

# Algoritmo para la detección y predicción del Temblor Esencial

Estrella Gómez<sup>1</sup>, Julio Dondo<sup>2</sup>, and Alejandro Núñez<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Universidad Nacional de San Luis, San Luis, Argentina  
estrellagomez08@gmail.com

<sup>2</sup> Universidad Nacional de San Luis, San Luis, Argentina jdondo@gmail.com

<sup>3</sup> Universidad Nacional de San Luis, San Luis, Argentina  
janyo@gmail.com

**Resumen** El Temblor Esencial es uno de los desórdenes de movimiento más comunes. Consiste en una oscilación rítmica, involuntaria y repetitiva, caracterizada por un temblor postural especialmente en brazos y/o manos. El mismo puede limitar las habilidades para llevar a cabo actividades diarias, lo que deteriora la calidad de vida de quienes lo padecen. El diagnóstico de esta enfermedad se realiza mediante la exploración física del paciente. No obstante, esta exploración no permite evaluar variables que podrían ser relevantes para el diagnóstico y el tratamiento posterior, como la frecuencia o la amplitud del temblor. Actualmente, la única manera de conocer estos valores es mediante la electromiografía, un estudio que examina las señales eléctricas de los músculos. Sin embargo, este procedimiento es invasivo y doloroso, lo que lleva a que muchos pacientes opten por no realizarlo.

En este trabajo se presenta una alternativa no invasiva para medir la frecuencia de los trastornos de movimiento asociados a las extremidades superiores. Esto permite realizar un seguimiento sobre las variaciones del temblor, su relación con las actividades realizadas por el paciente, su estado de ánimo y otras variables. Además, esta alternativa permite realizar una predicción de la ocurrencia de los temblores consiguientes.

Palabras clave Temblor esencial · Frecuencia · Predicción.

## 1 Introducción

El temblor se define como el movimiento involuntario que perturba la función motora normal, siendo en su mayoría de origen patológico [1]. Estos temblores se clasifican según su velocidad, ritmo, localización y frecuencia, así como su gravedad [2]. Algunas de sus clasificaciones son:

- Temblor de Parkinson: se caracteriza por ser un temblor de reposo. Por lo general, afecta las manos y brazos, aunque también puede afectar el mentón, los labios, la cara y las piernas.
- Temblor Distónico: se caracteriza por contracciones musculares involuntarias que provocan movimientos repetitivos y distorsión, con movimientos espasmódicos.

- Temblor Ortostático: se manifiesta como un temblor en las piernas y ocurre cuando la persona se encuentra en posición vertical.
- Temblor Cerebeloso: se asocia con disfunciones cerebelosas, es producido durante la realización de movimientos voluntarios y se distingue por un movimiento repentino al finalizar un movimiento.
- Temblor Esencial: es el tipo más común de temblor, ocurre durante la realización de movimientos voluntarios, generalmente afectando manos y brazos, aunque también puede afectar cabeza, lengua, piernas, tronco y voz.

Cada tipo de temblor presenta características distintivas que pueden facilitar su diagnóstico y determinar el tratamiento apropiado, como la amplitud y la frecuencia. En la Tabla 1 se muestran algunas de las frecuencias de las afecciones más significativas.

**Table 1.** Frecuencias propias de los temblores

Temblor	Hz
Temblor de Parkinson	3 - 6
Temblor Distónico	<7
Temblor Ortostático	16
Temblor Cerebeloso	2 - 4
Temblor Esencial	4 - 12

Particularmente, el Temblor Esencial afecta aproximadamente entre el 0.4% y 5% de la población mundial. Se define como un movimiento rítmico, alterante y oscilante, resultado de un temblor postural y/o cinético, causado por contracciones musculares involuntarias periódicas, lo que conduce a una actividad motora visiblemente deteriorada.

El Temblor Esencial es predominantemente observada en adultos mayores de 40 años y puede limitar significativamente la capacidad para llevar a cabo actividades diarias, incluso llegando a provocar situaciones incómodas y frustrantes que reducen la calidad de vida de las personas que lo padecen e incluso pueden llevarlas a abandonar el sistema productivo-laboral. En distintos estudios [4], [5], [6] han documentado la presencia de alteraciones cognitivas leves, así como manifestaciones psiquiátricas que incluyen síntomas depresivos, ansiedad o fobia social. Un diagnóstico temprano y preciso resulta fundamental para la prescripción de un tratamiento óptimo que permita proporcionar al paciente una mejor calidad de vida a largo plazo, considerando que solo es posible mitigar los síntomas, no curar la enfermedad [2].

En la actualidad, la electromiografía continúa siendo el único método para realizar un diagnóstico preciso y obtener información de gran relevancia para su especificidad como la frecuencia y la amplitud del Temblor Esencial. La electromiografía consiste en la detección y análisis de las señales eléctricas generadas cuando un músculo se contrae. Se distinguen dos técnicas de EMG: invasiva y no invasiva.

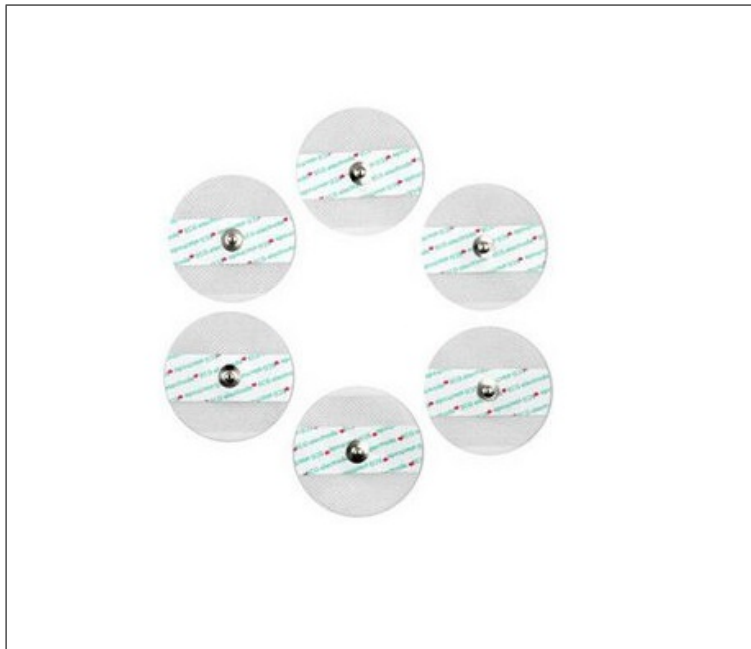
La EMG invasiva implica la inserción de agujas de electrodo dentro del músculo para registrar la actividad eléctrica generada. Aunque esta técnica permite evaluar músculos profundos y detectar la actividad eléctrica en zonas específicas del músculo debido a que los electrodos tienen un área de registro pequeño, su principal desventaja radica en que la inserción de la aguja es dolorosa y provoca molestias significativas en los pacientes, razón por la cual muchos optan por no realizarse este tipo de estudios [7].

En contraste, la EMG no invasiva permite estudiar la actividad bioeléctrica del músculo mediante el registro de las diferencias de potencial registradas en la superficie de la piel, basándose en el uso de electrodos superficiales.

En este trabajo se presenta un algoritmo que permite detectar la frecuencia y amplitud del Temblor Esencial en pacientes mediante el análisis de señales electromiográficas obtenidas de manera no invasiva.

## 2 Captura de datos

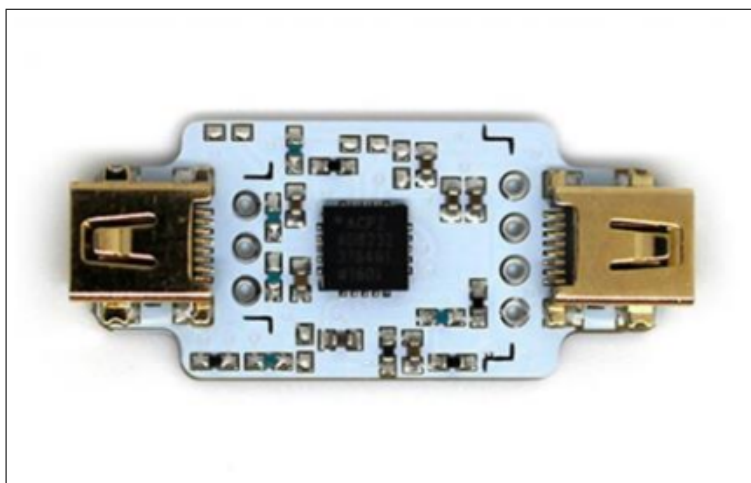
Para la implementación del algoritmo, se emplean señales electromiográficas de superficie. Estas señales se obtienen mediante el uso de electrodos superficiales alámbricos como los que se observan en la Figura 1.



**Fig. 1.** Electrodos húmedos

4 Estrella Gómez, Julio Dondo, and Alejandro Núñez

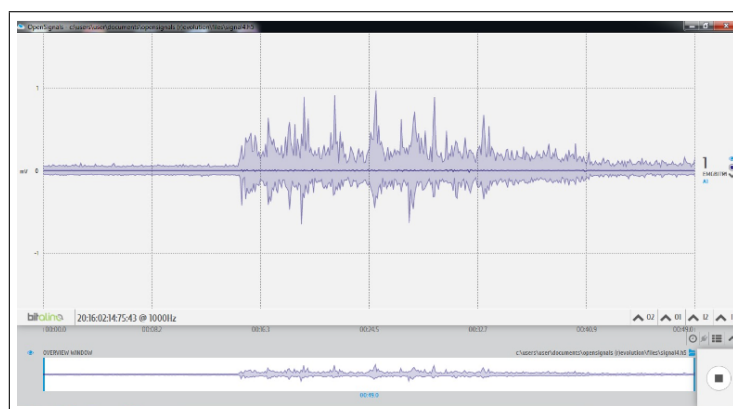
Estos electrodos se conectan al sensor EMG Bitalino, como se muestra en la Figura 2, diseñado específicamente para medir la actividad muscular.



**Fig. 2.** Sensor EMG Bitalino.

Este sensor EMG Bitalino está especialmente diseñado para capturar señales electromiográficas de superficie y es compatible tanto con geles pregelizados como con la mayoría de los electrodos secos.

Las señales obtenidas pueden ser visualizadas mediante el software OpenSignals que es un paquete de software versátil para la visualización de bioseñales en tiempo real. Es compatible con todos los dispositivos PLUX. La interfaz de OpenSignals se muestra en la Figura 3.

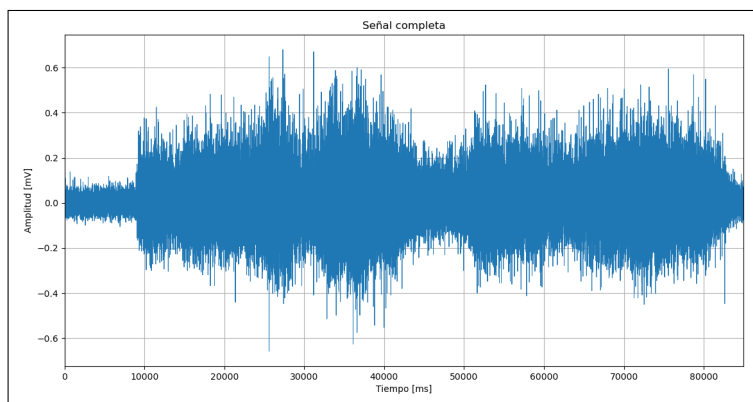


**Fig. 3.** Interfaz OpenSignals.

### 3 Espectro de la señal

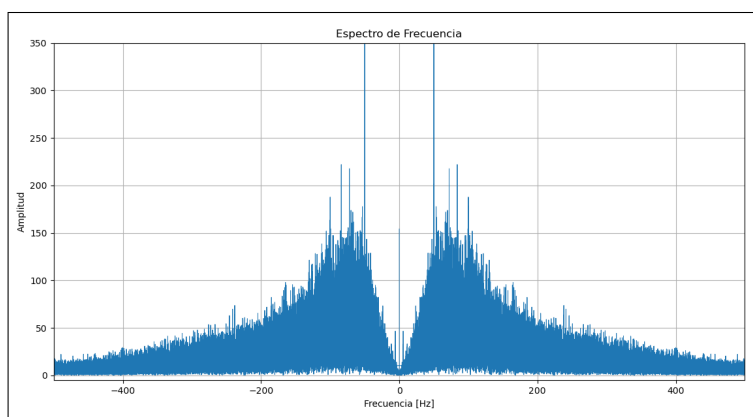
A partir de las señales EMG tomadas a pacientes que poseen un diagnóstico de temblor esencial, se procede a analizar el espectro de frecuencia de dichas señales para obtener información relevante.

En la Figura 4 se muestra una de estas señales tomadas al Paciente 1, teniendo en cuenta que la misma no ha pasado por ningún tipo de procesamiento; es decir, se trata de la señal "cruda" o raw.



**Fig. 4.** Señal completa

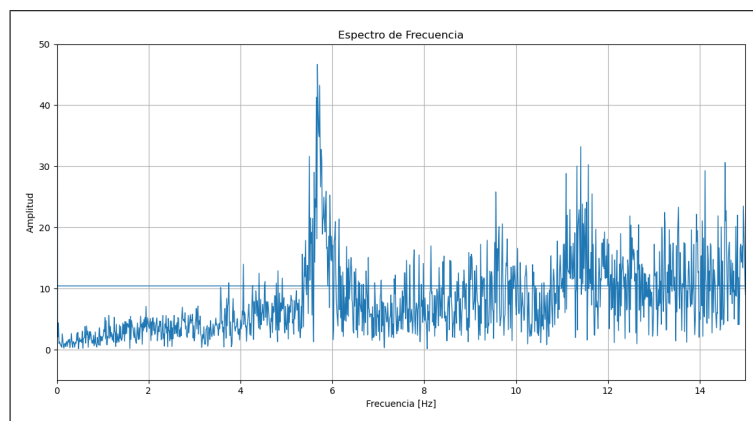
Desarrollando un breve código en Python, es posible obtener el espectro en frecuencia para dicha señal como se observa en la Figura 5.



**Fig. 5.** Espectro en frecuencia de la señal

En esta señal, se observan dos picos significativos que corresponden a la frecuencia de 50 Hz, la cual se atribuye al ruido ambiental generado por fuentes de radiación electromagnética como las provenientes de las fuentes de alimentación.

El análisis del espectro de frecuencia de una señal EMG puede proporcionar información valiosa sobre las características de los temblores esenciales, tales como su frecuencia dominante, la amplitud de las oscilaciones y la presencia de patrones distintivos. Considerando que el Temblor Esencial exhibe frecuencias características en el rango de 4 a 12 Hz, se procede a ampliar la gráfica del espectro en este rango de frecuencias para observar el comportamiento de la señal en dicho intervalo. En la Figura 6 se muestra la sección del espectro centrada entre 0 y 15 Hz.



**Fig. 6.** Espectro en frecuencia de la señal entre 0 y 15 Hz.

A partir de la Figura 6, es posible observar un pico alrededor de la frecuencia 5.7 Hz. Además, al realizar un barrido de frecuencias durante los primeros 10 segundos, periodo en el cual el paciente no presenta temblor debido a la estaticidad de su posición, no se observan variaciones en dichas frecuencias.

Los espectros de frecuencia de la señal EMG del paciente 1 muestran la presencia de un ruido aditivo gaussiano, evidenciado por la línea recta horizontal que se observa alrededor de los 10 mV en la Figura 6.

A partir del análisis del espectro de la señal real tomada, es posible ahora especificar los filtros necesarios que formarán parte del algoritmo a diseñar y que permitirá mejorar la calidad de la señal.

## 4 Algoritmo

Para el desarrollo del algoritmo que permite la detección del temblor, su frecuencia y la posterior predicción, se parte del diagrama que se muestra en la Figura 7.

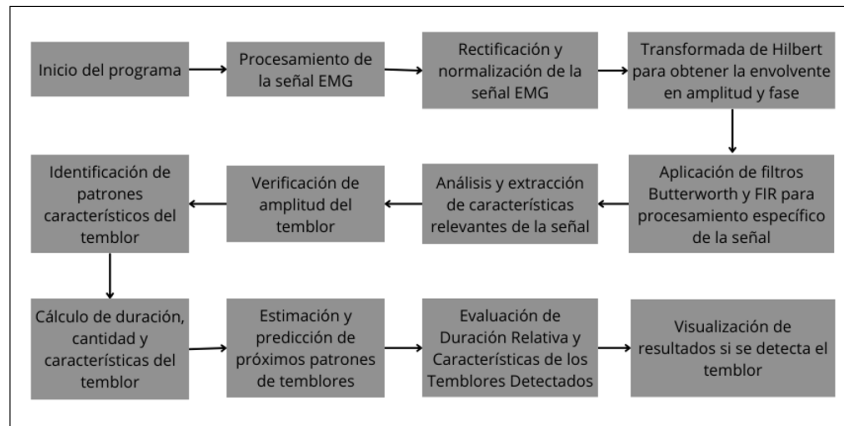


Fig. 7. Diagrama del algoritmo.

Más precisamente, se procede a basarse en el diagrama de la Figura 8, donde se detallan los filtros a utilizar de manera más específica.

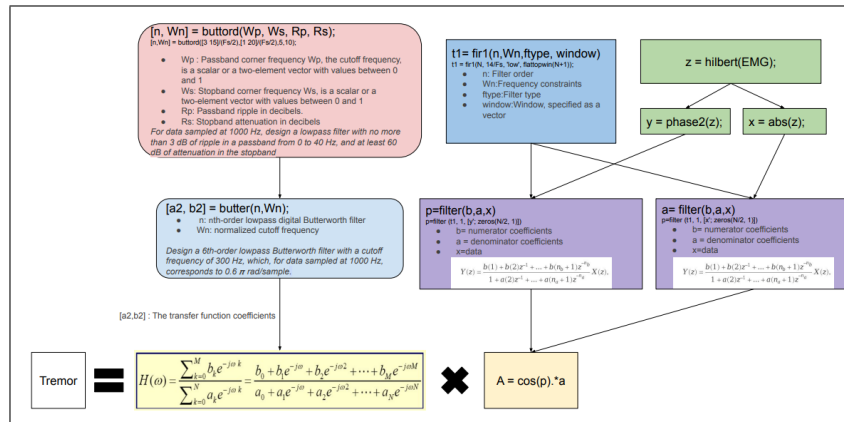


Fig. 8. Diagrama de los filtros del algoritmo.

Se inicia el proceso recurriendo al diseño de un filtro Pasa Bajos del tipo Butterworth, cuyo orden y frecuencia de corte normalizada se derivan de la frecuencia de corte de la banda de paso, la frecuencia de corte de la banda de rechazo, el coeficiente de atenuación mínima de la banda de paso y el coeficiente de la atenuación mínima de la banda de rechazo. Una vez determinados estos parámetros, se utiliza una nueva función específica para obtener los coeficientes de este filtro.

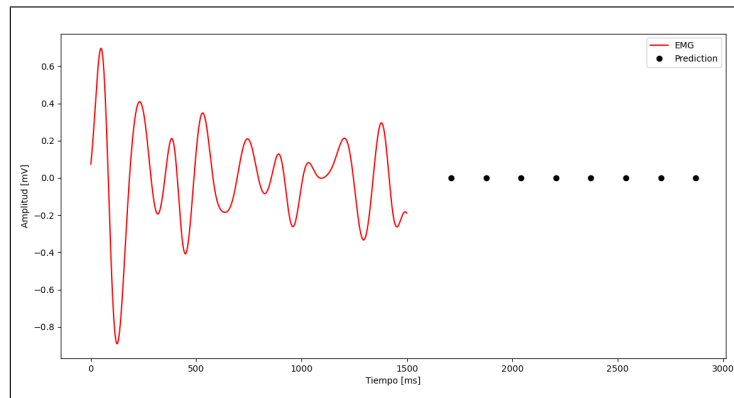
Por otro lado, se desarrolla un filtro FIR diseñado para minimizar los transitorios de inicio y fin, estableciendo una correspondencia con las condiciones iniciales. Este filtro se configura según el orden que se obtiene en base a la longitud de la señal, una frecuencia de corte normalizada, un tipo de filtro pasa bajo y una ventana "flattop". Que la ventana sea de tipo "flattop" implica que tendrá un lóbulo principal ancho y plano en el espectro en frecuencia, proporcionando una respuesta en frecuencia muy precisa minimizando su degradación. En las señales EMG esto es especialmente útil ya que permite mantener la precisión en la frecuencia para detectar y analizar las características específicas de la señal.

Posteriormente, este filtro se aplica de manera independiente tanto a la fase como a la magnitud de la señal, tras calcularle la transformada de Hilbert. Con estos dos conjuntos de datos filtrados, se calcula un coeficiente "A" que se multiplica por el polinomio resultante de aplicar los coeficientes del filtro Butterworth mencionado previamente a la señal del temblor. Así, la señal resultante conocida como "Tremor", permite una detección satisfactoria del temblor.

A partir de la señal "Tremor" obtenida, se procede a la segunda parte del algoritmo que identifica los patrones característicos del temblor y calcula su duración y cantidad. Basándose en estos datos, se estiman y predicen los próximos instantes de temblor. Finalmente, se evalúa la duración relativa de cada temblor junto a las características correspondientes, lo que permite visualizar los resultados en caso de detectarse temblores.

## 5 Resultados

Utilizando la señal EMG obtenida del paciente 1 y aplicando ventanas de 1500 muestras a una frecuencia de muestreo de 1000 Hz, se obtiene la primera ventana de predicción, la cual se muestra en la Figura 9. En esta figura, la señal real procesada con los diferentes filtros se representa en color rojo, mientras que los puntos negros indican los próximos instantes de temblor.

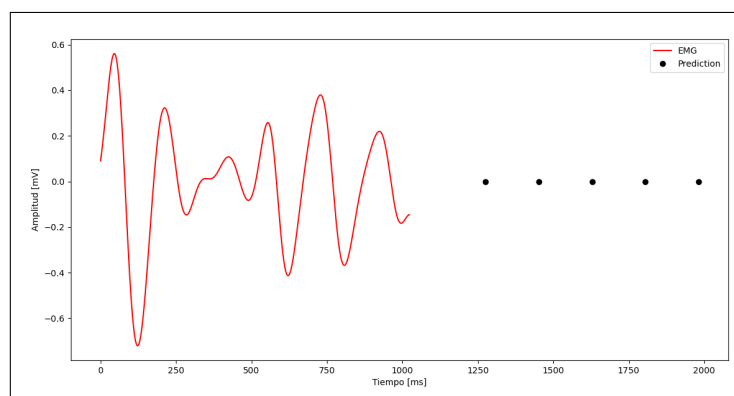


**Fig. 9.** Ventana de predicción.



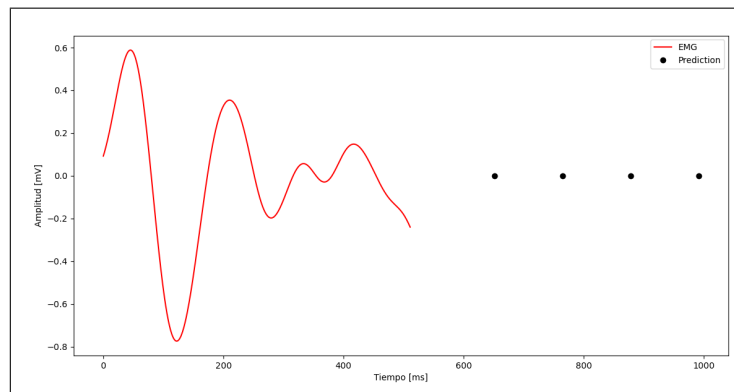
En esta ventana de predicción se obtiene una frecuencia aproximada de 6.02 Hz, valor que, como se indica en la Figura 6, no se aleja significativamente de la frecuencia esperada para el temblor de dicho paciente. Es importante tener en cuenta que la frecuencia del temblor puede variar entre pacientes y puede ser influenciada por cambios en la posición o el movimiento del músculo activo durante la toma de datos haciendo que varíe también para un mismo paciente.

Por otro lado, al variar la cantidad de muestras a analizar por ventana se logra reducir los tiempos de las mismas. En la Figura 10 se observa la predicción para la señal del paciente 1 con una ventana de 1024 muestras. Allí, la frecuencia obtenida es de alrededor de 5.6 Hz.



**Fig. 10.** Ventana de predicción con 1024 muestras.

Luego, en la Figura 11 se observa la predicción de la misma señal para una ventana de 512 muestras. Se obtiene una frecuencia de alrededor de 5.7 Hz.



**Fig. 11.** Ventana de predicción con 512 muestras.

## 6 Conclusiones

En el trabajo presente, se desarrolló un algoritmo que permite la detección de cada temblor esencial, junto con su frecuencia y predicción posteriores. Aplicando el algoritmo propuesto a las señales obtenidas en los diferentes pacientes se detectaron las distintas frecuencias de los temblores correspondientes a cada uno de ellos. Las mismas, fueron validadas mediante estudios realizados a los distintos pacientes por el Neurólogo José Abrahín, que consistieron en electromiografías de tipo invasiva y que permitieron verificar las frecuencias del temblor.

## References

1. Buitrago S.: Diseño de un Dispositivo No Invasivo para la Reducción de Temblores Periféricos. Universidad ECCI. Bogotá, D.C. (2022)
2. González R.: Sistemas de ayuda al diagnóstico y a la terapia funcional en enfermedades neurodegenerativas. Universidad Politécnica de Madrid. Madrid, España (2016).
3. Belda J. : Principios biomecánicos para la supresión del temblor por medios ortésicos. Universidad Politécnica de Valencia. Valencia, España (2009)
4. Gasparini M., Bonifati V., Fabrizio E., Fabbrini G., Brusa L., Lenzi G.: Frontal lobe dysfunction in essential tremor: a preliminary study. *J Neurol* (2001)
5. Lombardi W., Woolston D., Roberts J., Gross R.: Cognitive deficits in patients with essential tremor. *Neurology* (2001)
6. Duane D., Vermilion K.: Cognitive deficits in patients with essential tremor. *Neurology* (2002)
7. Guzmán E., Méndez G.: Electromiografía en las Ciencias de la Rehabilitación. Barranquilla, Colombia (2018)
8. LNCS Homepage, <http://www.springer.com/lncs>. Last accessed 4 Oct 2017