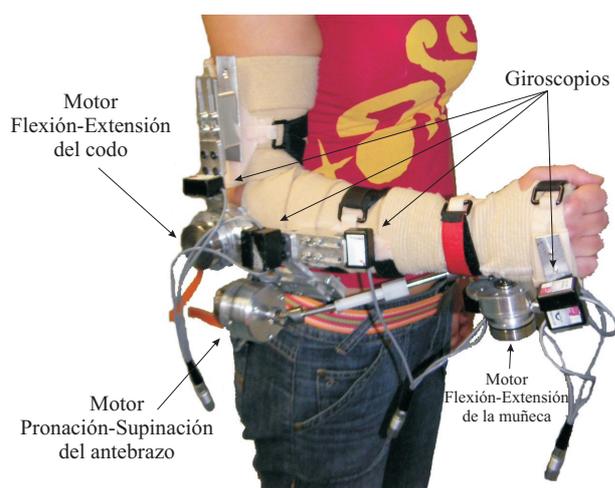


Figura 3. Versión final de WOTAS para el control de tres movimientos del miembro superior humano: flexión-extensión del codo, flexión-extensión de la muñeca y pronación-supinación del antebrazo.

pesar de que ofrecen una serie de ventajas para el campo de la robótica de rehabilitación como por ejemplo su tamaño reducido y una operación silenciosa, no son los actuadores adecuados para el exoesqueleto propuesto en este trabajo debido a su pobre respuesta a bajas velocidades lo que imposibilita su aplicación en el seguimiento de movimientos lentos, (Rocon *et al.*, 2006).

Debido a los problemas encontrados con los motores ultrasónicos, se implementó un nuevo dispositivo WOTAS utilizando motores de corriente continua como elemento de actuación. Los motores de corriente continua son uno de las tecnologías de actuación más conocidas. Hemos seleccionado el motor de corriente continua EC 45 Flat de Maxon Motor, que es un motor DC plano sin escobillas, muy ligero, de tamaño reducido, que se adapta a la aplicación ortésicas. Con el objetivo de acoplar la velocidad y el par del motor DC a los requerimientos de la aplicación, es necesario un reductor de velocidad para el sistema. Esto se ha llevado a cabo a través de un reductor armónico. En particular, el reductor seleccionado para nuestra aplicación es el reductor armónico HDF-014-100-2A. El sistema actuador configurado de esta manera es capaz de aplicar un par máximo de 8 N.m. Sin embargo el máximo par está limitado electrónicamente a 3 N.m para garantizar la seguridad del usuario. La Figura 3 presenta la versión de WOTAS utilizando motores de DC como elementos actuadores y acoplado al reductor de velocidad (harmonic drive). Igualmente se observan todos los elementos sensores sobre la estructura mecánica, así como la fijación de la ortesis al brazo de un paciente. El peso total del sistema desarrollado es aproximadamente 850 g, (Rocon *et al.*, 2006).

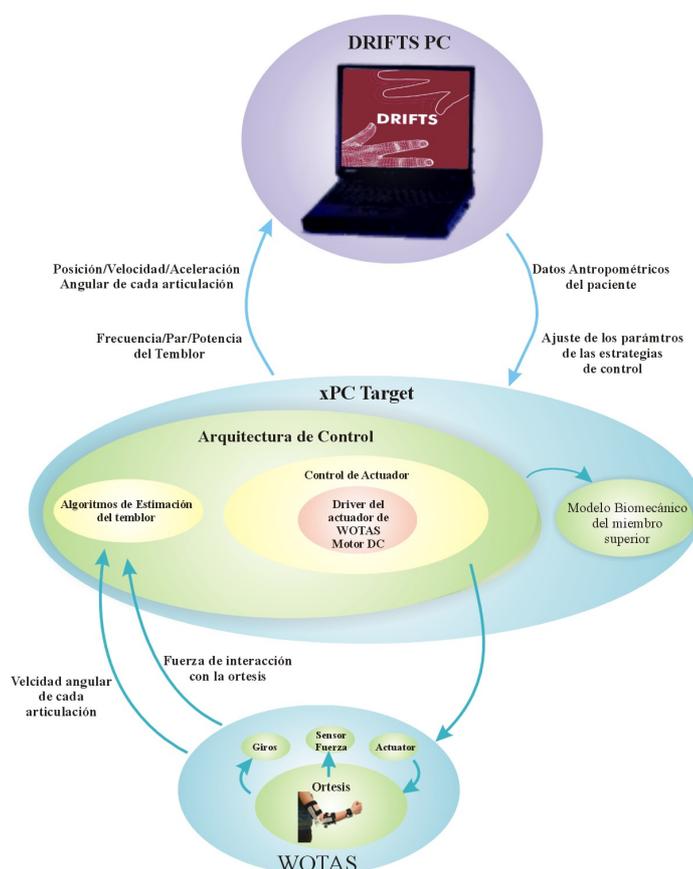


Figura 4. Arquitectura de control del exoesqueleto WOTAS.

5. ARQUITECTURA DE CONTROL

La arquitectura de control de WOTAS está compuesta básicamente por 3 componentes (Figura 4): 1) La ortesis en sí, formada por su estructura, sensores y actuadores, 2) Una unidad de control, responsable por la ejecución en tiempo real de los algoritmos para la supresión de temblor y la tarjeta de adquisición para la interfaz entre los sensores, actuadores y el controlador, 3) Un ordenador remoto, que en nuestro caso ejecuta una aplicación desarrollada para realizar la interfaz entre todo el sistema y el médico que lo esté utilizando.

El dispositivo WOTAS opera en tres modos distintos:

1. **Monitorización:** En este modo de operación, WOTAS se comporta como un sistema de medida y caracterización del temblor tanto cualitativa como cuantitativamente. De esta manera no ofrece oposición al movimiento del paciente, ya sea movimiento voluntario o tembloroso.
2. **Intervención Pasiva:** En este modo WOTAS se comporta como un dispositivo capaz de amortiguar mecánicamente los movimientos de temblor, simulando la aplicación de viscosidad o inercia sobre el miembro superior para disipar las vibraciones originadas

por el temblor y mejorar el movimiento voluntario del usuario.

3. **Intervención Activa:** En este modo WOTAS suprime el temblor como un sistema dinámico, estimando en tiempo real las señales voluntarias y temblorosas del movimiento y generando señales de actuación proporcionales a la intensidad del temblor.

5.1 Aplicación informática

Se ha desarrollado una herramienta informática que gestiona el sistema. La aplicación se instala en un ordenador externo y proporciona características de comunicación con el dispositivo, almacenamiento de datos, adquisición de señales, análisis y despliegue de información y generación de informe. Como aspecto fundamental, permite la evaluación de los algoritmos de control para supresión de temblor previamente desarrollados en Matlab, para controlar su ejecución, monitorizar variables propias del algoritmo y ajustar o sintonizar parámetros del algoritmo en tiempo real. Además implementa el protocolo de medidas especificado y las pruebas clínicas definidas y despliega información cuantitativa de la funcionalidad de los algoritmos evaluados.

6. ESTRATEGIAS DE CONTROL

La aplicación de carga biomecánica para la reducción del temblor puede ser realizada tanto a través de la utilización de dispositivos portátiles (exoesqueletos robóticos) como de dispositivos fijos (dispositivos montados sobre plataformas, por ejemplo, sillas de ruedas), (Rocon *et al.*, 2004). La primera aproximación se caracteriza por la aplicación de fuerzas internas en determinadas articulaciones del cuerpo humano. Mientras que la segunda está fundamentada en la aplicación global de fuerzas externas para la reducción del temblor.

Esta estrategia de control puede ser implementada tanto de manera activa como de manera pasiva. En el concepto pasivo, se utiliza un amortiguador mecánico, (Kotovsky and Rosen, 1998), que genera una fuerza de disipación sobre el movimiento tembloroso. Está fundamentado en el aumento del amortiguamiento del sistema biomecánico de oscilación en el que se genera el temblor.

En sistemas activos, (Rosen *et al.*, 1995), los actuadores generan un movimiento de igual amplitud pero en contra-fase, a partir de la estimación en tiempo real de la componente temblorosa del movimiento. De esta manera el sistema activamente cancela y efectivamente sustrae el temblor del movimiento total realizado por el usuario del

exoesqueleto. Al contrario que en la aproximación pasiva, en la que la energía del movimiento tembloroso es disipada, en sistemas activos se transfiere energía (en contra-fase al movimiento tembloroso) al sistema.

Después en una exhaustiva revisión bibliográfica sobre las características del temblor y de las estrategias de control para aplicación de fuerzas sobre el cuerpo humano, se han definido dos estrategias de control para la supresión del temblor mediante la aplicación de cargas biomecánicas, (Rocon *et al.*, 2005a):

1. Reducción del temblor a través de control de impedancia: se define una estrategia para controlar la impedancia del conjunto exoesqueleto-miembro superior. En este caso los parámetros de rigidez, amortiguamiento e inercia del miembro superior son modificados para estudiar sus efectos sobre el temblor en las articulaciones de este miembro.
2. Implementación de un filtrado selectivo (*notch*) centrado en la frecuencia del movimiento tembloroso. Se plantea la utilización de técnicas de reducción de ruido como alternativa para la supresión activa del temblor patológico.

6.1 Reducción del temblor a través de control de impedancia

La impedancia de un sistema se define como la relación entre la fuerza de reacción del sistema frente al movimiento externo impuesto sobre el mismo y el propio movimiento, (Hogan, 1985). En general, la impedancia involucra tres componentes: rigidez, amortiguamiento e inercia. En la literatura hay evidencias de que la variación de las tres componentes modifican las características biomecánicas del temblor en el miembro superior, (Adelstein, 1981).

En la aproximación de este trabajo, se modela el sistema músculo-esquelético (cada articulación del miembro superior que contribuye al temblor) como un sistema biomecánico de segunda orden, (Adelstein, 1981). Es sabido que la respuesta en frecuencia de un sistema de segundo orden presenta el comportamiento de un filtro paso bajo. La frecuencia de corte de este filtro está directamente relacionada con los parámetros biomecánicos del sistema de segundo orden. La aproximación propuesta consiste en seleccionar los parámetros apropiados de inercia y amortiguamiento, de manera que la frecuencia de corte, f_c , del sistema músculo-esquelético quede inmediatamente por encima de la frecuencia máxima del movimiento voluntario, anulando el componente tembloroso del movimiento global.

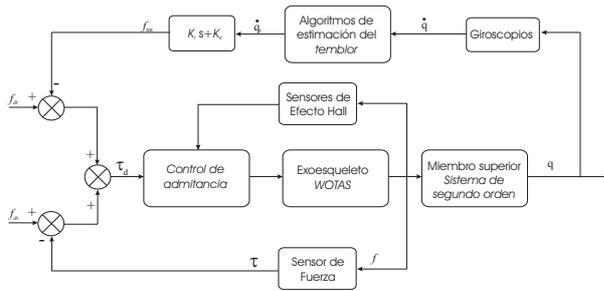


Figura 5. Estrategia de control para la modificación de la impedancia del miembro superior implementada en cada articulación del exoesqueleto WOTAS.

El algoritmo de control ilustrado en la figura 5 es el que se propone para la modificación de los parámetros biomecánicos del miembro superior. Como se puede percibir en la figura, el control de la fuerza aplicada por el exoesqueleto sobre el brazo se implementa mediante lazos externos de control de la fuerza alrededor de un lazo interno de velocidad.

Para cada articulación, un controlador específico del motor utilizado en WOTAS lleva a cabo un lazo interno de control de la velocidad del motor. Alrededor de este lazo interno, se cierran dos lazos externos: uno para la realimentación y para el control de la fuerza de interacción entre el exoesqueleto y el miembro (lazo inferior); el otro lazo es responsable de la aplicación de fuerzas para la alteración de los parámetros biomecánicos del miembro superior para la supresión del temblor (lazo superior). El valor de fuerza, τ_d , que se introduce en el lazo interno de fuerza se calcula a través de la suma de las acciones de los dos lazos externos:

$$\tau_d = f_{dt} - k_i q_t - k_v \dot{q}_t + f_{dv} - \tau \quad (1)$$

La parte superior del lazo de control propuesto es la responsable de la modificación de la impedancia aparente del miembro superior. Los coeficientes de realimentación K_i y K_v definen las características de inercia y amortiguamiento aparentes de cada articulación del miembro superior. A partir de estos coeficientes y de la información filtrada del movimiento de cada articulación del miembro superior (de manera que solamente la información relativa al temblor es realimentada) se calcula la fuerza (f_{mt}) aplicada sobre el brazo. Esta fuerza tiende a desaparecer a medida que el temblor es suprimido. De esta manera, la diferencia entre la fuerza calculada, f_{mt} , y la fuerza deseada, f_{dt} , tenderá a cero ya que en nuestra aplicación, el valor de f_{dt} es seleccionado como cero.

La parte inferior del lazo de control propuesto es responsable de la minimización de los efectos del exoesqueleto sobre los movimientos voluntarios. En este lazo, los sensores de fuerza miden la fuerza

de interacción entre el exoesqueleto y el miembro superior (τ). En condiciones ideales, un paciente que no presente temblores no debe sentir ninguna resistencia al movimiento natural de su brazo por parte del exoesqueleto. Como resultado se ajusta la impedancia añadida por el lazo inferior a cero. Para ello, la consigna que define la fuerza aplicada sobre el movimiento voluntario del usuario, f_{dv} , es ajustada a cero.

6.2 Explotación de las características repetitivas del movimiento tembloroso

El temblor es normalmente descrito en la bibliografía como una contracción rítmica e involuntaria caracterizada por oscilaciones a una frecuencia central, (Rocon *et al.*, 2004). La frecuencia del temblor varía de acuerdo con la patología del paciente. Para enfermos de temblor esencial en rango de frecuencias está comprendido entre 5 y 8 Hz, mientras que en el temblor de reposo la frecuencia es normalmente inferior, entre 3 y 6 Hz.

Además, la frecuencia varía entre pacientes de una patología definida, sin embargo tiende a ser estable en el mismo paciente. Esta característica es explorada en este trabajo mediante la implementación de una estrategia de control fundamentada en el control repetitivo (RC), (Inoue, 1990). Para la implementación del controlador activo a partir del control repetitivo para la supresión del temblor se utilizó una aproximación de control articular, es decir, cada articulación es controlada de manera independiente para minimizar los problemas de acoplamiento del temblor en las diferentes articulaciones del miembro superior. La estrategia de control diseñada y propuesta para el control activo del temblor patológico es la ilustrada en la figura 6. En la estrategia de control propuesta se controla la velocidad de cada articulación del miembro superior humano. La velocidad de consigna, \dot{q}_c que se introduce en el lazo de control de velocidad se calcula mediante la siguiente ley de control:

$$\dot{q}_c = \dot{q}_f + \dot{q}_{tr} = k_f (f_{dv} - f) + k_a (\dot{q}_{dt} + z^{-M_k} \cdot \dot{q}_t) \quad (2)$$

Como en la aproximación pasiva, esta estrategia también está compuesta por dos lazos. El lazo superior es responsable de la acción de supresión activa del temblor, mientras que el lazo inferior es responsable de la reducción de los efectos de carga biomecánica sobre el movimiento natural. En el lazo superior se realiza una estimación de la velocidad del movimiento tembloroso, \dot{q}_t . La amplitud de la velocidad del movimiento tembloroso sufre un retardo de M segundos. El valor de este retardo es definido por la frecuencia del movimiento tembloroso, ω_t . De esta manera, la amplitud del movimiento tembloroso, sumada a una consigna de velocidad, \dot{q}_{dt} , es realimentada al controlador de

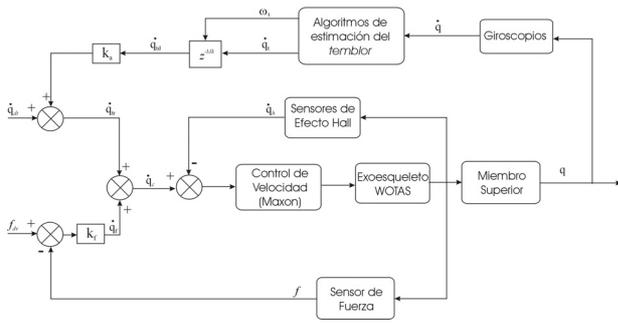


Figura 6. Estrategia de control repetitivo de velocidad implementada en el exoesqueleto WOTAS.

velocidad interno del exoesqueleto WOTAS. Así, los actuadores de WOTAS describirán un perfil de velocidad de igual amplitud pero en contra fase al movimiento tembloroso estimado, cancelando activamente y substrayendo de manera efectiva el temblor del movimiento total realizado por el usuario. Para ello, en nuestro sistema, la consigna de velocidad, \dot{q}_{dt} , se ajusta a cero. El valor de la constante k_a define la amplitud del movimiento que será realimentado al controlador de velocidad.

El lazo inferior es el encargado de reducir la aplicación de cargas sobre el movimiento voluntario. Para ello, se implementa un control de admitancia, es decir, los sensores miden la fuerza de interacción entre el exoesqueleto y el miembro superior, f , que multiplicada por la ganancia del lazo de control de fuerza, k_f , define la consigna de velocidad \dot{q}_f que es realimentada al controlador interno de velocidad del motor de WOTAS. Como ya se ha comentado, en condiciones ideales, un paciente que no presente temblores no debe sentir ninguna resistencia al movimiento natural de su brazo por parte del dispositivo robótico. Para ello, como en el caso del control pasivo propuesto en el epígrafe anterior, la consigna que define la fuerza aplicada sobre el movimiento voluntario del usuario, f_{dv} , es ajustada a cero.

Como se ha expuesto en el párrafo anterior, al contrario que la aproximación pasiva, en la que la energía del movimiento tembloroso es disipada, en la aproximación activa se transfiere energía (en contra-fase al movimiento tembloroso) al sistema. La aproximación activa de supresión del temblor nunca había sido implementada en ningún sistema destinado a la supresión del temblor. El sistema propuesto es novedoso y la evaluación de su eficacia en la supresión del temblor patológico, así como los efectos sobre el usuarios, serán presentadas en la siguiente sección de este artículo.

6.3 Estimación del temblor

Las dos estrategias de control presentadas en las secciones anteriores requieren la identificación y el

seguimiento en tiempo real del movimiento voluntario y del movimiento tembloroso. El gran desafío de este tipo de tratamiento, independientemente de la aproximación utilizada, es la distinción entre lo que es el movimiento tembloroso y lo que es el movimiento voluntario antes que la estrategia de control aplique cualquier tipo de carga biomecánica sobre el brazo. Este proceso requiere la estimación en tiempo real de los movimientos.

En la literatura, el algoritmo más utilizado en la estimación del movimiento tembloroso es el combinador lineal ponderado de Fourier (*Weighted-frequency Fourier linear combiner*, en adelante WFLC) desarrollado por Riviere, (Riviere and Thakor, 1998), en su tesis doctoral para el filtrado de la señal temblorosa originada por temblor fisiológico en el contexto de la microcirugía, (Rocon *et al.*, 2004). Este algoritmo modela el movimiento tembloroso como un movimiento sinusoidal, su implementación recursiva actualiza los parámetros del modelo a cada iteración, lo que lo transforma en un algoritmo sencillo, de fácil implementación y bajo coste computacional. Estas características son muy interesantes para nuestra aplicación y por eso lo hemos adoptado como primera alternativa. El WFLC puede ser descrito por la ecuación 3, donde $w_k = [w_{1k} \dots w_{2Mk}]^T$ es el vector adaptativo de los coeficientes de Fourier, s_k es la señal de entrada, M es el número de armónicos de la señal del modelo y μ es un parámetro de ajuste de los coeficientes a ser estimados.

$$\varepsilon_k = s_k - \sum_{r=1}^M [w_{rk} \sin(r\omega_0 k) + w_{r+Mk} \cos(r\omega_0 k)] \quad (3)$$

En su implementación recursiva, el WFLC es capaz de estimar tanto la amplitud como la frecuencia del temblor en tiempo real, (Riviere and Thakor, 1998).

$$w_{0k+1} = w_{0k} + 2\mu_0 \varepsilon_k \sum_{r=1}^M r (w_{rk} x_{M+r_k} - w_{M+r_k} x_{rk}) \quad (4)$$

donde:

$$x_{rk} = \begin{cases} \sin\left(r \sum_{t=1}^k w_{0t}\right), & 1 \leq r \leq M \\ \cos\left((r-M) \sum_{t=1}^k w_{0t}\right), & M+1 \leq r \leq 2M \end{cases} \quad (5)$$

El algoritmo WFLC ha sido evaluado en señales medidas en pacientes que padecen del temblor. En las pruebas realizadas, el algoritmo ha sido capaz de estimar el movimiento tembloroso de todos los pacientes evaluados con una precisión siempre inferior a 2 grados, (Rocon *et al.*, 2005b). La principal desventaja del WFLC es la necesidad

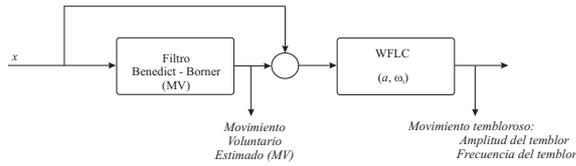


Figura 7. Algoritmo de dos etapas para la estimación del temblor y del movimiento tembloroso. En la primera etapa, se estima la amplitud del movimiento voluntario (MV) del movimiento total, x , mediante la utilización de un filtro de Benedict-Bordner. En la segunda etapa, el movimiento voluntario estimado en la primera etapa es removido de la señal de entrada y se asume que la señal restante es temblor. En esta etapa, se adopta el WFLC para la estimación tanto de la amplitud, a , como de la frecuencia del movimiento tembloroso, ω_t .

de una etapa previa de filtrado para la eliminación de la componente voluntaria del movimiento. Esta etapa de filtrado introduce un retardo no deseado para nuestro sistema en la estimación del movimiento tembloroso. Con el objetivo de solucionar este problema se propone el desarrollo de un algoritmo de dos etapas para la estimación del movimiento voluntario y del movimiento tembloroso con un retardo mínimo, véase la figura 7. En la primera etapa, un algoritmo fundamentado en un filtro de Benedict-Bordner realiza la estimación del movimiento voluntario. En la segunda etapa del filtro, el movimiento voluntario estimado en la primera etapa es sustraído de la señal de entrada, de manera que se asume que la señal restante es temblor. En esta etapa se utiliza el WFLC para la estimación tanto de la amplitud como de la frecuencia del movimiento tembloroso.

La capacidad del algoritmo en la estimación de los parámetros del movimiento tembloroso también fue evaluada. En este mismo estudio se comprobó que la estimación del movimiento tembloroso posee un tiempo de convergencia máximo de 2 segundos y que, pasado el tiempo de convergencia, el error medio en la estimación del movimiento tembloroso es siempre inferior a 1 grado. La figura 8 ilustra el funcionamiento del algoritmo con un paciente que padece de temblor esencial al realizar la tarea de dibujar una espiral.

7. PROTOCOLO DE MEDIDAS

Con el objetivo de evaluar la capacidad del exoesqueleto en la supresión del temblor patológico de miembro superior, una serie de experimentos fueron llevados a cabo. Para alcanzar este objetivo se ha definido un protocolo para la realización de los

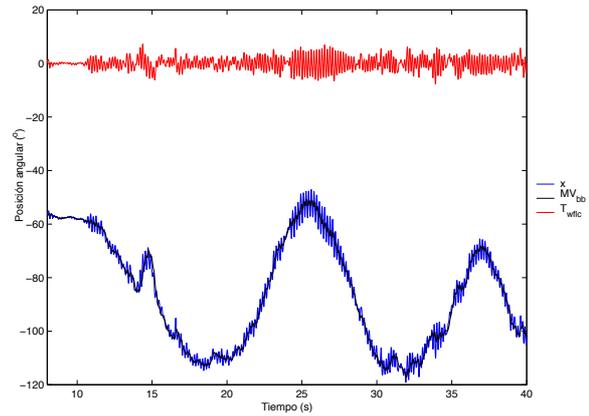


Figura 8. Ilustración del funcionamiento del algoritmo propuesto para la estimación del movimiento voluntario y del movimiento tembloroso con un retardo mínimo. El movimiento (x) corresponde a la articulación del codo de un paciente de temblor esencial al realizar la tarea de dibujar una espiral. El algoritmo está compuesto por dos etapas, en la primera se estima el movimiento voluntario mediante la utilización del filtro de Benedict-Bordner (MV_{bb}) y en la segunda etapa se estima el movimiento tembloroso (T_{wflc}) a través del WFLC.

experimentos. Los objetivos de estos experimentos son:

1. Evaluar la plataforma hardware que se ha desarrollado.
2. Validar las estrategias de control desarrolladas para supresión mecánica de temblor patológico.
3. Determinar las diferencias entre aproximaciones activa y pasiva (control).
4. Determinar la mejor combinación de parámetros para cada aproximación.
5. Evaluar la funcionalidad de las diferentes alternativas de actuadores.
6. Estimar el posible impacto y aceptación de un modelo futuro de ortésis para suprimir temblor.

Las pruebas fueron realizadas en dos países distintos. En la primera etapa de evaluación se realizaron pruebas pre-clínicas en el Departamento de Neurología del Hôpital Erasme en Bruselas, Bélgica. La segunda etapa de pruebas clínicas, fue realizada en el departamento de Neurología del Hospital General de Valencia, en España. El protocolo de los experimentos fue aprobado por los comités éticos de cada hospital donde se realizaron las pruebas.

El funcionamiento del exoesqueleto WOTAS fue evaluado en 10 pacientes de enfermedades que provocan temblor. La patología de cada paciente fue previamente diagnosticada por un neurólogo del equipo del hospital utilizando la escala fun-

cional de cuantificación de Faher et al., (Fahn et al., 1998). Entre todos los pacientes había un total de 7 del sexo masculino y 3 pacientes del sexo femenino. Todos los pacientes firmaron un consentimiento por escrito del protocolo de los experimentos. Además, autorizaron la utilización de los datos obtenidos durante la realización de los mismos para fines científicos.

Durante los experimentos la única persona que conocía el modo de funcionamiento del exoesqueleto era el operador, es decir, el paciente, el fisioterapeuta y el médico no sabían si la ortesis estaba aplicando alguna estrategia, activa o pasiva, para la supresión del temblor o si estaba funcionando en modo libre o de monitorización. Esta fue la aproximación adoptada para la reducción del efecto placebo sobre los resultados obtenidos en los experimentos (Belda-Lois et al., 2004).

7.1 Tareas de evaluación

En el marco del proyecto y utilizando una base médica, se han seleccionado un conjunto de tareas que realizarán los pacientes en las pruebas de evaluación. Las tareas seleccionadas fueron: 1) Mantener los brazos estirados, 2) Llevar el dedo a la nariz, 3) Mantener el miembro superior en reposo, 4) Dibujar una espiral.

Todas las tareas realizadas por los pacientes son pruebas clínicas y funcionales que utilizan los neurólogos en el diagnóstico de las enfermedades que originan el temblor. Dichas pruebas proporcionan información relevante de amplitud y frecuencia que sirve para clasificar el temblor patológico.

Tres mediciones diferentes para cada tarea y para cada modo de funcionamiento de WOTAS deben ser realizadas para garantizar la repetitividad de los datos. Igualmente, para cada una de las tareas se ha definido el tiempo que tarda su realización, el tiempo entre mediciones y un código de archivo específico para ser almacenado en el disco. El número total de repeticiones de las tareas fue seleccionado de modo que el tiempo total de la sesión de medida no superara 1 hora, así se evita la fatiga y el cansancio del paciente durante la realización de las pruebas. Durante los experimentos, el orden de aplicación de los distintos modos de funcionamiento de WOTAS fue generado por una secuencia aleatoria, así como el orden de las tareas. Con esta aproximación se reducen los efectos de aprendizaje y su influencia en el análisis de los datos obtenidos (Rocon et al., 2005a).

7.2 Análisis de los datos

Los datos utilizados para el análisis provienen de los giroscopios ubicados en cada una de las articulaciones activadas por el exoesqueleto WOTAS. El valor de la salida de los giroscopios fue muestreado a una frecuencia de 2 KHz. Para su análisis los datos adquiridos fueron filtrados a través de la utilización de un algoritmo suavizador de Kernel y una ventana gaussiana con 51 puntos de ancho. La métrica seleccionada, R , para la evaluación del funcionamiento del exoesqueleto WOTAS es la relación entre la potencia espectral del movimiento del paciente con WOTAS operando en modo de *monitorización*, P_{mm} , y la potencia espectral del movimiento del paciente con WOTAS operando en los modos de supresión del temblor P_{ms} , tanto *pasivo* como *activo*, ecuación 6. El ancho de banda analizado está entre 3 y 8 Hz debido a que la mayoría de los temblores patológicos ocurren en este rango frecuencial, (Rocon et al., 2004). Por otro lado, los movimientos voluntarios relacionados con las tareas desarrolladas en estos experimentos ocurren a frecuencias inferiores a 2 Hz, (Rocon et al., 2004).

$$R = \frac{P_{ms}}{P_{mm}} \cdot 100 \quad (6)$$

De esta manera, la señal utilizada como referencia es la señal adquirida con WOTAS operando en el modo de *monitorización*, así la efectividad de la estrategia en la supresión del temblor está referida a este valor. De este modo conseguimos que ambas series temporales (*monitorización* y *supresión*) sean adquiridas mientras el usuario lleva el exoesqueleto puesto y así podemos garantizar que la reducción del temblor es únicamente debida a la acción de las estrategias de supresión del temblor y no al mero uso del exoesqueleto, (Belda-Lois et al., 2004).

8. RESULTADOS EXPERIMENTALES Y DISCUSIÓN

La figura 9 ilustra los resultados obtenidos del análisis de los datos generados durante las sesiones de medida. El eje de abscisas de la figura representa el valor de R en los diferentes experimentos con WOTAS operando en los modos de supresión del temblor, tanto activo como pasivo. La coordenadas del eje de ordenadas están relacionadas con la potencia del temblor del paciente obtenida cuando WOTAS opera en el modo de monitorización.

A través de la figura 9 podemos verificar que el exoesqueleto robótico posee un límite mínimo de supresión del temblor, es decir, si la densidad espectral del movimiento tembloroso es inferior a un límite inferior, cerca de $0.15 \frac{rad^2}{s^3}$, el exoesqueleto

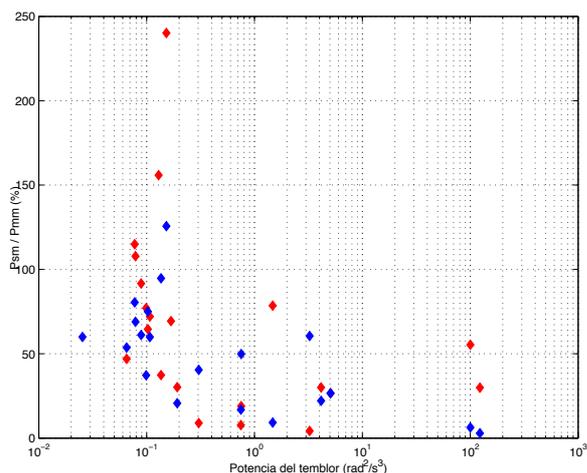


Figura 9. Relación entre la potencia espectral del movimiento tembloroso del paciente con WOTAS operando en modo de *monitorización*, P_{mm} , y la potencia espectral del movimiento tembloroso del paciente con WOTAS operando en los dos modos de supresión del temblor P_{ms} : modo activo - azul y modo pasivo - rojo. Esta relación cuantifica la reducción en la amplitud del temblor con la aplicación de las estrategias de control.

WOTAS es ineficaz en la supresión del temblor. Esta densidad espectral de energía corresponde a un temblor de amplitud moderada no perceptible por inspección visual. La existencia de un límite inferior de funcionamiento de WOTAS era esperado pues, para pequeñas amplitudes de temblor, el movimiento relativo entre la piel del usuario y la estructura del exoesqueleto actúa como una zona muerta. Además, las propias holguras del sistema impiden que éste actúe sobre temblores con amplitudes tan pequeñas. Los autores creen que esto se debe a las holguras del sistema y al movimiento relativo entre los tejidos blandos del usuario y la estructura del exoesqueleto, (Rocon *et al.*, 2005b).

De acuerdo con los resultados obtenidos se puede decir que el rango medio de reducción del temblor en el modo de funcionamiento activo está entre 3.4% y 95.2%, con un valor medio de reducción en la energía del movimiento tembloroso de un 81.2%. Los resultados obtenidos también indican que cuando el exoesqueleto está funcionando en modo pasivo, el rango medio de reducción del temblor obtenido por el exoesqueleto WOTAS está entre 12.55% y 92.3% y el valor medio de reducción fue de 70.0%. Los valores máximos de reducción del temblor fueron de 92.3% y 97.1% para las estrategias pasiva y activa, respectivamente.

En el análisis de los datos también se han comparado los resultados obtenidos con cada una de las estrategias de control propuestas. En la estrategia pasiva, se absorbe energía del temblor, mientras

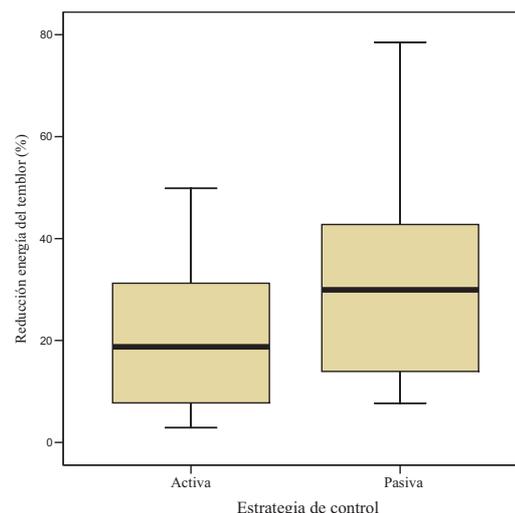


Figura 10. Comparación de los resultados obtenidos con cada una de las estrategias de control.

que en la estrategia activa se añade energía, pero en contra-fase, al movimiento tembloroso. Ambas estrategias de control fueron capaces de reducir la energía asociada al movimiento tembloroso. Los resultados indicaron que la estrategia de control activa es capaz de alcanzar un mayor promedio de supresión del movimiento tembloroso que la estrategia pasiva (81.2% frente a 70%), figura 10. Sin embargo, esta diferencia no es estadísticamente significativa. El autor cree que se deben realizar futuros estudios con más pacientes para la validación de esta afirmación, dado que el valor de viscosidad añadida al movimiento tembloroso fue el mismo en todas las articulaciones de los diferentes pacientes. En opinión del autor, la solución ideal para este problema es la selección de los parámetros biomecánicos de acuerdo con la impedancia mecánica de cada articulación del miembro y de cada paciente. Esta solución fue considerada durante la definición del protocolo, sin embargo no ha podido ser implementada debido a su efecto sobre el tiempo total del experimento, (Belda-Lois *et al.*, 2004). Por otro lado, varios pacientes relataron que en la estrategia activa, en la que los actuadores se mueven en contra fase al movimiento tembloroso, se produce una sensación más incómoda que en la estrategia pasiva. El autor cree que esta diferencia es debida a que, cuando opera en modo *activo*, el exoesqueleto se mueve continuamente en contra fase al movimiento tembloroso. Además, en este modo de funcionamiento el exoesqueleto genera más ruido acústico que resulta en más incomodidad al usuario.

El análisis de los resultados nos indica que la estrategia de control pasiva presenta un mejor funcionamiento en la supresión del temblor en el nivel de la muñeca que en el nivel de codo. Esto se explica por el hecho de que la viscosidad añadida al movimiento de ambas articulaciones fue igual,

0.5 $\frac{N.m.s}{rad}$. La articulación de la muñeca posee parámetros biomecánicos diferentes a la articulación del codo debido al hecho de que la primera es responsable del movimiento de la mano, mientras que los movimientos de la última afectan a todo el antebrazo y la mano. De esta manera, el mismo valor de viscosidad afectará menos a la articulación del codo que a la articulación de la muñeca, (Pledgie *et al.*, 2000).

Cuando consideramos el efecto del exoesqueleto sobre el temblor, independiente de la estrategia aplicada, llegamos a una reducción media de 78.6% en la energía del movimiento tembloroso. La figura 11 ilustra la reducción en la energía del temblor para un paciente con temblor esencial. En ambos casos, tanto activo como pasivo, la reducción en la amplitud del temblor es visible. Esta reducción puede ser apreciada también en el dominio de la frecuencia (gráficos a la derecha de la figura) que ilustra la densidad espectral de potencia, calculada por la FFT de la señal temblorosa, de la misma señal. Es importante resaltar que la frecuencia del movimiento no ha cambiado, es decir, se redujo significativamente la energía asociada al movimiento tembloroso pero la frecuencia del temblor permaneció inalterada. Este resultado está de acuerdo con las previsiones teóricas, (Adelstein, 1981), ya que al añadir viscosidad al modelo biomecánico de segundo orden del miembro superior humano, alteramos la amplitud del movimiento sin cambiar su frecuencia.

Los valores de reducción alcanzados son muy elevados pero los autores creen que no toda esta reducción es consecuencia de la reducción del temblor del miembro. Esto se debe al hecho de que la transmisión del movimiento del exoesqueleto al miembro no es una transmisión rígida, es decir, aunque el temblor en el exoesqueleto se reduzca el 97% (tal y como demuestran los resultados) el temblor del miembro no se reduce en esta proporción debido a los movimientos del brazo en relación a los soportes del exoesqueleto. Al analizar los videos grabados durante las sesiones de medida, se ha detectado que efectivamente el movimiento del exoesqueleto se redujo con la aplicación de las estrategias de control, sin embargo, existía un temblor residual en el miembro.

Otro punto interesante resaltado por tres de los diez pacientes evaluados es que la realimentación visual de la reducción del temblor produce efectos positivos en la realización de la tarea. Estos pacientes relataron que era más fácil la realización de las tareas cuando el exoesqueleto estaba activo. En su opinión, el hecho de poder ver que el temblor se había reducido hacía que temblasen menos. Esto indica que la reducción del temblor provocado por el exoesqueleto robótico se da por dos causas:

1. El efecto de las estrategias de control y la aplicación de fuerzas sobre el movimiento tembloroso.
2. La realimentación visual (*biofeedback*) de la reducción del temblor debido a la acción de las estrategias de control.

El efecto de la realimentación visual de la reducción del temblor sobre los mecanismos de generación del mismo fue constatado en estos experimentos y será tema de futuras investigaciones en próximos trabajos del autor. Es importante resaltar que esto no fue detectado por todos los usuarios, lo que indica que se requiere un estudio para la definición de los pacientes que se benefician de esta realimentación.

9. CONCLUSIONES

El temblor es el más común de los trastornos de movimiento y es una fuente importante de discapacidad funcional, afectando muchas de las tareas diarias. Para los casos en que fallan las opciones de tratamiento, un camino a seguir es a través de ayudas tecnológicas en forma de mecanismos que se unen al brazo (exoesqueletos).

Este artículo ha evaluado los diferentes aspectos del exoesqueleto robótico WOTAS. En el proceso de evaluar el WOTAS con pacientes en situaciones reales, se ha definido e incorporado diversas tareas clínicas a ser llevadas a cabo por el paciente, las cuales son seleccionadas en el momento de la evaluación con el sistema. Diez pacientes han intervenido en la fase de experimentación clínica del sistema. Los pacientes llevaron adaptado el dispositivo mientras éste operaba en tres posibles modos de operación: monitorización, supresión pasiva y supresión activa. La eficacia clínica (a partir de las variables obtenidas) y aceptación del usuario fueron la base para seleccionar la mejor combinación de parámetros de los algoritmos. La flacidez y características de tejido blando del sistema muscular fueron los principales inconvenientes para proporcionar la fuerza compensatoria sobre el brazo, en el momento en que intervenían los algoritmos para suprimir temblor. Sin embargo, se obtuvieron reducciones del orden del 80% en la potencia del temblor en los pacientes que padecían temblor severo. De los resultados y la reducción de temblor obtenidos en las pruebas de evaluación del sistema, se evidenció la relevancia de estos dispositivos exoesqueléticos.

De esta manera en el Instituto de Automática Industrial, donde se realizó el presente trabajo, se pretende iniciar el desarrollo de un dispositivo exoesqueleto tal como WOTAS pero en un ámbito de aplicación más general, no solo destinado a la cancelación de temblor sino también a la generación y aplicación de fuerzas de diversas índoles

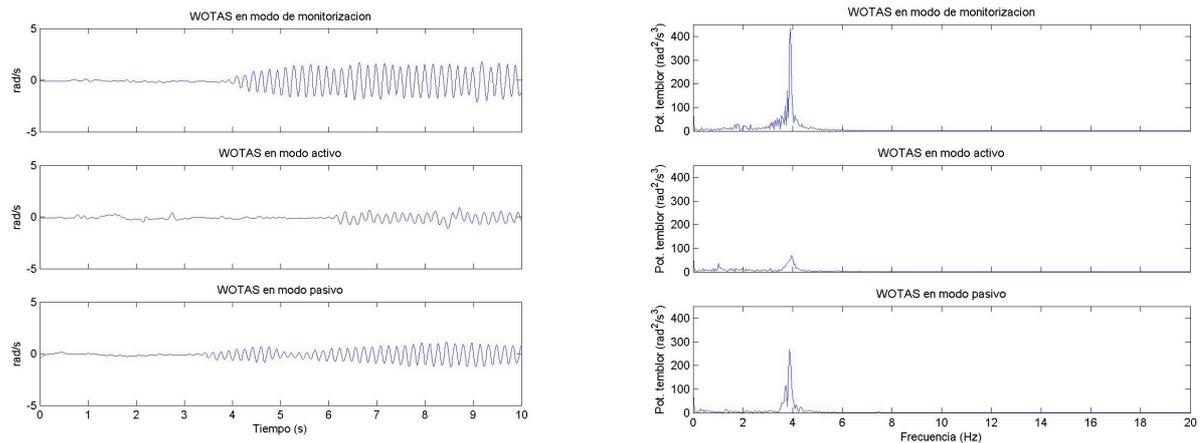


Figura 11. Serie temporal (izquierda) y densidad espectral de potencia (derecha) del movimiento tembloroso de la articulación de la muñeca de un paciente con temblor esencial al realizar la tarea de llevar el dedo a la punta de la nariz bajo diferentes estrategias de supresión del temblor.

sobre el miembro superior con el fin de evaluar otros tipos de patologías y estudios a nivel neuromotor.

Dispositivos robóticos como el presentado en este artículo, representan una tecnología asistencial para reducir la dependencia y permitir a los pacientes llevar a cabo autónomamente tareas cotidianas.

REFERENCIAS

- Adelstein, B.D. (1981). Peripheral mechanical loading and the mechanism of abnormal intention tremor. PhD thesis. MIT.
- Belda-Lois, J.M., M.J. Vivas, A. Castillo, F. Pedro, J.D. Garrido, J. Sanchez-Lacuesta, R. Barberà, R. Poveda and J. Prat (2004). Functional assessment of tremor in the upper limb. In: *International Journal of Rehabilitation Research: Proceedings of the 8th Congress of European Federation for Research in Rehabilitation*. Ljubljana, Slovenia.
- Fahn, S., E. Tolosa and C. Marin (1998). Clinical rating scale for tremor. In: *Parkinson's disease and movement disorders* (E. Tolosa J. Jankovic, Ed.). Urban & Schwarzenberg, Baltimore.
- Hogan, N. (1985). Impedance control: An approach to manipulation: Part I - theory. *Journal of Dynamics System, Measurement and Control* **107**, 1–7.
- Inoue, T. (1990). Practical repetitive control system design. In: *Proceedings of 29th IEEE Conference on Decision and Control*. Vol. 3. IEEE. pp. 1673–1678.
- Kotovsky, J. and M.J. Rosen (1998). A wearable tremor-suppression orthosis. *J. Of Rehabilitation Research and Development*.
- Manto, M., M. Topping, M. Soede, J. Sanchez-Lacuesta, W. Harwin, J. Pons, J. Williams, S. Skararup and L. Normie (2003). Dynamically responsive intervention for tremor suppression. *IEEE Engineering in Medicine and Biology* **22**(3), 120–132.
- Markenscoff and Yannas (1979). On the stress-strain relation for skin. *Journal of Biomechanics* **12**(2), 127–129.
- Pledge, Stephen, Kenneth E. Barner, Sunil K. Agrawal and Tariq Rahman (2000). Tremor suppression through impedance control. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* **8**(1), 53–59.
- Pons, J.L., E. Rocon, R. Ceres, D. Reynaerts, B. Saro, S. Levin and W. Van Moorleghe (2004). The manus dextrous robotics upper limb prosthesis: mechanical and control aspects. *Autonomous Robots* **16**, 143–163.
- Riviere, C.N. and N.V. Thakor (1998). Modeling and canceling tremor in human-machine interfaces. *IEEE Engineering in Medicine and Biology* pp. 29–36.
- Rocon, E., A.F. Ruiz, J.L. Pons, J.M. Belda-Lois and J.J. Sánchez-Lacuesta (2005a). Rehabilitation robotics: a wearable exo-skeleton for tremor assessment and suppression. In: *International Conference on Robotics and Automation 2005 - ICRA05*. pp. 241–246.
- Rocon, E., A.F. Ruiz, J.L. Pons, J.M. Belda-Lois and J.J. Sánchez-Lacuesta (2006). On the use of an active wearable exoskeleton for tremor suppression via biomechanical loading. In: *International Conference on Robotics and Automation 2006 - ICRA06*. pp. 241–246.
- Rocon, E., J.M. Belda-Lois, J.J. Sánchez-Lacuesta, A.F. Ruiz and J.L. Pons (2005b). Estimation of biomechanical characteristics of tremorous movements based on gyroscop-

- pes. In: *Asistive Technology - from Virtuality to Reality*. AAATE05. Lille , France.
- Rocon, E., J.M.Belda-Lois, J.J. Sanchez-Lacuesta and J.L. Pons (2004). Pathological tremor management: modelling, compensatory technology and evaluation. *Journal of Technology & Disability* **16**, 3–18.
- Rosen, M.J., A.S. Arnold, I.J. Baiges, M.L. Aisen and S.R. Eglowstein (1995). Design of a controlled-energy-dissipation orthosis (cedo) for functional suppression of intention tremors. *J. Of Rehabilitation Research and Development* **32**(1), 1–16.
- Ruiz, A.F. (2005). Robótica aplicada a la rehabilitación y asistencia de discapacitados. Trabajo de Investigación del Curso de Ingeniería de la rehabilitación al servicio de la discapacidad.