

Modelado biomecánico del miembro superior para supresión ortésica del temblor

E. Rocon, A. Ruiz, R. Ceres, L. Calderón, J.L. Pons
Instituto de Automática Industrial, CSIC
Crta. Campo Real, Km.0,200
28500 Arganda del Rey, España

Resumen

La aplicación de carga biomecánica ha sido propuesta en la literatura como una posible solución para la supresión del temblor patológico. El artículo presenta una pequeña introducción en el tema de la cancelación del temblor mediante la aplicación de carga biomecánica además de presentar dos propuestas de estrategias de control para la supresión del temblor en dispositivos ambulatorios. Con el objetivo de validar ambos conceptos, un dispositivo ortésico ambulatorio es brevemente introducido.

Palabras Clave: Temblor, carga biomecánica, ortoprotésica.

1 Introducción

El temblor es una forma de movimiento corporal anormal e involuntario, incluido dentro las llamadas disquinesias de la patología neurológica [2]. Se caracteriza por un exceso de movimiento que puede llegar a interferir en la capacidad del individuo en la realización de tareas cotidianas como comer, escribir, etc.

Dentro de los numerosos trastornos del movimiento corporal, el temblor es la forma más frecuente. Podemos encontrarnos con el temblor como un hecho aislado siendo la única manifestación de enfermedad como en el temblor esencial. En otras ocasiones el temblor forma parte, como un síntoma más, de enfermedades más complejas como puede ser por ejemplo la Enfermedad de Parkinson.

En cualquier caso, el temblor es un hecho frecuente en el anciano, formando en ocasiones parte de una imagen desvalida e incapacitada de la vejez que sólo debe asumirse como situaciones de enfermedad y no como parte del envejecimiento normal.

El temblor es un trastorno que no ofrece riesgo a la vida, sin embargo puede ser responsable de incapacidad funcional y de exclusión social del paciente que lo padece.

A pesar de la intensa actividad en investigaciones en el campo de las enfermedades que provocan temblor,

todavía no se ha descubierto la cura para una gran variedad ellas. El objetivo global de todas las terapias es mantener las funciones básicas del paciente para que él pueda tener una vida lo más normal e independiente posible mientras se reduce el trastorno.

Algunos trabajos muestran que, a largo plazo, el tratamiento médico fracasa en un 85 % de los casos. Esto, sumado al hecho de que muchos pacientes no pueden someterse a cirugías cerebrales y tampoco reaccionan adecuadamente a los programas de rehabilitación, ha influenciado en el desarrollo del estudio de la aplicación de carga biomecánica como método y tratamiento para la reducción del temblor patológico.

El proyecto DRIFTS empezó en abril de 2002 con el principal objetivo de validar el concepto de supresión activa del temblor patológico a través de ortesis ambulatorias [6]. En el marco del proyecto DRIFTS es muy importante medir la contribución de cada articulación en el temblor general una vez que el proyecto apunta hacia dispositivos ambulatorios. Con este tipo de dispositivos el temblor puede ser suprimido en el mismo nivel que es producido (p.e., en nivel de la articulación). Este análisis ayudaría a seleccionar las articulaciones que más influyen en el movimiento total del temblor. Por lo tanto, se puede definir las articulaciones que la ortesis debe estabilizar.

Este trabajo presenta un pequeño resumen de la aproximación del proyecto DRIFTS. En la siguiente sección se describirá las principales aproximaciones para la supresión del temblor mediante la aplicación de cargas biomecánicas sobre el miembro superior. En la sección 3 describiremos nuestro trabajo en el desarrollo de algoritmos para la separación entre el movimiento tembloroso y voluntario. En la sección 4 detallaremos las estrategias de control seleccionadas para la supresión del temblor y en la última sección vamos a discutir el trabajo realizado y las futuras direcciones.

2 Carga biomecánica

La aplicación de carga biomecánica para la supresión del temblor está basada en un dispositivo externo que tanto puede actuar pasiva o activamente en paralelo al miembro superior. Varios dispositivos han sido desarrollados bajo este concepto. La aplicación de

fuerzas de masa, fricción y viscosas a dado lugar a la reducción del temblor en ensayos clínicos. Hay dos aproximaciones básicas para este tratamiento [4]:

- Aislamiento de la tarea del movimiento tembloroso
- Reducción de la amplitud del temblor

2.1 Aislamiento de la tarea del movimiento tembloroso

El concepto de aislamiento de la tarea del movimiento tembloroso está basado en la inserción de un dispositivo en serie entre el cuerpo humano y la tarea, de manera que todo el movimiento tembloroso sea filtrado y no sea transmitido a la tarea. Esta aproximación puede ser abordada tanto electrónica cuanto mecánicamente [5].

El concepto de aislar electrónicamente la tarea del movimiento tembloroso ha sido ampliamente utilizado e investigado en el contexto de microcirugías en que el temblor fisiológico ya es un factor limitante en la precisión del cirujano. Con el objetivo de solucionar este problema se han desarrollado muchos algoritmos para filtrar el movimiento no deseado del movimiento de interés encontrando rápida aplicación en el área de supresión del temblor.

Las aproximaciones disponibles para esta aplicación son el filtrado del movimiento tembloroso en el escenario de las teleoperaciones o el control activo de la oscilación. En el escenario de la teleoperación, el operador humano manipula una interfaz en un concepto maestro-esclavo. Las señales provenientes del maestro son procesadas para el control del manipulador esclavo, que realiza la microcirugía. Un algoritmo es responsable de la separación del movimiento tembloroso y el voluntario, removiendo el temblor de la señal enviada al manipulador esclavo. Las principales desventajas de esta aproximación son:

- La sensación táctil es virtualmente eliminada,
- El control de la dinámica de la herramientas es más complejo
- La fuerza de la herramienta está limitada por el mecanismo en serie (manipulador esclavo)

Actividades como, por ejemplo, conducir una silla de ruedas, manipular un robot de rehabilitación o acceder a un computador exigen un dispositivo de entrada (ratón, joystick) y en estos casos también se puede utilizar el mismo concepto de aislamiento de la tarea, de manera que el temblor afecte lo menos posible al paciente. Una visión general de esta aproximación se presenta en la Figura 1.

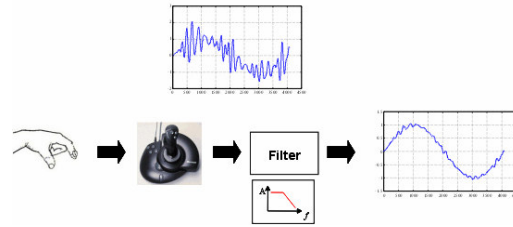


Figura 1: Visión global del esquema para el aislamiento de la tarea

2.2 Reducción de la amplitud del temblor

El concepto de reducción de la amplitud del temblor a través de cargas biomecánicas está basado en dispositivos que operan en paralelo al miembro que oscila. Estos dispositivos son disipadores de energía que aplican una carga entre el miembro y alguna referencia fija.

El efecto de la aplicación de carga biomecánica sobre el temblor ha recibido una atención considerable de la comunidad científica. Entre otros, Adelstein, [1], ha estudiado el efecto de la aplicación de carga mecánica sobre la amplitud de los movimientos temblorosos en varias frecuencias y ha llegado a la conclusión de que los temblores están compuestos tanto por oscilaciones dependientes de la carga aplicada como por oscilaciones invariantes frente a la carga aplicada.

El amortiguamiento viscoso aparece como una de las aproximaciones más prometedoras para la supresión del temblor. Rosen et al., [9], han demostrado experimentalmente que personas que sufren enfermedades que causan temblor son discapacitadas debido a la amplitud de sus movimientos temblorosos y concluye que la soluciones ortésicas para la aplicación de cargas biomecánicas son una buena solución para la reducción selectiva del movimiento tembloroso mientras permiten la realización de los movimientos voluntarios.

Adelstein, en su tesis [1], ha realizado un profundo análisis de la aplicabilidad de carga viscosa como aproximación a la supresión del temblor de intención. En este trabajo Adelstein ha desarrollado un modelo de segundo orden del miembro superior humano que relaciona el par de entrada generado por lo músculos con la posición del miembro superior. Este modelo puede ser descrito por la ecuación 1:

$$Ms^2 + Cs + D = T(s) \quad (1)$$

Donde:

M es la inercia del miembro superior

C es la viscosidad del movimiento del miembro superior

D es la rigidez del miembro superior

$T(s)$ es el par generado por los músculos del miembro superior

Este modelo nos ayuda a comprender como la aplicación de carga biomecánica puede ayudar en la reducción del temblor en el miembro superior. La Figura 2 ilustra el efecto de la adición de inercia y de viscosidad al movimiento que controla el miembro superior. Esta figura ha sido obtenida a través de simulaciones del modelo sugerido por Adelstein.

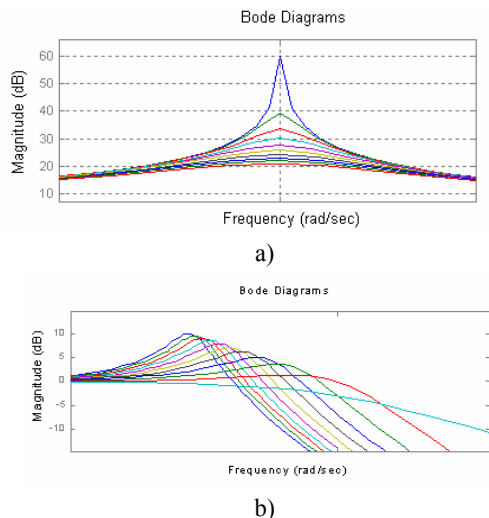


Figura 2: Modificación de las características biomecánicas del miembro superior humano: a) Aplicación de carga viscosa al movimiento y b) Simulación de la adición de masa al miembro superior

La aplicación de carga biomecánica para la reducción del temblor puede ser afrontada tanto a través de la utilización de dispositivos ambulatorios como de dispositivos no-ambulatorios. Los dispositivos no-ambulatorios están caracterizados por la aplicación de fuerzas externas globales con el objetivo de una reducción global del temblor mientras que los dispositivos ambulatorios están caracterizados por la aplicación de fuerzas internas. La principal ventaja de los dispositivos ambulatorios es que el temblor puede ser cancelado en el mismo nivel en que es producido, o sea, en la articulación del miembro.

Varios dispositivos electromecánicos fueron desarrollados con la finalidad de suprimir el temblor. Entre los más importantes podemos destacar el dispositivo comercial Neater Eater, [7], (Figura 3), el joystick amortiguado del MIT [3], la ortosis controlada de disipación de energía CEDO [9] y el brazo modulado de disipación de energía MED (citado en [5]).

Aunque los dispositivos no ambulatorios ya han llegado al mercado, los dispositivos ambulatorios son todavía temas de intensa investigación. De acuerdo con la revisión bibliográfica realizada en este trabajo solo un dispositivo ambulatorio para la reducción del temblor ha sido publicado, [5]. Este dispositivo es una ortosis pasiva para la aplicación de carga biomecánica viscosa sobre la articulación de la

muñeca, actuando mecánicamente en paralelo a la flexo-extensión de la muñeca. Su diseño mecánico restringe los movimientos de pronosupinación y abdu-adducción de la muñeca.



Figura 3: Dispositivo comercial Neater Ester.

En el marco del proyecto DRIFTS se ha desarrollado el dispositivo WOTAS (Wearable Orthosis for Tremor Assessment and Suppression) como una solución ambulatoria para la supresión del temblor y, como tal, está basada en el concepto de aplicación de fuerzas internas para la supresión del temblor entre los segmentos del miembro superior humano, Figura 4.

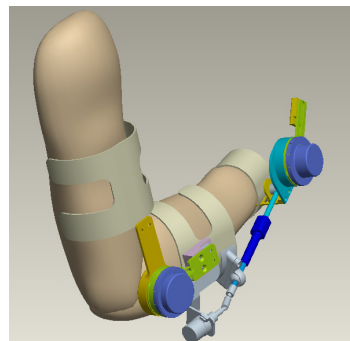


Figura 4: Sistema WOTAS.

2 Estrategias de control

Como se ha indicado en la sección anterior, la aplicación de carga biomecánicas para la supresión del temblor puede darse tanto de manera ambulatoria como de manera no ambulatoria. Además, ambas aproximaciones pueden ser implementadas en sistemas activos o pasivos.

En sistemas activos, [9], los actuadores generan un movimiento de igual amplitud pero en contra fase, basados en la estimación en tiempo real de la componente temblorosa del movimiento, activamente cancelando y efectivamente sustrayendo el temblor de movimiento total realizado por el usuario.

En el concepto pasivo, se utiliza un amortiguador mecánico, [5], generando una fuerza de disipación sobre el movimiento. Este concepto está basado en el aumento del amortiguamiento del sistema biomecánico de oscilación en el que se genera el temblor. La principal desventaja de los sistemas

pasivos es que la fuerza disipativa actúa sobre todo el movimiento realizado, afectando por tanto al movimiento voluntario. Como consecuencia, el usuario siente una resistencia mecánica a su movimiento voluntario. En esta sección dos estrategias de control para la supresión del temblor basadas en la aplicación de cargas biomecánicas son propuestas:

- Reducción del temblor a través de control de impedancia
- Implementación de un filtrado notch a la frecuencia del movimiento tembloroso

2.2 Reducción del temblor a través de control de impedancia

La impedancia mecánica de un sistema está definida como la relación entre la fuerza de reacción del sistema a movimiento externo impuesto sobre el sistema y al propio movimiento. En general, impedancia involucra tres componentes: rigidez, amortiguamiento y masa. En la literatura, [1], hay evidencias de que los tres componentes modifican las características biomecánicas del temblor en el miembro superior, que en general es descrito por un sistema de segundo orden como se mencionó en la sección 2.2.

La arquitectura de control propuesta en DRIFTS es concebida de manera que el efecto sobre el movimiento voluntario sea mínimo. El gran desafío de esta aproximación es la separación entre movimiento tembloroso y voluntario antes de la aplicación de la acción correctora. Esto requiere estimación en tiempo real.

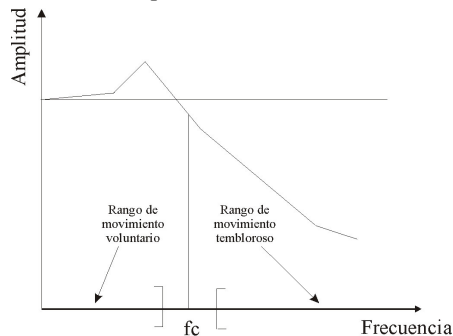


Figura 5: El sistema músculo-esqueleto es modelado como un sistema de segundo orden.

En esta aproximación, el sistema músculo-esqueleto (cada articulación del miembro superior que contribuye en el temblor) es modelada como un sistema biomecánico de segundo orden. Es sabido que la respuesta en frecuencia de un sistema de segundo orden exhibe el comportamiento de un filtro pasa bajas. 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 viscosidad de manera que la frecuencia de corte del sistema

músculo-esqueleto se quede inmediatamente por encima de la frecuencia máxima del movimiento voluntario, removiendo la componente temblorosa del movimiento, véase la figura 5.

2.2 Implementación de un filtro notch

El temblor es normalmente descrito en la bibliografía como una contracción rítmica e involuntaria caracterizada por oscilaciones a una frecuencia central, [2]. 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, 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 bastante estable en el mismo paciente. Esta característica es explorada en el proyecto DRIFTS mediante la implementación de una estrategia de control basada en control repetitivo. El control repetitivo implementa un filtrado “notch” a la frecuencia del temblor, Figura 6.

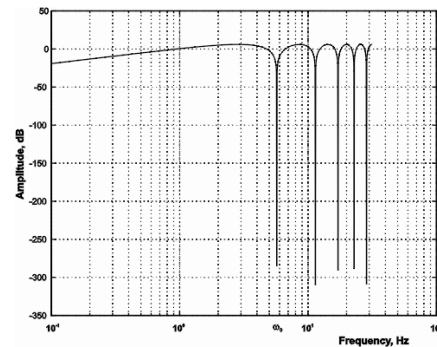


Figura 6: Comportamiento de un filtro notch en la frecuencia del temblor implementado mediante la utilización de control repetitivo.

Como en la aproximación anterior, la calidad de la supresión del temblor está íntimamente relacionada a la estimación de la frecuencia del temblor

3 Estimación del movimiento tembloroso

El gran desafío de este tipo de tratamiento, independiente 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 nuestro trabajo, como primera aproximación se ha utilizado algoritmos basados en el estándar IEEE-STD-1057. En particular, el WFLC (Weighted Fourier Linear Combiner) desarrollado por Riviere en el contexto de supresión del temblor fisiológico en microcirugía, [8]. El WFLC es un algoritmo adaptativo capaz de estimar temblor a través de un modelo senoidal, estimando así sus variaciones de amplitud, frecuencia y fase en el tiempo. El principal

problema de este algoritmo es que requiere una etapa anterior de filtrado pasa-altas de la señal para retirar la componente del movimiento relacionada al movimiento voluntario. Esta etapa de filtrado introduce un retardo en el tiempo que afecta considerablemente a la implementación de estrategias de control para la supresión del temblor.

La solución ideal pasa por desarrollar un algoritmo capaz de distinguir en tiempo real los movimientos temblorosos y voluntarios. Una de las características del movimiento tembloroso es que su frecuencia es normalmente superior a la frecuencia del movimiento voluntario. Basándonos en esta premisa y con el desarrollo de un algoritmo basado en dos etapas se ha podido solucionar el problema.

La primera etapa del algoritmo desarrollado es responsable de la estimación del movimiento tembloroso. Esta etapa está compuesta por una adaptación del IEEE-STD-1057 ajustado para movimientos de baja frecuencia. En esta etapa todos los movimientos de más alta frecuencia, como por ejemplo espasmos, son rechazados. Estos movimientos serán tratados en la segunda etapa de nuestro filtro donde son considerados movimientos temblorosos o involuntarios. En la segunda etapa, la señal procesada es la señal total menos la componente estimada en la primera etapa del filtro, esta componente está supuestamente compuesta por los movimientos involuntarios. En la segunda etapa utilizamos nuevamente el estándar de IEEE con el que podemos estimar amplitud, frecuencia y fase del movimiento tembloroso.

El filtro desarrollado ha resultado en un algoritmo muy eficiente capaz de estimar el movimiento tembloroso y voluntario con un retardo de aproximadamente de 1 ms y un tiempo de aproximación de aproximadamente 10ms. La evaluación del algoritmo ha sido realizada con la plataforma WOTAS, presentada en la sección 1 de este artículo, y los resultados son ilustrados en la Figura 7.

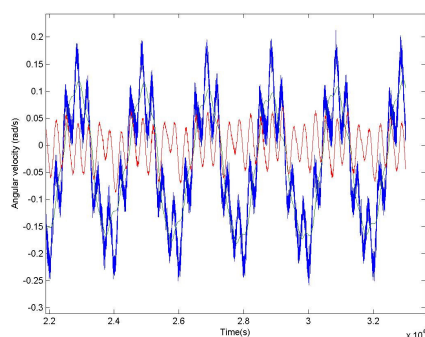


Figura 7: Estimación del movimiento voluntario (verde) y del movimiento tembloroso (rojo). El movimiento global ha sido medido por giroscopios (azul).

4 Conclusión

Este artículo presenta el trabajo realizado por el grupo de bioingeniería del IAI en el campo de la supresión del temblor patológico mediante la aplicación de cargas biomecánicas.

Se presenta la plataforma ortésica desarrollada para la supresión del temblor. Esta plataforma ha sido evaluada con señales simuladas y un futuro próximo será evaluada con pacientes en ensayos clínicos.

Las estrategias de control desarrolladas tienen como objetivo la alteración de las características biomecánicas del miembro superior para que, de esta manera, se consiga reducir el temblor. Esta aproximación ha demostrado ser muy dependiente de la estimación de lo que es movimiento voluntario y movimiento tembloroso.

Para solucionar este problema se ha desarrollado un filtro capaz de estimar, sin considerables retardos y con una precisión satisfactoria, las componentes voluntarias y temblorosas del movimiento humano.

Los resultados del sistema en el laboratorio han sido positivos y el trabajo futuro en este campo es el inicio de las pruebas clínicas con los pacientes que sufren de enfermedades del temblor.

Agradecimientos

A los autores quieren agradecer a la Comisión Europea su apoyo en la financiación parcial este trabajo bajo contrato QLK6-CT-2002-00536. Igualmente están agradecidos a todos los demás participantes del consorcio DRIFTS por sus cometarios y ayudas. Agradecemos a las siguientes personas su contribución al proyecto: Lawrence Normie (GeronTech – The Israeli Centre for Assistive Technology and Ageing (coordinador del proyecto)), Mike Topping and Mark Heath (Staffordshire University (SU), UK); Rilana Cima, Mathijs Soede, and Richard Geers (iRv, Insitute for Rehabilitation Research Netherands); Javier Sanchez-Lacuesta and Juan Manuel Belda Lois (Insituto de Biomecánica (IBV), España; Mario Manto y Stephane Camut (Free University of Brussels, Bélgica); William Harwin, Rui Loureiro, Nicolas Guernion, and Wayne Hays (University of Reading (UREAD, UK), Depts. Of Cybernetics and Chemistry); Jose Pons y Eduardo Rocon (IAI (CSIC, España)); John Williams y Angela Davies (Dept. of Textile Design and Production, De Montfort University (DMU, UK)); y Steen Skaarup (Department of Chemistry, Technical University of Denmark (DTU).

Referencias

- [1] Adelstein BD, Peripheral mechanical loading and the mechanism of abnormal intention tremor, MIT thesis, 1981.

- [2] A. Anouti, and W. Koller, (1995), Tremor disorders: diagnosis and management. *The Western Journal of Medicine*, 162(6):510-514.
- [3] Hendriks J, Rosen M, Huang S., (1991), A second-generation joystick for people disable by tremor. *Proceedings of the 14th Annual RESNA Conference*; 1991 Jun 21-26; Kansas City, MO Washington, DC: RESNA Press; 248-51.
- [4] Koller W., (1987), *Handbook of Parkinson's disease*. New York: Marcel Dekker.
- [5] Kotovsky J, Rosen MJ, (1998), A wearable tremor-suppression orthosis, *J. Of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 35, No. 4.
- [6] Manto M., M. Topping, M. Soede, J. Sanchez-Lacuesta, W. Harwin, J. Pons, J. Williams, S. Skararup, L. Normie, (2003), Dynamically Responsive Intervention for Tremor Suppression, *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 22(3): 120-132.
- [7] Michaelis J., (1998), Introducing the neater eater. *Action Res.*, 6(1):2-3.
- [8] C. Riviere, Thakor N., (1996), Modelling and cancelling tremor in human-machine interfaces. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 15(3):29-36.
- [9] Rosen M. J., Arnold A.S., Baiges I.J., Aisen M.L., Eglowstein S.R., (1995), Design of a controlled-energy-dissipation orthosis (CEDO) for functional suppression if intention tremor, *J. of Rehabilitation Research and Development*, 32(1): 1-16.