

Caracterización del temblor: Algoritmos para el análisis de series temporales de movimientos temblorosos

E. Rocon, A.F. Ruiz, R. Raya, J.C. Moreno, J.L. Pons
Ctra. Campo Real, km 0.200, La Poveda - Arganda del Rey, Madrid
erocon@iai.csic.es

Resumen

En el actual estado del arte hay una escasez de estudios dedicados al análisis de la contribución de cada articulación de la cadena cinemática del miembro superior sobre el temblor en el extremo final del brazo. Este conocimiento es imprescindible cuando se plantea una supresión articular del temblor. Además, los resultados obtenidos generan directrices para el mejor conocimiento de la región del cerebro en que se originan estos movimientos. El objeto de este artículo es el desarrollo de una metodología para el estudio y cuantificación del temblor en las diferentes articulaciones de la cadena cinemática del brazo. Se propondrá una nueva técnica para el estudio en tiempo-frecuencia de las series temporales de los movimientos temblorosos. Con este algoritmo se realiza un estudio sobre el temblor en las diferentes articulaciones del miembro superior. En función de los resultados de este estudio, se plantea el desarrollo de un algoritmo capaz de separar en tiempo real las oscilaciones generadas por el temblor del movimiento voluntario del paciente. El algoritmo propuesto es validado en dos contextos distintos con resultados positivos. Al final, las conclusiones y trabajos futuros son presentados.

Palabras clave: Temblor, Decomposición empírica de modo, sensores inerciales, cuantificación del temblor, análisis en tiempo-frecuencia, estimación en tiempo real

1. Introducción

El temblor es definido en la literatura como una contracción muscular rítmica e involuntaria caracterizada por oscilaciones de una parte del cuerpo humano, [1]. El temblor es el tema central de numerosos trabajos científicos, pero hasta hoy sus mecanismos y origen todavía no son completamente conocidos, [2].

El temblor en sí, aunque no presente riesgo para la vida del paciente, puede ser responsable de discapacidades y trastornos en su vida social. Más de un 65 % de los enfermos que presentan temblor

en el miembro superior poseen serias dificultades para realizar actividades de la vida cotidiana, [3]. En muchos casos, la intensidad del temblor es tan alta que causa la discapacidad total de la persona afectada.

El rango típico de frecuencias de la mayoría de los temblores patológicos está entre 2 y 12 Hz, [5]. Los movimientos voluntarios de la vida diaria de más alta frecuencia (0-6 Hz) son escribir y dibujar, [6]. Esto nos lleva a pensar que los movimientos temblorosos normalmente son realizados a frecuencias más altas que los movimientos voluntarios, [7]. Esta es una característica muy interesante de la señal temblorosa desde el punto de vista de la cancelación del temblor. Por esta razón, es relativamente común encontrar en la bibliografía modelos en que la señal voluntaria es representada por señales de baja frecuencia mientras que la señal temblorosa es modelada por señales de alta frecuencia. De esta manera, la cancelación del temblor puede realizarse por una aproximación de filtros paso bajo, [8]. Un ejemplo de ello son los trabajos de Riley y Rosen en los que se investiga la utilización de filtros pasa baja para la cancelación del temblor, [8].

Prochazka et al., [9], investigaron la utilización de estimulación eléctrica funcional (FES) en contra fase para la atenuación del temblor patológico. El sistema estaba fundamentado en la utilización de un filtrado paso banda diseñado para suprimir el temblor en el rango de frecuencia entre 2-5 Hz, mientras preservaba el contenido de la señal. Los autores presentan cierto éxito en los resultados con una supresión del temblor esencial de hasta un 73 %. El sistema de estimulación fue ajustado para filtrar una banda de frecuencia preseleccionada y fija, [10].

González, [3, 11, 12], en sus estudios propone técnicas de ecualización para la supresión del temblor patológico. Por otro lado, Pledge, [13], plantea la supresión del temblor a través de la realimentación de fuerza y control de impedancia de la interfaz entre el usuario y un ordenador. En el trabajo de Pledge el ancho de banda en el que suprime el temblor también es un ancho de banda preseleccionado y fijo.

Un paso fundamental para el proceso de cancelación del temblor es la selección de un modelo que represente fielmente las características del temblor. El estudio de la forma de la señal temblorosa determina la mejor manera de entender y solucionar el problema, [4]. La señal temblorosa exhibe una complejidad considerable y por eso muchos de los modelos matemáticos encontrados en la literatura están fundamentados en algún tipo de simplificación matemática.

La mayoría de los trabajos definen el temblor como una señal aproximadamente sinusoidal, [5], en la que la frecuencia y la amplitud pueden cambiar con el tiempo, [14]. Esto ha llevado a algunos investigadores a representar el temblor a través de series de Fourier truncadas, usando entre uno y tres armónicos, [15]. Las series de Fourier son implícitamente utilizadas siempre que el temblor es cuantificado por análisis espectral.

El origen biológico del temblor ha inducido a la utilización de métodos estocásticos y al uso de series temporales para la investigación de temblores patológicos y fisiológicos, ya que éstas técnicas son comúnmente utilizadas en el análisis de señales biológicas. Timmer es uno de los investigadores que más esfuerzo ha dedicado al modelado de la señal temblorosa. En uno de sus estudios, [16], Timmer ha investigado el origen de las desviaciones en la frecuencia del temblor. De acuerdo con sus trabajos, los temblores patológicos son descritos por un proceso de segundo orden estocástico no lineal. Esta afirmación contradice la sugerencia de Gresty, [15], que defiende que la variabilidad en la frecuencia observada en los temblores patológicos debe ser interpretada como resultado de osciladores armónicos de frecuencia y amplitud. Es importante resaltar que ambos modelos incorporan componentes estocásticos y determinísticos. Gantert y sus colaboradores, [17], en sus estudios han concluido que el temblor esencial es producido por un proceso estocástico no lineal mientras que el temblor parkinsoniano es procedente de un proceso determinístico no lineal (caótico). En éstos mismos estudios el temblor fisiológico fue descrito como un proceso estocástico lineal.

Este trabajo presenta un estudio original para la caracterización del temblor. En la primera sección se presenta y desarrolla una metodología mediante la que se pueden medir los movimientos temblorosos de cada articulación del miembro superior con un sistema que altera de manera poco significativa el comportamiento natural del brazo. A continuación se propone el análisis de Hilbert para el estudio de series temporales del temblor, [18]. Esta técnica es capaz de distinguir de manera automática las componentes voluntaria y involun-

taria del movimiento realizado por pacientes que sufren temblor. Además de ofrecer una clara visualización de la energía del temblor a lo largo del tiempo. Mediante la utilización de esta técnica, el análisis de Hilbert, se ha realizado un estudio sobre los datos adquiridos en las sesiones de medida descritas. Los resultados obtenidos en este estudio han servido de base para el desarrollo de un algoritmo capaz de estimar en tiempo real las componentes voluntaria y temblorosa del movimiento. Al final de este artículo se presenta la validación del algoritmo propuesto, las conclusiones y los trabajos futuros.

2. Experimentos

Para el estudio de las características del temblor hemos estudiado su comportamiento en 33 pacientes (20 hombres y 13 mujeres) con diferentes enfermedades (temblor esencial, temblor Parkinsoniano y temblor cerebeloso). La patología de cada paciente fue previamente diagnosticada por un neurólogo del Hospital General de Valencia utilizando la escala funcional de cuantificación de Fahn et al. La edad media de los pacientes era de 52,3 años (entre 23 y 84 años).

2.1. Sensores

El movimiento tembloroso fue medido mediante la utilización de un sensor desarrollado para tal fin [19]. Este sensor está basado en una combinación de dos giroscopios posicionados uno en la parte distal y el otro en la parte proximal de la articulación a ser medida. La velocidad angular de la articulación es obtenida mediante la sustracción de la velocidad angular medida por un giroscopio de la velocidad angular medida por el otro.

Los giroscopios fueron posicionados sobre el brazo de los pacientes para medir los siguientes movimientos: flexo-extensión del codo, pronosupinación del antebrazo, flexo-extensión y abducción de la muñeca.

2.2. Tareas

Seis tareas fueron seleccionadas para la estimación de los diferentes tipos de temblor: 1) Mantener el miembro superior en reposo, 2) mantener los brazos estirados contra la gravedad por un cierto tiempo, 3) poner el dedo en la nariz, 4) mover un vaso, y 5) dibujar una espiral. Cada experimento fue repetido tres veces para garantizar la repetibilidad de las medidas.

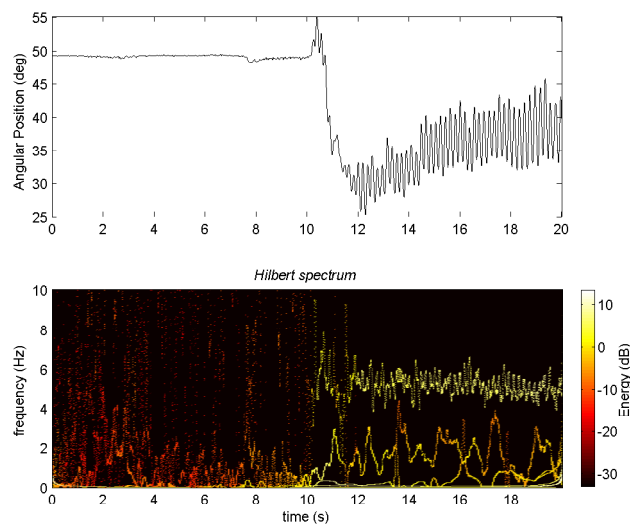


Figura 1: Espectro de Hilbert de un paciente al realizar la tarea de tocar la nariz.

2.3. Análisis de los datos

Como herramienta para el análisis de los datos se ha utilizado el Análisis de Hilbert. Esta técnica es capaz de separar, de manera automática y precisa, el movimiento tembloroso del movimiento total realizado por el paciente en las diferentes patologías consideradas en nuestros estudios. La técnica presentada es una poderosa herramienta para el estudio en tiempo-frecuencia de los movimientos temblorosos, ofreciendo una óptima visualización de la variación de la energía del temblor a lo largo del tiempo. El Espectro Marginal de Hilbert utiliza el concepto de amplitud, frecuencia y fase instantánea de manera que posibilita la medición de la contribución de cada movimiento a lo largo de todo el tiempo de la medida de manera que es posible detectar claramente la energía relacionada con el movimiento voluntario y con el movimiento tembloroso.

El Espectro de Hilbert puede distinguir la variación de energía y de frecuencia del temblor y del movimiento voluntario, es decir, la energía del temblor y del movimiento voluntario puede ser fácilmente localizada en el dominio del tiempo y frecuencia. Este hecho es ilustrado en la Figura 1 para un paciente con temblor esencial. Las oscilaciones alrededor 5 Hz están relacionadas con el temblor mientras que las otras están relacionadas con los otros componentes del movimiento global.

Mediante la utilización de la técnica presentada, se analizaron los datos recogidos en las sesiones de medida, se llegó a resultados que ayudan a comprender el comportamiento articular de la señal temblorosa y que se pasa a enumerar:

- En el estudio de la amplitud del temblor

en cada articulación se ha detectado que los movimientos de mayor amplitud son la flexión - extensión de la muñeca, seguido de la pronación-supinación de la muñeca, independientemente de la patología de los pacientes estudiados. Los dos movimientos en los que el temblor presenta una amplitud más pequeña son la pronación-supinación del antebrazo y la flexión-extensión del codo.

- Las frecuencias del movimiento tembloroso en todos los pacientes medidos están definidas dentro del rango comprendido entre 3 y 8 Hz.
- En la mayoría de los casos (85 %) las frecuencias del movimiento tembloroso en cada una de las articulaciones poseen valores muy próximos.
- La frecuencia del temblor no está relacionada con el tipo de tarea realizada por el paciente, es decir, la diferencia entre el valor de la frecuencia del temblor entre una tarea y otra no son significativas. Estas diferencias son similares a las diferencias obtenidas al realizar repeticiones de la misma tarea por el mismo paciente. Lo que indica que el cambio de la frecuencia del temblor no está relacionado con la tarea ejecutada.
- La frecuencia del movimiento tembloroso es relativamente constante a lo largo de la ejecución de la tarea. Por otro lado, la amplitud del temblor sí que varía durante la realización de la tarea. Una característica importante que fue observada es que, aunque la frecuencia no suele cambiar considerablemente durante la ejecución de la tarea, en un número elevado de pacientes, la frecuencia sí que cambia en diferentes repeticiones de la misma tarea. En algunos casos son cambios próximos a 1 Hz, aunque normalmente son más pequeños. Este hecho viene a confirmar el comportamiento poco estable de la frecuencia de los movimientos temblorosos a lo largo del tiempo.

En el análisis de los datos fue constatado que, aunque todos los pacientes fueron clínicamente evaluados sobre su enfermedad, solamente un 40 % presentó temblor durante las pruebas. El 60 % restante no presentaron distorsiones en sus medidas. Cuando decimos que algunas medidas no contenían los movimientos oscilatorios característicos del temblor queremos decir que, aunque todos los pacientes sufrían de temblores patológicos, durante la sesión de medida el temblor no se manifestó en todas articulaciones, habiendo casos en el que el temblor se manifestó en apenas algunas articulaciones del miembro superior.

Otro dato importante del estudio realizado es que no se ha apreciado ninguna influencia de factores tales como el sexo y la edad del paciente sobre el movimiento tembloroso. Tanto en pacientes con edad superior a la edad media como en los de edad inferior a la edad media el comportamiento es bastante similar. Todo esto ha llevado el autor a concluir que, aunque los temblores cambian entre diferentes pacientes, es posible diseñar un algoritmo que se adapte a los diferentes tipos de temblores de una manera satisfactoria.

3. Estimación del temblor en tiempo real

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, [4, 20], en su tesis doctoral para el filtrado de la señal temblorosa originada por temblor fisiológico en el contexto de la microcirugía, [2]. 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. El WFLC puede ser descrito por la ecuación 1. El algoritmo asume que el temblor puede ser modelado matemáticamente como un movimiento sinusoidal puro de frecuencia ω_0 compuesto por M armónicos y calcula el error, ξ_k , entre el movimiento, s_k , y su modelo armónico.

$$\varepsilon_k = s_k - \sum_{r=1}^M [w_{r_k} \sin(r\omega_{0_k} k) + w_{r+M_k} \cos(r\omega_{0_k} k)] \quad (1)$$

En la implementación del WFLC, se utiliza una modificación del algoritmo de mínimos cuadrados para adaptar recursivamente el valor de w_{0_k} :

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

Nótese que los argumentos sinusoidales $w_{0_k} k$ en (1) son reemplazados por secuencias de sumas apropiadas para la modulación en frecuencia. Dotando a w_{0_k} de su propia ganancia adaptativa, μ_0 , llegamos a las ecuaciones que definen el algoritmo WFLC:

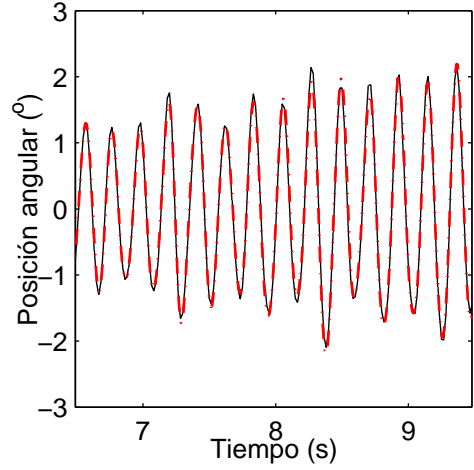


Figura 2: Estimación del movimiento tembloroso en la articulación de la muñeca de un paciente de temblor esencial al realizar la tarea de llevar el dedo a la punta de la nariz. Nótese que el retardo en la estimación es prácticamente nulo y que la diferencia entre el temblor estimado y real es muy bajo.

$$x_{r_k} = \begin{cases} \sin\left(r \sum_{t=1}^k w_{0_t}\right), & 1 \leq r \leq M \\ \cos\left((r-M) \sum_{t=1}^k w_{0_t}\right), & M+1 \leq r \leq 2M \end{cases} \quad (3)$$

El algoritmo de seguimiento fue probado con los datos de todos los pacientes examinados en las sesiones experimentales. 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, figura 2. Las principales ventajas de este algoritmo, entre otras, son: su sencillez computacional, no hay necesidad de un conocimiento previo de la señal de entrada y su comportamiento adaptativo permite su utilización en varios pacientes con los mismos parámetros de adaptación.

La principal desventaja del WFLC es la necesidad 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 y con el objetivo de solucionar este problema, serán presentadas algunas propuestas en la siguiente sección.

3.1. Estimación del movimiento voluntario

Mann, [7], afirma que el ancho de banda de los movimientos voluntarios de las tareas cotidianas

es aproximadamente 1 Hz. Aunque existan algunas tareas de la vida diaria de más alta frecuencia (0-6 Hz) como escribir y dibujar, [6], los resultados de Mann demuestran que estas son bastante atípicas. Por otro lado, la literatura describe que el rango típico de frecuencias de la mayoría de los temblores patológicos está entre 2 y 12 Hz, [21].

Estos factores indican que existe una importante diferencia entre las características del movimiento voluntario y del movimiento tembloroso. Los movimientos voluntarios son más lentos a la vez que los movimientos temblorosos son más bruscos. Esto indica que los algoritmos adaptativos de estimación y seguimiento del movimiento serían útiles a la hora de separar los dos movimientos, mediante la realización de un diseño apropiado. La idea subyacente es diseñar los filtros de manera que estimen solamente la componente de menor dinámica de la señal de entrada, que en nuestro caso consideramos que será el movimiento voluntario, filtrando de esta manera el movimiento tembloroso.

Dentro de todos los estimadores analizados en nuestra revisión bibliográfica, los que hemos seleccionado para diseñar, analizar y comparar son el filtro Benedict-Bordner, el filtro críticamente amortiguado y el filtro de Kalman. El motivo de haber seleccionado este tipo de algoritmos radica en su capacidad de estimar la dinámica de un proceso con una cierta precisión, además de permitir un filtrado sin muchos retardos de la entrada. Otro factor importante para la selección de éstos algoritmos es su coste computacional.

Los diferentes algoritmos fueron implementados y aplicados sobre los datos adquiridos en los experimentos. Con el fin de comparar cuantitativamente los algoritmos de estimación se ha utilizado la métrica Error Cinemático de Seguimiento (*ECS*), definida como:

$$ECS = \sqrt{\varphi_{|b^*|}^2 + \sigma_{x^*}^2} \quad (4)$$

Donde $\varphi_{|b^*|}^2$ es la media al cuadrado del valor absoluto del error de predicción de los estimadores, $|b^*| = |x_k - x_{k,k-1}^*|$, y $\sigma_{x^*}^2$ es la varianza en la estimación de la referencia.

Esta métrica cuantifica, por un lado, lo rápido que es un algoritmo en su respuesta a los cambios en la velocidad del movimiento a través del término $\varphi_{|b^*|}^2$ y a la vez, la suavidad o filtrado de la variable estimada a través del término $\sigma_{x^*}^2$. *ECS* es dimensional. En nuestro caso, al utilizar como variables de estado las magnitudes angulares su valor viene dado en radianes.

De acuerdo con los resultados obtenidos, se puede verificar que el error de estimación medio de todos

los filtros es muy bajo. En el caso de los pacientes con temblor esencial y enfermedad de Parkinson, el error en la estimación nunca supera los 2 grados y posee un valor medio, en todas las tareas, siempre inferior a 1 grado. Al comparar la métrica utilizada en este estudio para evaluar los algoritmos, se ha verificado que el filtro de Kalman ha presentado peor resultado en la estimación del movimiento voluntario. El autor cree que estos resultados son debidos a una selección no apropiada de la matriz covarianza dinámica del ruido que representa el temblor. Sin embargo, es importante resaltar que el filtro de Kalman es también el más complejo de los estimadores evaluados y su ejecución es la que consume más recursos del procesador. De acuerdo con la métrica utilizada, el filtro Benedict-Bordner y el filtro críticamente amortiguado fueron los que presentaron mejores resultados.

En un análisis más detallado, se nota que el filtro de Benedict-Bordner posee valores ligeramente mejores que el filtro críticamente amortiguado. Ambos son filtros g-h y poseen las mismas ecuaciones de estimación aunque con valores distintos en sus parámetros g-h. De manera que el estimador que presenta un mejor comportamiento en nuestro sistema, para estimar los movimientos voluntarios en los pacientes que padecen de las enfermedades que inducen temblor evaluadas en este estudio es el filtro Benedict-Bordner.

3.2. Estimación del movimiento voluntario y del movimiento tembloroso en tiempo real

En la sección anterior se ha demostrado que el filtro de Benedict-Bordner es capaz de estimar el movimiento voluntario de un paciente con un error medio en la estimación del movimiento voluntario de $1,4 \pm 1,3$ grados. Esto nos llevó a la implementación de un filtro compuesto por dos etapas para la estimación del movimiento voluntario y del movimiento tembloroso con un retardo mínimo, véase la figura 3. 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 restado 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

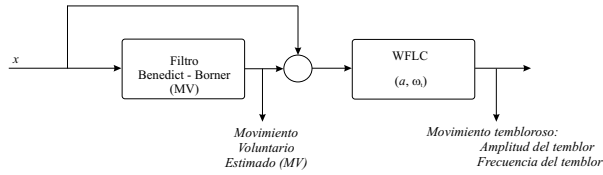


Figura 3: Algoritmo de dos etapas para la estimación del temblor y del movimiento tembloroso. En la primera etapa, se estima la amplitud del movimiento voluntario (MV) del movimiento total, x , mediante la utilización de un filtro de Benedict-Borner. En la segunda etapa, el movimiento voluntario estimado 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 .

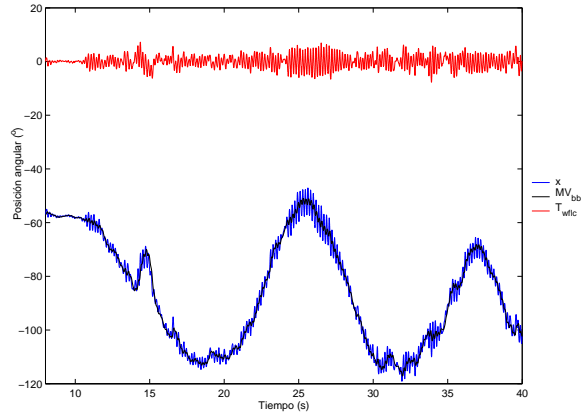


Figura 4: Ilustración del funcionamiento del algoritmo propuesto para la estimación del movimiento voluntario y del movimiento tembloroso con un retardo mínimo. El movimiento (x) corresponde a la articulación del codo de un paciente de temblor esencial al realizar la tarea de dibujar una espiral. El algoritmo está compuesto por dos etapas, en la primera se estima el movimiento voluntario mediante la utilización del filtro de Benedict-Borner (MV_{bb}) y en la segunda etapa se estima el movimiento tembloroso (T_{wflc}) a través del WFLC.

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 4 ilustra el funcionamiento del algoritmo con un paciente que padece de temblor esencial al realizar la tarea de dibujar una espiral.

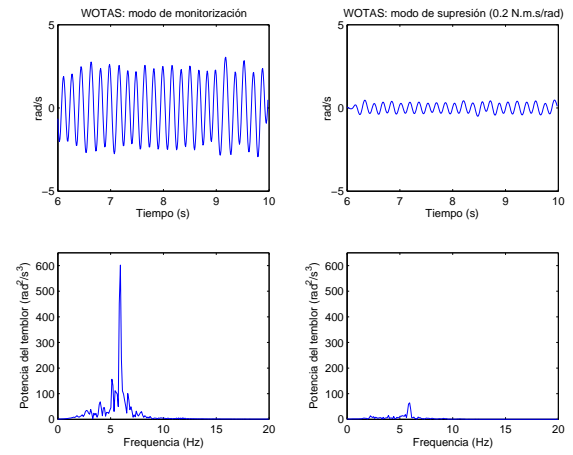


Figura 5: Ilustración de la reducción en la energía del temblor mediante la aplicación de fuerzas viscosas sobre el temblor por medio del exoesqueleto WOTAS.

4. Experimentos y resultados

El funcionamiento del algoritmo propuesto en la sección anterior fue evaluado en dos escenarios distintos:

1. Supresión del temblor mediante exoesqueletos robóticos
2. Filtrado del temblor en dispositivos de entrada de ordenadores

4.1. Supresión del temblor mediante exoesqueletos robóticos

El algoritmo propuesto en este trabajo fue implementado en las estrategias de control del exoesqueleto WOTAS, [22]. Para la evaluación del funcionamiento del dispositivo se ha realizado una sección de experimentos incluyendo 10 pacientes con diferentes patologías que inducen temblor. Durante la ejecución de las pruebas clínicas el algoritmo propuesto ha sido capaz de medir y estimar los parámetros del temblor, figura 5. La capacidad de aplicación de esfuerzos internos sobre el miembro superior para la supresión del temblor (a partir de la información ofrecida por el algoritmo de estimación del temblor presentado en la sección anterior) fue validada. Los resultados indicaron que el dispositivo es capaz de alcanzar una supresión consistente de un 30 % en la energía del temblor, con picos de reducción de hasta 80 % para los pacientes con un temblor severo, figura 5, [22]. Además, los pacientes relataron que el dispositivo apenas afectaba su movimiento voluntario, lo que indica el correcto funcionamiento del algoritmo propuesto.

4.2. Filtrado del temblor en dispositivos de entrada de ordenadores

Con el objetivo de facilitar el acceso de personas que padecen de temblor a ordenadores se ha desarrollado, en colaboración con la empresa Technaid S.L., un dispositivo capaz de filtrar el movimiento tembloroso indeseado del ratón de un ordenador. El funcionamiento se basa en la discriminación entre el movimiento voluntario y el involuntario, para lo cual realiza una aproximación matemática de los movimientos voluntario y tembloroso de acuerdo con el algoritmo definido en este trabajo. La utilización del dispositivo facilita el manejo del ratón por parte de personas con temblor, independientemente del tipo o grado del mismo, gracias a la adaptación automática de los algoritmos de filtrado desarrollados en el marco de esta tesis, incluso cuando lo utiliza una persona que no padece ningún temblor. De esta manera es posible concebir un dispositivo de accesibilidad universal que pueda ser empleado en ordenadores de acceso público.

El funcionamiento del dispositivo desarrollado ha sido evaluado en sesiones experimentales de las que se puede concluir que es capaz de reducir el temblor en más de un sesenta por ciento, además de reducir el tiempo empleado para la realización de una tarea concreta por una persona con temblor en sus manos, sin necesitar de un aprendizaje previo, figura 6. La reducción del temblor alcanzada con el dispositivo hace con que disminuyan los errores al ejecutar órdenes con los botones y el tiempo en ejecutar una tarea concreta con el ordenador. Estos resultados demuestran el correcto funcionamiento y la aplicabilidad de los algoritmos presentados en este trabajo.

Otros elementos de control pueden beneficiarse de la utilización del algoritmo de filtrado propuesto, tal como los mandos de una silla de ruedas eléctrica, y en general a todos aquellos que tengan posibilidad de ser controlados mediante una interfaz de control eléctrica o electrónica.

5. Conclusiones

Este trabajo resume el trabajo de los autores en la caracterización del temblor. Se introduce una nueva herramienta, la Descomposición Empírica de Modo, como nueva herramienta para el estudio del movimiento tembloroso. Esta técnica soluciona varias limitaciones de las técnicas actuales de análisis de las series temporales de temblor. Esta técnica además identifica nuevas características del movimiento tembloroso que pueden ser utilizadas para el diagnóstico de la patología que lo origina.

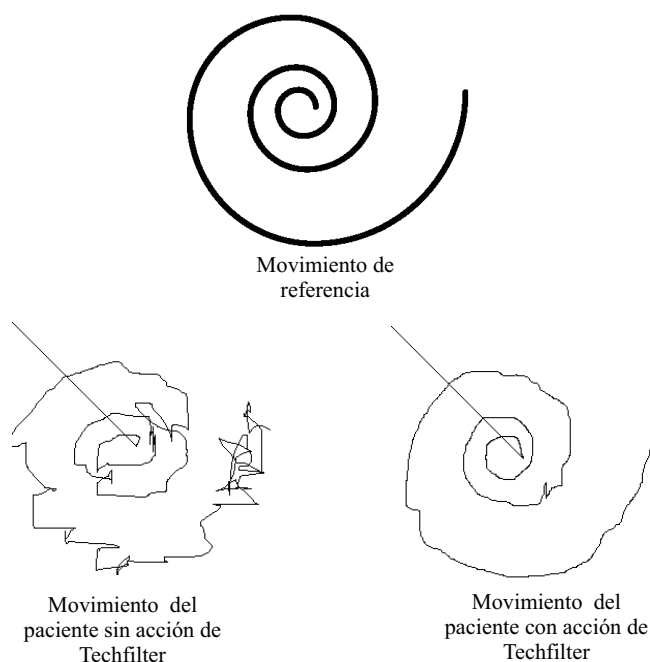


Figura 6: Ilustración del resultado del dispositivo Techfilter sobre un paciente al realizar la tarea de seguir una espiral.

Utilizando esta técnica se realiza un estudio detallado del comportamiento del movimiento tembloroso en las articulaciones del miembro superior humano. Este estudio genera el conocimiento, no disponible en la literatura, sobre el movimiento articular del temblor. Esta información es de fundamental importancia en el desarrollo de algoritmos para la supresión del temblor .

Además, el trabajo presenta el desarrollo de un algoritmo capaz de separar el movimiento tembloroso del movimiento voluntario. Este algoritmo presenta las siguientes características interesantes para su aplicación en la supresión del temblor: a) Genera una estimación del movimiento voluntario, b) Genera una estimación del movimiento tembloroso, c) Posee un retardo en la estimación de un período de muestreo (1 ms) y un tiempo de convergencia de 2 segundos como máximo, d) Es capaz de estimar la amplitud y la frecuencia del temblor para aplicaciones de supresión del temblor que requieran tiempo real, e) Posee bajo coste computacional.

El algoritmo fue evaluado en dos escenarios distintos con resultados que demuestran su correcto funcionamiento. Además, una de las aplicaciones del algoritmo, en un dispositivo de filtrado de la señal de entrada de periféricos de ordenadores, ha demostrado ser capaz de facilitar el acceso de los pacientes con temblor a ordenadores. Gracias al

funcionamiento completamente adaptativo de los algoritmos, el dispositivo puede ser utilizado como dispositivo para la accesibilidad personal en casa, y también en ordenadores de uso público en bibliotecas, aulas o residencias de mayores, constituyendo una verdadera aportación a la reducción de las barreras de accesibilidad tecnológica por razones de discapacidad física.

Referencias

- [1] A. Anouti and W. Koller. Tremor disorders: diagnosis and management. *The Western Journal of Medicine*, 162(6), 1995.
- [2] E. Rocon, J.M.Belda-Lois, J.J. Sanchez-Lacuesta, and J.L. Pons. Pathological tremor management: modelling, compensatory technology and evaluation. *Journal of Technology & Disability*, 16:3–18, 2004.
- [3] J.G. Gonzalez, E.A. Heredia, T. Rahman, K.E. Barner, and G.R. Arce. Filtering involuntary motion of people with tremor disability using optimal equalization. In *Proc. of the 1995 IEEE Int. Conf. on Systems, Man and Cybernetics*, 1995.
- [4] C. Riviere. *Adaptive suppression of tremor for improved human-machine control*. PhD thesis, Johns Hopkins University, 1981.
- [5] R.J. Elble and W.C. Koller. *Tremor*. The Johns Hopkins University Press, 1990.
- [6] R. Elble, R. Sinha, and C. Higgins. Quantification of tremor with a digitalizing tablet. *Journal of Neuroscience Methods*, 33:193–198, 1990.
- [7] K.A. Mann, F.W.Werner, and A.K.Palmer. Frequency spectrum analysis of wrist motion for activities of daily living. *Journal of Orthopedic Research*, 7(2):304–306, 1989.
- [8] P. O. Riley and M. Rosen. Evaluating manual control devices for those with tremor disability. *J. Rehabil. Res. Dev.*, 24:99110, 1987.
- [9] A. Prochazka, J. Elek, and M. Javidan. Attenuation of pathological tremors by functional electrical stimulation. i: Method. *Annals of Biomedical Engineering*, 20(2):205–224, 1992.
- [10] M. Javidan, J. Elek, and A. Prochazka. Attenuation of pathological tremors by functional electrical stimulation. ii: Clinical evaluation. *Annals of Biomedical Engineering*, 20(2):225–236, 1992.
- [11] J.G. Gonzalez, E.A. Heredia, T. Rahman, K.E. Barner, and G.R. Arce. Optimal digital filtering for tremor suppression. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 47(5):664–673, 2000.
- [12] Juan Guillermo González. *A New Approach to Suppressing Abnormal Tremor Through Signal Equalization*. PhD thesis, University of Delaware, 1995.
- [13] Stephen Pledgie, Kenneth E. Barner, Sunil K. Agrawal, and Tariq Rahman. Tremor suppression through impedance control. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 8(1):53–59, 2000.
- [14] J. Marshall and E. G. Walsh. Physiological tremor. *J Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, 19(260), 1956.
- [15] M. Gresty and D. Buckwell. Spectral analysis of tremor: understanding the results. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 53:976–981, 2000.
- [16] J. Timmer, S. Häufker, M. Lauk, and C.H. Lücking. Pathological tremors: Deterministic chaos or non-linear stochastic oscillators? *CHAOS*, 10:278–288, 2000.
- [17] G. Gantert, Honerkamp, and J. Timmer. Analysing the dynamics of tremor time series. *Biol. Cybern.*, 66:479–484, 1992.
- [18] E. Rocon, A.O. Andrade, J.L.Pons, P. Kyberd, and S.J. Nasuto. Empirical mode decomposition: a novel technique for the study of tremor time series. *Med Bio Eng Comput*, 44:569–582, 2006.
- [19] E. Rocon, A.F.Ruiz, L. Bueno, R. Ceres, L. Calderon, and J.L. Pons. Un nuevo sensor para la medida del movimiento tembloroso basado en giroscopios. *XXIV Jornadas de Automática de León*, 2003.
- [20] C.N. Riviere and N.V. Thakor. Modeling and canceling tremor in human-machine interfaces. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, pages 29–36, 1998.
- [21] E. Rocon. Análisis de la contribución de cada articulación en el temblor de los miembros superiores, 2004. Trabajo de Investigación - Universidad Politécnica de Madrid.
- [22] E. Rocon, J.M. Belda-Lois, A.F Ruiz, M. Manto, J.C. Moreno, and J.L.Pons. Design and validation of a rehabilitation robotic exoskeleton for tremor assessment and suppression. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2007.