

Evaluación del tremor Parkinsoniano mediante la descomposición y el análisis de señales mioeléctricas

Salvador Agustín Vázquez Aguilera^{1*}, C.A. Pérez Ramírez¹, J.P. Amézquita Sánchez¹, G. Gonzales Pérez.¹

¹ Licenciatura en Ingeniería Biomédica, Universidad Autónoma de Querétaro, Santiago de Querétaro, Querétaro, México

* vazquez.sa_96@hotmail.com

Resumen— Este trabajo se enfoca en la evaluación del tremor parkinsoniano (TP) mediante la descomposición completa empírica de modos con ruido adaptativo y su análisis, a fin de lograr aislar y cuantificar la señal correspondiente al TP. Para este fin, se utilizan dos electromiógrafos, colocados en los músculos involucrados con el TP, para adquirir las señales eléctricas de los músculos, mismas que se descomponen en funciones intrínsecas de modo (IMF). Al emplear la transformada Hilbert, es posible conocer la amplitud y frecuencia instantánea de cada IMF, permitiendo detectar la IMF correspondiente al TP, con lo que es posible hacer la evaluación de los pacientes.

Palabras clave—Electromiografía, Enfermedad de Parkinson, Tremor, Transformada Hilbert, CEEMD.

I. INTRODUCCIÓN

La enfermedad de Parkinson (EP) fue descrita por primera vez en 1817 por James Parkinson. En su definición formal, se considera como un trastorno crónico-degenerativo asociado con el daño a la sección del cerebro encargada de la movilidad. Una de las consecuencias de la EP es la pérdida de neuronas dopaminérgicas en la sustancia negra causando un mal funcionamiento de la movilidad y la muerte neuronal [1], afectando la motricidad de la persona. Actualmente, esta enfermedad afecta a más de 5 millones de personas en el mundo y se estima que para el 2030 sean casi de 10.5 millones de personas padeciendo esta enfermedad. [2]. La causa de la EP sigue siendo desconocida, aunque la condición más frecuente ocurre en personas mayores, ya que se cree que está asociada con factores genéticos y ambientales. Sus principales síntomas la bradicinesia (lentitud al realizar movimientos voluntarios), rigidez muscular, inestabilidad postural y temores, siendo éste el síntoma motor más común de la EP.

Un tremor se define como un movimiento rítmico e involuntario que puede afectar varias partes del cuerpo, principalmente las extremidades. Por tal motivo, en los últimos años se han desarrollado diversas investigaciones que permitan hacer la detección del tremor. En este sentido, se ha hecho uso de las señales de giroscopios y acelerómetros [3-4] para hacer la detección del tremor. Se hace uso de filtros digitales para determinar la frecuencia dominante de la señal está dentro de los intervalos considerados en la enfermedad. Debe destacarse que se obtienen buenos resultados. Otros trabajos hacen uso de la transformada de Fourier, algoritmo Wigner-Ville y fractales [5]. Sin embargo, debe resaltarse

que se ha hecho poco uso de las señales provenientes de la electromiografía, lo que constituye un área de oportunidad. Por otra parte, las metodologías presentadas, que son representativas de lo que se encuentra en el estado del arte, pueden ser mejoradas si se hace uso de técnicas avanzadas que permitan utilizar menos pasos y al tiempo mantener la eficiencia en la detección y cuantificación del tremor.

A. Transformada de Fourier (FFT)

La FFT es un algoritmo eficiente que permite calcular la transformada discreta de Fourier (DFT) y su inversa. Una secuencia de N números complejos debe transformarse en una secuencia en forma de frecuencias; es decir, esta transformada permite cambiar el dominio de una función del tiempo a frecuencias. La DFT se puede calcular usando la Ecuación 1

donde $W_N^{nk} = e^{-j2\pi nk/N}$. Haciendo un exhaustivo análisis, la ecuación (1) puede ser optimizada si se divide en una

$$X[k] = \sum_{n=0}^N x[n]W_N^{nk} \quad (1)$$

ecuación para k par e impar. La FFT es utilizada para el estudio de señales periódicas, por tanto, no es posible basar el presente estudio en esta transformada. Sin embargo, es importante utilizar la FFT para conocer las frecuencias en potencia contenidas dentro de las señales.

B. Descomposición empírica de modos (EMD)

La EMD es un método adaptativo utilizado para el análisis de señales no estacionarias, la cual consiste en la descomposición de la señal en oscilaciones rápidas y lentas. Es un método eficaz el cual descompone una señal en un número N de funciones de modo intrínsecas (IMF) a través de ajustes a los envolventes superiores e inferiores. Seguido de esto se calcula la media de los envolventes y se calcula la IMF. Este proceso se continua hasta que no se puedan extraer más IMF. La descomposición completa empírica de modos con ruido adaptativo (CEEMDAN), modifica la EMD, añadiendo ruido blanco, es decir, una señal aleatoria cuya densidad espectral de potencia es constante, lo cual significa que contiene todas las frecuencias y cada una de ellas contiene la misma potencia. Al realizar una descomposición se obtienen las IMFs y se promedian, de esta manera el ruido que tiene la señal puede ser mitigado sin alterar la información que es de interés. El algoritmo continua hasta que el residuo de la señal no contenga más de 2 extremos. De acuerdo con la literatura, para la CEEMDAN, los valores

recomendados se establecen en 100 para el número de descomposiciones y la desviación estándar del ruido blanco en 0.1. [7]

C. Transformada Hilbert (HT)

HT permite hacer un análisis de la señal en el dominio tiempo-frecuencia, a diferencia de la FFT que solo da resultados en el dominio de la frecuencia. Se define como la convolución de la función $s(t)$ con $1/t$, es decir, es equivalente a un desfase de 90° en la señal, como se observa en la Ecuación (2).

$$s(t) = \frac{1}{\pi} \int \frac{s(t)}{t-T_0} dt \quad (2)$$

La fase para cada instante del tiempo de la señal está definida mediante la Ecuación (3), donde Z_i es la señal desfasada 90° y Z_r es la señal original.

$$\phi(t) = \arctan\left(\frac{Z_i}{Z_r}\right) \quad (3)$$

La frecuencia está definida como la variación de la fase con respecto al tiempo, por tanto, es posible conocer la frecuencia instantánea de la señal derivando la fase con respecto del tiempo.

D. Aparato de pronosupinación

El aparato de pronosupinación se define como el conjunto de músculos, huesos y articulaciones que se encargan de la prono-supinación del miembro superior. Los movimientos de pronación y supinación consisten en una rotación parcial del radio sobre el cúbito. [4]

Los músculos se clasifican en base a su acción, los supinadores: Braquiorradial (BR), Supinador corto (SC), y Bíceps braquial (BB) y sus antagonistas: Pronador redondo (PR) y Pronador cuadrado (PC).

La acción supinadora del músculo BR se considera nula, puesto que su principal acción es la flexión del brazo a la altura del codo y durante la supinación solo sirve de apoyo. Los principales músculos supinadores son el BB, cuya acción supinadora actúa cuando el antebrazo se encuentra en pronación y el SC asegura la supinación haciendo girar el radio de sentido medial a lateral. El PC lleva al radio hacia adelante y en sentido medial, asegurando la pronación. El músculo PR da potencia a este movimiento y es activo en los movimientos lentos que requieren fuerza.

Los músculos supinadores actúan sobre un segmento óseo más corto, por esta razón se convierten en el principal objeto de estudio de señales electromiografías del TP.

III. METODOLOGÍA

A. Adquisición de datos.

En primera instancia se llevó a cabo la adquisición de datos, la cual se realizó en 2 pacientes con presencia de temblores, el primero de ellos con diagnóstico clínico de EP y un paciente control con presencia de un temblor. Es importante mencionar que el protocolo de adquisición fue explicado y

aprobado por cada uno de los pacientes. Su participación fue voluntaria y cada uno de ellos dio su consentimiento informado por escrito, donde se dicta confidencialidad de los datos proporcionados.

El desarrollo de la primera etapa se logró diseñando un dispositivo de adquisición utilizando un launchpad de Texas Instrument® EK-TM4C123GXL y dos electromiógrafos colocados, uno en el músculo BB y el otro en el músculo SC.

En ambos casos se realizaron 20 pruebas posturales durante 10 segundos. La frecuencia de muestreo que se utilizó fue de 100 Hz. Las señales fueron guardadas en un banco de datos en formato. mat para su posterior análisis.

B. Procesamiento de señales

El procesamiento de señales empleado se realiza en el software *MATLAB*. Una vez importadas las señales a *MATLAB* se aplica CEEMDAN, donde cada señal, (BB y SC), se descomponen en 10 y 11 IMF's. respectivamente, de las cuales, por su baja frecuencia, pueden ser descartadas las últimas IMF's, seguido de esto se les aplica FFT, con el objeto de conocer las frecuencias en potencia contenidas en cada IMF. Una vez conocidas las frecuencias contenidas en cada IMF se selecciona la función que contiene frecuencias con mayor potencia. A la IMF seleccionada se le aplica la HT, con el objeto de conocer la frecuencia instantánea de las señales del temblor y conocer entre que intervalos de frecuencia oscila la señal. Conociendo las características instantáneas es posible realizar una evaluación objetiva del TP, debido a que se trata de una señal no estacionaria.

IV. RESULTADOS

A. Paciente 1 (Diagnóstico clínico de EP)

En la Fig. 1, se muestran las señales medidas por los sensores en la prueba 9 y las primeras 5 IMF's obtenidas después de aplicar CEEMDAN en los músculos BB y SC respectivamente. Se puede observar que la IMF 5 puede estar asociada con ruido adquirido durante la prueba. La Fig. 2a muestra el espectro potencia de cada IMF's en el músculo BB, donde se puede observar que la frecuencia que resalta en las IMF's 3, 4 y 5, son de 11.55, 5.773 y 3.033 Hz respectivamente. Y de la misma manera, en la figura 2b se muestra en el músculo SC, cuyos valores frecuenciales son de 11.55, 5.871 y 3.131. A esto se añade que de todas las IMF's la que presenta mayor densidad espectral es la IMF 4 para ambos casos, misma que entra dentro del intervalo de frecuencias descritas por la literatura del TP.

En la Fig. 3a y 3b se muestran las frecuencias instantáneas para los músculos BB y SC respectivamente. Es apreciable que los valores de frecuencia de la IMF 4, oscilan sobre la línea de 5 Hz, es decir, se trata de la frecuencia instantánea de la señal causante del TP. La media y la desviación estándar de las frecuencias instantáneas es de 5.8964 Hz y .7560 para BB y 6.0183 Hz y 1.4253 para SC respectivamente.

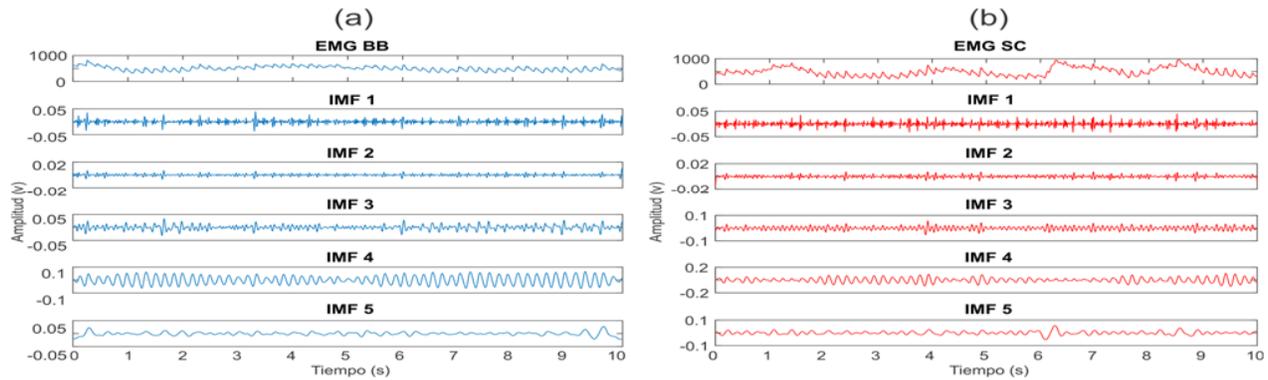


Fig. 1. CEEMDAN prueba no. 9. Paciente 1. 1a músculo BB. 1 b músculo SC.

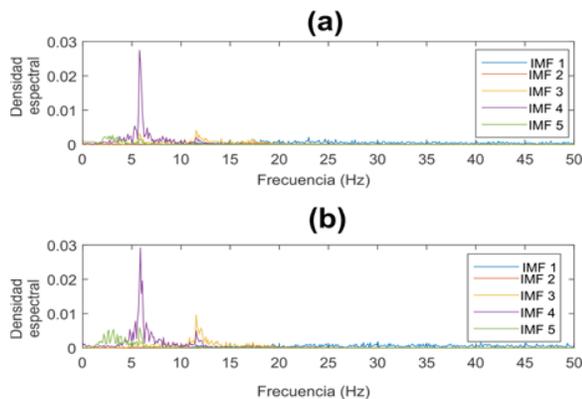


Fig. 2. Espectro potencia de IMF's. prueba 9 paciente 1. 2.a Músculo BB 2.b Músculo SC

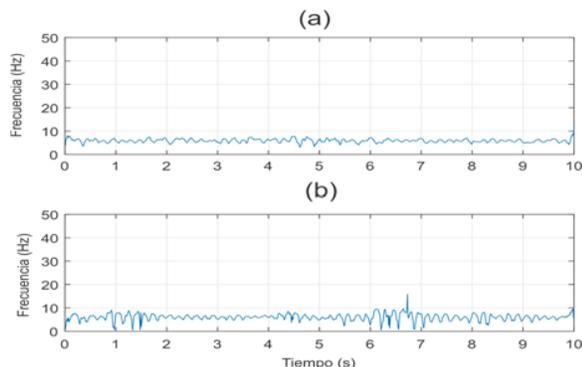


Fig. 3 Frecuencia instantanea. Paciente 1. Prueba 9 2a músculo BB. 2b Músculo SC

B. Paciente 2 (Paciente control)

El paciente 2 se describe como paciente control, debido a que el paciente presenta un temblor, sin embargo, no tiene diagnóstico clínico de EP. Se siguió el mismo protocolo que con el paciente 2. Se realizaron las pruebas a este paciente con el objeto de corroborar que el sistema de evaluación del

TP, sea adecuado. En la Fig. 4 se muestran la correspondiente descomposición de la señal mioeléctrica de los músculos BB y SC. En la figura de EMG se puede observar que la amplitud de esta señal es menor en el paciente control que en el paciente 1. La actividad se puede considerar nula debido a su baja amplitud.

En la Fig. 5 a es posible observar que las frecuencias contenidas en el músculo BB, las cuales son muy pequeñas y resaltan poco en potencia (en el orden de $\times 10^{-3}$), sin embargo, la IMF que más resalta en potencia es la IMF 6, con una frecuencia de 1.859 Hz y densidad espectral de .0046.

En la Fig 5 b., el músculo SC, la IMF que resalta en potencia es la 1, con una frecuencia de 32.29 Hz y .02 de potencia, exceptuando esta IMF, la siguiente mayor en potencia es la IMF 5, con una frecuencia de 3.523 Hz y una potencia de .004.

En la figura 6 se muestra la frecuencia instantánea de la IMF's que resalta en potencia de los músculos correspondientes. En el caso del BB, la media y la desviación estándar de las frecuencias instantáneas es de 1.9776 Hz y 1.5054 respectivamente. Y 30.6601 Hz y 5.82 para el SC. Las cuales no entran dentro del intervalo de frecuencias descritas por la literatura y tienen una diferencia muy grande entre ellas.

V. DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos muestran que, después de realizadas la misma prueba a ambos pacientes y aplicar el procesamiento de señales propuesto, se obtienen las frecuencias instantáneas referentes al temblor en los dos principales músculos involucrados con el TP, y se comprueba que el TP presentado por el paciente 1 entra dentro del intervalo de frecuencias descrito por Salarian et al. [3], al presentarse una media de 5.8964 Hz para el BB y de 6.0183 Hz para SC. De la misma manera se puede observar que el paciente control no presenta una frecuencia similar en ninguna de las dos IMF que resaltan en potencia, lo cual

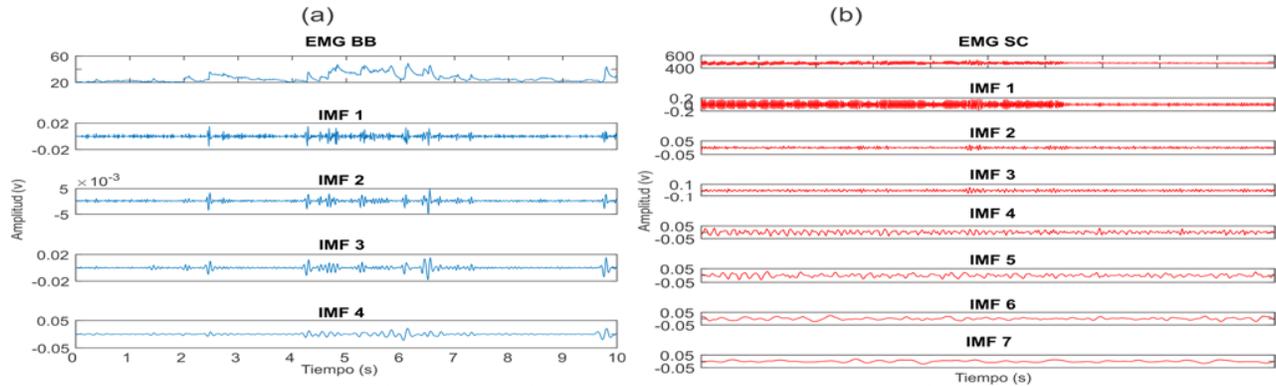


Fig. 4. CEEMDAN. Prueba no. 1. Paciente 2. 5a. Músculo BB. 5b músculo SC

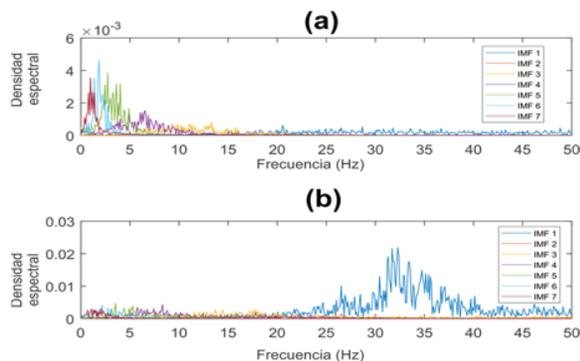


Fig. 5. Espectro potencia de IMF's Paciente control. Prueba 1. 6a. BB 6b. SC

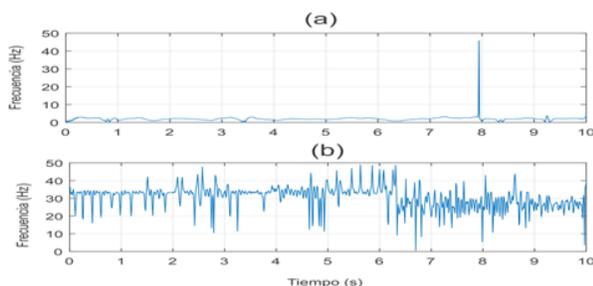


Fig. 6. Frecuencia instantanea de IMF's Paciente control. Prueba 1. 7a. IMF 6 musculo BB. 7b. IMF 1 musculo SC

indica que el tremor presentado no involucra ambos músculos, y de lo cual se puede inferir que no se trata de TP.

VI. CONCLUSIÓN

En el presente proyecto de investigación se comprueba que es posible identificar el TP analizando señales EMG. Asimismo, se generó un método sencillo y práctico basado en la CEEMDAN y HT que permite diferenciar al TP de un tremor patológico a causa de otra enfermedad.

Al tratarse de señales mioeléctricas se puede conocer la manera en que se comporta la actividad eléctrica muscular causante de un tremor que, al tratarse de la EP, involucra los

músculos BB y SC, mismos que son los principales músculos encargados de la pronosupinación del miembro superior.

Es importante mencionar que en el presente trabajo de investigación se logró aislar y conocer las frecuencias relacionadas con movimiento involuntario en los músculos. De la misma manera se logró diferenciar un TP de un tremor patológico.

Los resultados obtenidos en el presente trabajo se consideran parciales, ya que el análisis de una base de datos mayor es requerido, además actualmente se está trabajando en una segunda etapa del trabajo, la cual consistirá en diseñar un sistema de regulación de los movimientos involuntarios mediante electroestimulación contraria al TP, cuyas características instantáneas son conocidas con el procesamiento de señales propuesto en el presente trabajo.

La evaluación que se propone en el presente proyecto es viable para la valoración objetiva del TP, así mismo es posible utilizarla como auxiliar de diagnóstico en la diferenciación de Tremores patológicos.

VII. BIBLIOGRAFIA

1. Peñas D (2015). *El libro blanco del Parkinson en España. España: Real Patronato Sobre Discapacidad.*
2. A. Blochberger, S. Jones, "Parkinson's disease clinical features and diagnosis", *Clinical Pharmacist*, vol. 3.
3. Arash Salarian. (22 January 2007). *Quantification of Tremor and Bradykinesia in Parkinson's Disease Using a Novel Ambulatory Monitoring System.* *IEEE*, -, 313 - 322. 28/06/2018, Rigas G. (2012 May:). *Assessment of tremor activity in the Parkinson's disease using a set of wearable sensors.. IEEE*, , 478-87. 29/06/2018, De pubmed.gov Base de datos.
4. Adriano A. Pereira. (-). *A Review on Techniques for Tremor Recording and Quantification.* *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering*, 35, 343-362. 28/07/2018, De Begell House Base de datos.
5. Juan Pablo Amezcua-Sanchez. (04 October 2014). *Signal Processing Techniques for Vibration-Based Health Monitoring of Smart Structures.* *Archives of Computational Methods in Engineering*, 23, 1-15. 28/06/2018, De Springer Link Base de datos.
7. Amezcua-Sanchez, J. P., Adeli, A., & Adeli, H. (2016). *A new methodology for automated diagnosis of mild cognitive impairment (MCI) using magnetoencephalography (MEG).* *Behavioural brain research*, 305, 174-180.