



Diseño de un Dispositivo No Invasivo para la Reducción de Temblores Periféricos

Sergio Andrés Buitrago Arias

UNIVERSIDAD ECCI

FACULTAD DE INGENIERÍA

DIRECCIÓN DE INGENIERÍA BIOMÉDICA

PROGRAMA DE TECNOLOGÍA EN MANTENIMIENTO DE EQUIPOS

BIOMEDICOS

BOGOTÁ, D.C.

2022

Diseño de un Dispositivo No Invasivo para la Reducción de Temblores Periféricos

Sergio Andrés Buitrago Arias

Trabajo de monografía presentado como requisito para optar al título de: Tecnólogo en
Mantenimiento de Equipos Biomédicos.

Director (a):

MSc. Ricardo Alonso Espinosa Medina

UNIVERSIDAD ECCI

FACULTAD DE INGENIERÍA

DIRECCIÓN DE INGENIERÍA BIOMÉDICA

PROGRAMA DE TECNOLOGÍA EN MANTENIMIENTO DE EQUIPOS

BIOMEDICOS

BOGOTÁ, D.C.

2022

Contenido

| | Pág. |
|--|-------------|
| Resumen..... | VIII |
| Introducción | 9 |
| 1. Planteamiento del Problema | 11 |
| 1.1. Descripción del problema | 11 |
| 1.2. Formulación del problema..... | 12 |
| 2. Justificación | 13 |
| 3. Objetivos..... | 15 |
| 3.1. Objetivo general | 15 |
| 3.2. Objetivos específicos | 15 |
| 4. Estado del arte..... | 16 |
| 5. Marco Teórico..... | 18 |
| 5.1. Contracción muscular | 18 |
| 5.1.1. EMG de la contracción muscular | 19 |
| 5.2. El temblor..... | 21 |
| 5.2.1. Frecuencia propia de los temblores..... | 22 |
| 5.3. Estimulación nerviosa periférica..... | 23 |
| 5.4. Inhibición recíproca | 23 |

| | | |
|----------|---|-----------|
| 5.5 | Transformada de Fourier..... | 24 |
| 6 | Metodología | 26 |
| 6.1 | Primera fase: EMGs | 26 |
| 6.1.1 | Amplificación de la señal | 26 |
| 6.1.2 | Filtrado de la señal | 28 |
| 6.1.3 | Ajuste de la señal..... | 28 |
| 6.1.4 | Amplificador de aislamiento | 29 |
| 6.2 | Segunda fase: Procesamiento de la señal..... | 30 |
| 6.3 | Tercera fase: Diseño del electroestimulador..... | 32 |
| 6.3.1 | Control frecuencia y amplitud usando el integrado 555 | 32 |
| 6.3.2 | Control amplitud | 34 |
| 7 | Resultados..... | 35 |
| 8 | Conclusiones..... | 39 |
| | Referencias..... | 41 |

Lista de figuras

| | Pág. |
|--|-------------|
| Figura 1 ejemplo de un EMG normal Fuente: (Sriraam, 2021) | 19 |
| Figura 2 frecuencias de las señales de electromiografía. Fuente: (Paucar. & Giraldo, 2022) | 20 |
| Figura 3 Comparación; contracción y relajación en un EMG. Fuente: (Palacio et al., 2013) | 20 |
| Figura 4 Circuito de inhibición recíproca. Fuente: (Hall et al., 2021) | 24 |
| Figura 5 Amplificador de instrumentación. Fuente: Autor. | 27 |
| Figura 6 Filtro pasa-banda, respuesta de frecuencia. Fuente: Autor. | 28 |
| Figura 7 Recorte y ajuste de la señal. Fuente: Autor..... | 29 |
| Figura 8 Amplificador de aislamiento. Fuente: Autor..... | 29 |
| Figura 9 Señal EMG, paciente sano. Fuente: Autor | 30 |
| Figura 10 Señal del temblor simulado. Fuente: Autor. | 31 |
| Figura 11 Señal EMG patológica. Fuente: Autor..... | 32 |
| Figura 12 Primer y segundo integrado 555. Fuente: Autor. | 33 |
| Figura 13 Comunicación ESP32 - MCP4251-103. Fuente: Autor. | 34 |
| Figura 14 Amplificación de la señal EMGs en la primera fase. Fuente: Autor. | 35 |
| Figura 15 Espectro característico del temblor, transformada de Fourier. Fuente: Autor. | 36 |
| Figura 16 Señal EMGs patológica, sumatoria de las señales simuladas. Fuente: Autor.... | 36 |
| Figura 17 Espectro de amplitudes, transformada de Fourier de la señal EMGs patológica. Fuente: Autor. | 37 |
| Figura 18 Señal emitida por el electroestimulador. Fuente: Autor..... | 38 |

Figura 19 **Circuito del dispositivo propuesto: Unificación de las tres fases.** Fuente: Autor.

..... 38

Lista de tablas**Pág.**

Tabla 1 **Frecuencias propias de los temblores.** Fuente: (Fernando et al., 2019) 22

Tabla 2 **Frecuencia y amplitud de 10 puntos equidistantes en la señal EMG.** Fuente: Autor.

..... 26

Resumen

El temblor de Parkinson y el temblor esencial son afectaciones sindrómicas provenientes de las enfermedades neurológicas asociadas al temblor más común en Colombia, dificultan el control de los miembros del paciente, disminuyen progresivamente la calidad de vida de la persona, implican el gradual avance de la enfermedad, a su vez comprenden complicaciones psicológicas que a largo plazo reducen la esperanza de vida del paciente y a corto plazo la autonomía de este. Los tratamientos para el temblor en Colombia no esencialmente son los más adecuados, asequibles y eficaces, el paciente puede ver afectada su integridad o no recibir alivio alguno por parte del tratamiento, la propuesta de diseño de un dispositivo no invasivo para mitigar los temblores envuelve las consideraciones de tratamiento, asequibilidad, eficacia, bienestar, movilidad y cuidado, que beneficie al paciente por medio de tres fases, adquisición, caracterización espectral y entrega del estímulo. Se apreciaron las etapas electrónicas y consideraciones del síntoma para la reducción del temblor muscular empleando un dispositivo no invasivo de tres fases.

Palabras clave: electromiografía superficial, inhibición recíproca, temblor muscular, electroestimulación, Transformada de Fourier.

Abstract

Parkinson's tremor and essential tremor are syndromic affectations of the most common neurological diseases associated with tremor in Colombia, they hinder the control of the patient's limbs, progressively decrease the quality of life of the person, involve the gradual progression of the disease, in turn comprise psychological complications that in the long term reduce the patient's life expectancy and in the short term the patient's autonomy. Treatments for tremor in Colombia are not essentially the most adequate, affordable and effective, the patient's integrity may be affected or receive no relief from the treatment, the proposed design of a non-invasive device to mitigate tremors involves the considerations of treatment, affordability, effectiveness, well-being, mobility and care, which benefits the patient through three phases, acquisition, spectral characterization of the acquisition and delivery of the stimulus. Electronic stages and symptom considerations for muscle tremor reduction using a three-phase noninvasive device were appreciated.

Keywords: surface electromyography, reciprocal inhibition, muscle tremor, electrostimulation, Fourier transform.

Introducción

Las enfermedades neuro-musculares producen alteraciones en las actividades y en los hábitos de una persona, transformando de forma significativa su calidad de vida, particularmente las patologías que producen temblores musculares pueden ser originadas por enfermedades neurológicas o lesiones en el sistema nervioso. El temblor asociado pueden tener distintas etiologías dentro de las cuales se encuentra la enfermedad de Parkinson y el temblor esencial, siendo patologías en las que el temblor es la manifestación más evidente, por consiguiente, en el diario vivir del paciente se encuentra una disminución importante en la autonomía de esta al realizar actividades habituales, como: asearse, comer, caminar, escribir, estudiar, trabajar y relacionarse, entre otras actividades las cuales varían según la edad y las necesidades de la persona (sanchez, 2021).

En 1746 el físico Jean Jallabert descubre que la estimulación eléctrica se puede utilizar para tratar las fibras nerviosas y la aplica a la extremidad de un paciente que tiene una de sus extremidades paralizadas. El Dr. Melzack junto a Dr. Wall, en 1962, harían la primera aproximación de la “Teoría de la Compuerta” en la cual se usa electroestimulación para aliviar el dolor, que se comprobaría en 1967 cuando se usó en 8 pacientes expuestos a una hora de tratamiento para una variedad más amplia de enfermedades. En 1972, se desarrollaron electrodos cilíndricos flexibles que podían colocarse debajo de la piel, junto con cambios en la frecuencia de estimulación que evolucionaron a partir de la estimulación tónica, de ráfaga y de alta frecuencia para reducir la parestesia y hacer que el sistema fuera más cómodo para los pacientes (Juárez et al., 2019).

En respuesta a la demanda de estudiar, analizar, registrar, estimular y tratar los temblores asociados a las afecciones neurológicas, dispositivos como el Exopulse Mollii Suit implementan

la electroestimulación superficial del musculo antagonista al musculo agonista empleando la inhibición reciproca, describiéndose, así como un traje para el cuerpo completo que reduce los temblores periféricos (Pennati et al., 2021). El proyecto Garce, se enfoca en solo uno de los miembros superiores ubicando electrodos en la muñeca y antebrazo para la estimulación (Callupe, 2019). En la Universidad de Belgrado, con el fin de cuantificar y guardar la información recibida a partir del movimiento del brazo, se desarrolla un dispositivo de 8 módulos de sensores Myo registrando medidas específicas de los temblores en el miembro superior (Spasojević et al., 2018).

El elevado número de pacientes con afecciones relacionadas con el temblor muscular, el considerable impacto de estas sintomatologías en la vida de las personas y el alto porcentaje de pacientes que no optan por una intervención farmacológica, 50% de los pacientes, incrementa la demanda de un dispositivo no invasivo, cómodo, más asequible y ergonómico para la reducción eficaz del temblor (Gomez Cristancho et al., 2021).

Se propone el diseño de un dispositivo que permita la adquisición, identificación y estimulación gradual del temblor mediante tres fases de funcionamiento; la obtención de las señales de electromiografía superficial (EMGs), con el uso de amplificadores operacionales aumente, filtre y acomode la señal de tal forma que la segunda fase logre identificar a través de un software las señales EMG del temblor, empleando un microcontrolador ESP32 para procesarlas, asimismo, registre en el espectro de frecuencias de la Transformada de Fourier, la amplitud de la señal patológica dentro del rango de frecuencias características del temblor, a fin de generar el ajuste adecuado al estímulo a originar en la tercera fase, en proporción a la amplitud del temblor detectado en las fases anteriores.

1. Planteamiento del Problema

1.1. Descripción del problema

Las afecciones neurológicas reducen la autonomía y calidad de vida de los pacientes en Colombia, provocando entre sus sintomatologías temblores, espasmos y movimientos inconscientes. Los pacientes que padecen temblores tienen una afectación progresiva de su capacidad para desempeñar actividades diarias, causando trastornos del sueño, sensación de soledad, depresión y ansiedad. Estos en algunos casos provocan entre otras cosas el consumo excesivo de alcohol y algunas sustancias alucinógenas (Zapata, 2021). El dolor experimentado está presente en la mayoría de las actividades realizadas por el paciente, produciendo una disminución del movimiento, por otro lado, el riesgo de sufrir algún tipo de temblor aumenta con la edad. Enfermedades como el Parkinson que perturba el movimiento en brazos, manos, piernas, mandíbula y cara, complican los movimientos rutinarios que implican motricidad fina, como llevarse la comida a la boca, abrochar un botón, servir líquido en un recipiente pequeño, asearse, escribir y en casos avanzados estos temblores aumentan el riesgo de caída o laceraciones por ausencia del control en las extremidades (Jaén & Sicre Márquez José Antonio Muela Martínez Inmaculada Ruiz García, 2019).

El temblor puede tener diferentes tratamientos, el más común es el tratamiento farmacológico, el cual no siempre es eficaz en todos los pacientes teniendo en cuenta que más de la mitad de las personas afectadas con algún síndrome neurológico asociado al temblor, prefiere no usar fármacos, por lo que dificulta el tratamiento y corrección de los temblores, adicional a esto al paciente se le dificulta en muchos casos la administración del medicamento (Couloume & Derkinderen, 2019).

Otra forma de tratar el temblor, consiste en la electroestimulación cerebral profunda, es efectiva para tratar no solo el temblor en pacientes sino también trastornos psicológicos más complejos, resulta costoso e invasivo utilizar un electrodo en contacto directo con el cerebro para producir una estimulación eléctrica en el núcleo subtalámico, además del equipo necesario para el procedimiento (Nury Merary Morales Hernández¹ et al., 2021).

1.2 Formulación del problema

¿Cuáles son las consideraciones en el diseño de un dispositivo que ayude a la mitigación de temblores periféricos y esenciales en Colombia para miembro superior?

2. Justificación

En Colombia el alto número de afectados por enfermedades relacionadas al temblor muscular es considerable, dado que son una gran variedad de enfermedades con síntomas similares como el temblor, se ven afectadas personas de todas las edades. Las enfermedades del sistema nervioso ocasionan consecuencias en el diario vivir, afectaciones cognitivas y motoras, desencadenan además problemas psicológicos, por ejemplo, el 23,7% de pacientes con esclerosis múltiple (EM) presentan depresión, el 21,9% ansiedad, el 18% consume excesivamente alcohol y el 5,83% sufre de trastorno bipolar, derivados entre otras enfermedades por espasmos y temblores en conjunto. La EM tiene además una prevalencia en niños de dos a tres por cada mil nacidos (Alexandra & Sierra, 2022). Las lesiones en la medula espinal, causan temblores que evitan el control apropiado de los miembros, el aumento de casos es a nivel mundial, y en Colombia se halla que por cada cuarenta pacientes uno tiene lesiones en la medula espinal (Agudelo Salinas et al., 2018). El accidente cerebro vascular (ACV), es considerado de las primeras causantes de muerte en Colombia, según la directora de enfermedades no transmisibles Nubia Bautista, solo en el año 2019 se presentaron 15.882 muertes por ACV, los pacientes que sobreviven en su mayoría terminan con daños cerebrales que comprometen el movimiento y provocan temblores (Nubia Bautista, 2021). Las patologías que causan con más frecuencia el temblor, son la enfermedad de Parkinson y el temblor esencial, teniendo una prevalencia de 4,7 cada mil habitantes, estadística que ha aumentado en proporción a la población (García Gil et al., 2019). Más de 220.000 colombianos padecen la enfermedad de Parkinson, según el Registro Individual de Prestación de Servicios de salud (RIPS), se atendieron 148.224 casos de Parkinson en el tiempo comprendido entre el 2016 y el 2020 (Ministerio de Salud y Protección Social & Bautista, 2021).

Mejorar la calidad de vida de las personas con temblores musculares incrementa significativamente su esperanza de vida, al aumentar la autonomía de estas se reducen las complicaciones y riesgos de sufrir trastornos psicológicos. El paciente puede normalizar sus actividades rutinarias ejecutado por sí solo tareas que implican motricidad fina y motricidad gruesa. Por esta razón se hace importante proponer el diseño de un dispositivo no invasivo y asequible, que estimule a los pacientes con afecciones neurológicas asociadas al temblor muscular, como lo son temblores esenciales y parkinsonianos.

3 Objetivos

3.1 Objetivo general

- Diseñar un dispositivo para la captación de señales EMGs, análisis del espectro y generación de una señal de electroestimulación para disminuir el temblor en miembros superiores.

3.2 Objetivos específicos

- Revisar la bibliografía pertinente a los temas de bioinstrumentación que permita obtener los elementos necesarios para la propuesta de diseño.
- Establecer las etapas necesarias para el diseño electrónico de la obtención de la señal EMGs de miembros superiores.
- Analizar señales de electromiografía que caracterice los movimientos voluntarios de los involuntarios por medio de una simulación.
- Diseñar el circuito electrónico que entregue señales de electroestimulación al musculo antagonista.

4 Estado del arte

Las técnicas han variado a medida que se desarrollan los fundamentos de funcionamiento de las tecnologías, en dónde los procedimientos invasivos que se requieren son más frecuentes o no se presentan, dependiendo del método que use de la tecnología. La estimulación cerebral profunda en dispositivos para pacientes con temblores periféricos resulta altamente efectiva, consiste en implantar un electrodo cuadripolar en el núcleo activado por un generador de pulsos, durante la estimulación de alta frecuencia, los síntomas principales desaparecen o se reducen significativamente, los resultados han demostrado que una de las ventajas más interesantes de esta técnica es la capacidad de cambiar los parámetros de estimulación eléctrica para adaptarse al desarrollo clínico del paciente (Marin-Medina & Aníbal; Duque-Salazar, 2018), no obstante resulta invasivo para el paciente, dispendioso en cuanto a procedimientos, costoso y poco asequible. Se han desarrollado diferentes dispositivos los cuales se ubican de manera superficial para realizar el tratamiento. El traje Exopulse Mollii Suit el cual se denomina el primer traje de neuro-modulación para todo el cuerpo, relaja los músculos tensos y espasmódicos, activa los músculos débiles y reduce el dolor asociado (Pennati et al., 2021). Cambiando fundamentalmente el campo terapéutico de los trastornos neurológicos y afecciones relacionadas, también es el primer traje de neuro-modulación que utiliza un mecanismo de reflejo fisiológico de inhibición recíproca, al enviar una señal eléctrica al músculo antagonista, el músculo espástico se relaja. El efecto combinado de aflojar los músculos anudados y revitalizar los músculos débiles le permite disfrutar de una vida diaria más activa y sin dolor. Es un dispositivo médico de asistencia personal utilizado para la estimulación eléctrica de baja energía de todo el cuerpo para aliviar los síntomas típicos asociados con trastornos neurológicos como parálisis cerebral, esclerosis múltiple, accidente cerebrovascular y lesión de la médula espinal, ejemplar en cuanto a diseño, cumpliendo con el

propósito por el cual está desarrollado el dispositivo, tiene un valor de £ 5100, es decir, 25'261.115,31 COP un aproximado de veinticinco millones de pesos colombianos en el año 2022.

Un ejemplar de un dispositivo desarrollado en Latinoamérica para la disminución de temblor periférico es el proyecto Grace, en Chile, este fue promovido por estudiantes de la Universidad Adolfo Ibáñez de Chile luego de obtener buenos resultados en las pruebas, se fundamenta en la estimulación eléctrica de los músculos de la mano con electrodos en puntos específicos para reducir los temblores, este tiene un valor comercial de 1000 USD, es decir, 4'884.070 COP, se han realizado pruebas en pacientes en Estados Unidos mostrando buenos resultados. Este dispositivo solo realiza tratamiento en los miembros superiores (Callupe, 2019; *Regain Biomedicals Inc.*, n.d.).

Cuantificar y estudiar la respuesta y emisión de señales que nos puede entregar el musculo medido desde una parte superficial, Se calcula un total de 84 medidas de desempeño motor a partir de las lecturas de los sensores para monitorear el progreso y evaluar la magnitud de la bradicinesia en la EP, en primer lugar, se puede utilizar para la evaluación cuantitativa precisa y objetiva de los movimientos del brazo/mano en pacientes con enfermedad de Parkinson, en segundo lugar, para la evaluación de los síntomas motores de la bradicinesia y, en tercer lugar, como una alternativa económica adecuada a un guante sensor, la cuantificación y análisis de este proyecto puede sustentar y enriquecer los datos que se obtienen, tanto como para el análisis de diseño del electro miógrafo como para el procesamiento de la señal con o sin patologías de un paciente en sus miembros superiores (Spasojević et al., 2018).

5 Marco Teórico

Se puede decir que el temblor refiere a un tipo de movimiento el cual cuenta con características como lo son: fase, frecuencia y amplitud. El temblor que se puede registrar en tiempo real para que coincida con la actividad neuronal oscilatoria en el cerebro, lo que proporciona una plataforma única para estudiar el control motor humano, las diferentes frecuencias de los diferentes tipos de vibraciones permiten aislar cada componente de los movimientos que provienen de distintos orígenes (Pan & Kuo, 2018). Se puede estudiar a partir de electrodos ubicados en zonas específicas, tanto para movimientos con presencia de temblores involuntarios como para movimientos normales voluntarios. Las contracciones musculares como anterior mente se menciona tienen características de frecuencia, fase y amplitud, así también se diferencian los espasmos de los que no lo son, enfermedades con diferentes orígenes y categorías se caracterizan por tener cierta frecuencia en un tiempo dado, también, con aumentar o disminuir de amplitud según el estado del paciente en muchos casos donde se incluyen el estado de ánimo, el inicio o finalización de un movimiento, la posición del cuerpo, elementos que varían constantemente en el diario vivir de los pacientes.

5.1 Contracción muscular

La contracción muscular sucede cuando a lo largo de los filamentos del sarcómero se mueven las cabezas de miosina lo que une los filamentos hacia la línea M en cada sarcómero. En un proceso bioquímico el inicio de la contracción esta iniciada por el aumento de Ca^{2+} y su finalización culmina con su disminución. Las células en su interior se encuentran electronegativas, al desencadenarse el potencial de acción se evidencia el inicio de la contracción con una amplitud de -80 mV a 30 mV. Las contracciones de fibras de un musculo se prolongan bastante en comparación a el tiempo de dura un potencial de acción, dado que el potencial dura entre 1-2 ms y la contracción

dura entre 20 a 200 ms, en diferentes tapas; en el periodo latente el potencial de acción barre el sarcolema y al terminar comienza el periodo de contracción en el cual el Ca^{2+} se une a troponina, dejando disponibles las uniones a miosina de la actina para formar puentes cruzados, el periodo de relajación es simétrico al periodo de contracción (García Gil et al., 2019).

5.1.1 EMG de la contracción muscular

La contracción además de tener características químicas tiene características eléctricas, las cuales nos dan información en frecuencia, fase y amplitud dadas en un tiempo determinado.

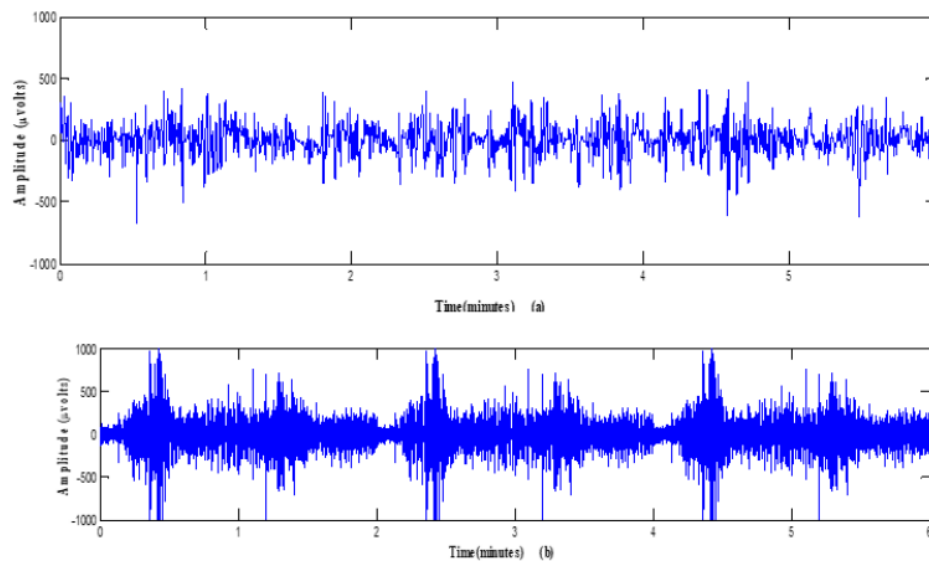


Figura 1 *ejemplo de un EMG normal* Fuente: (Sriraam, 2021)

Durante una contracción muscular deliberada, la fuerza es modulada por una secuencia de cambios en la frecuencia operativa de las unidades motoras. es decir, la frecuencia de activación de los potenciales en las unidades motoras varía según la fuerza aplicada y la tasa de contracción muscular.

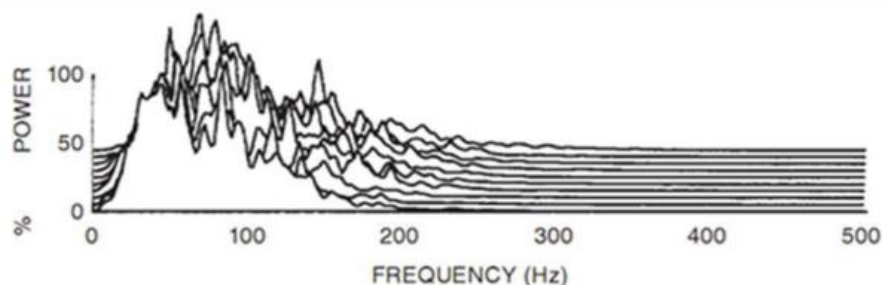


Figura 2 *frecuencias de las señales de electromiografía*. Fuente: (Paucar. & Giraldo, 2022)

Se evidencian que la mayoría de frecuencias están alrededor de los 50Hz (ilustración 2), en donde el voltaje obtenido del potencial de acción va de los 5 μ V a los 5mV. El rango de frecuencias de un EMG se encuentra entre 10Hz a 500Hz

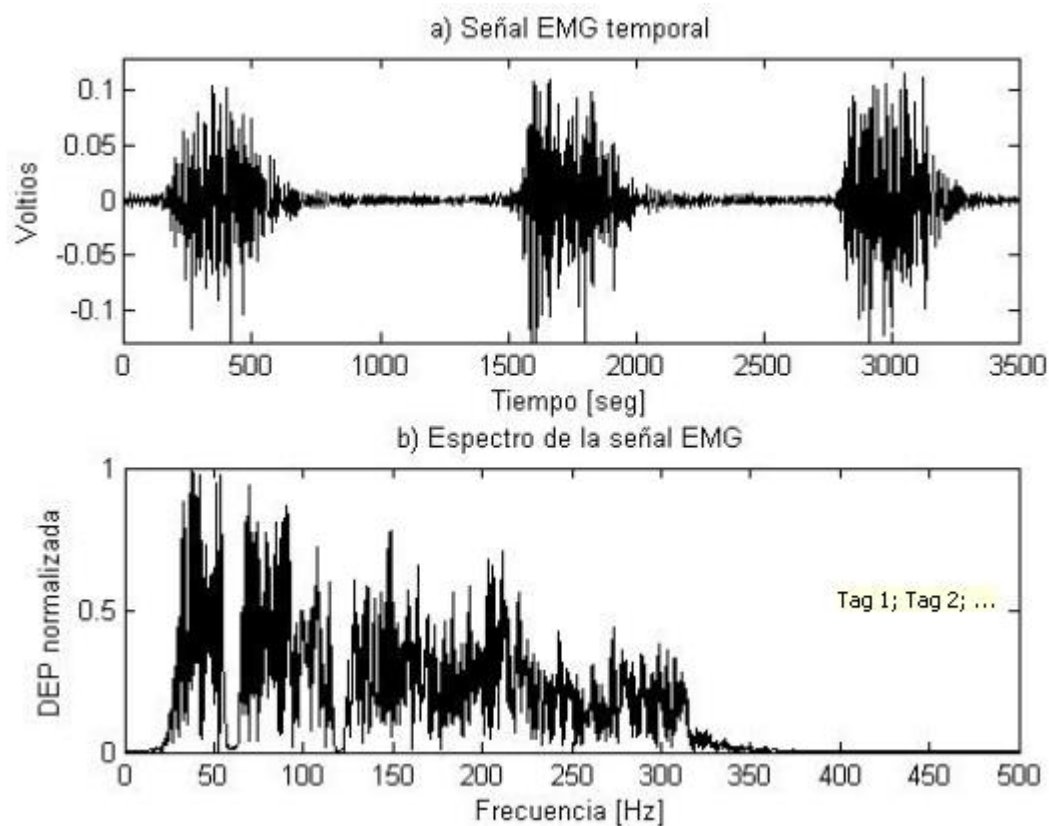


Figura 3 *Comparación; contracción y relajación en un EMG*. Fuente: (Palacio et al., 2013)

La contracción y la relajación se diferencian tanto en amplitud como en frecuencia, la contracción (línea roja) se extiende hacia los 1800 μV y hacia los 300Hz en promedio, mientras que la relajación se diferencia por estar alrededor de los 800 μV y 70Hz.

5.2 El temblor

El temblor se entiende como el movimiento involuntario que afecta la función motora normal, en la mayoría de los casos en donde se presenta es de origen patológico (García Gil et al., 2019). Este puede tener diferentes causas estando presente en diferentes procesos sindrómicos, o de igual forma puede ser el único síntoma que se presente en el paciente. Algunas de sus clasificaciones son:

- Temblor de Parkinson, un síntoma común en personas con enfermedad de Parkinson. Por lo general, afecta uno o ambos brazos en reposo, pero también puede afectar el mentón, los labios, la cara y las piernas. por lo general este tipo de temblor aumenta con el tiempo y puede pasar de estar en un solo miembro a varios, el 25% de las personas que sufren Parkinson tienen temblores asociados.
- Temblor distónico es un trastorno del movimiento caracterizado por contracciones musculares involuntarias que provocan movimientos repetitivos y de torsión, los movimientos son espasmódicos y se puede presentar en jóvenes o adultos.
- Temblor ortostático, se evidencia cuando el paciente se pone de pie sintiendo las contracciones repentinas en las piernas.
- Temblor esencial, a veces llamado temblor esencial benigno. Es el tipo más común. Suele afectar a las manos, pero también puede afectar a la cabeza, la voz, la lengua, las piernas y el tronco, se presenta cuando hay y no hay movimiento, también puede afectar la voz ya que este

interviene también con músculos de la laringe, este puede aumentar con emociones fuertes, bajo nivel de azúcar, fiebre o agotamiento físico.

- Temblor cerebeloso es de baja frecuencia y alta amplitud puede diferenciarse por el movimiento repentino al finalizar un movimiento, es causado por daño al cerebro y sus vías a otras áreas del cerebro como resultado de un ACV o un tumor en el cerebro,

5.2.1 Frecuencia propia de los temblores

Al igual que la señal de electromiografía, el temblor tiene información similar, la amplitud en los diferentes temblores varía según el estado del paciente, también la frecuencia se mueve dentro de cierto rango característico según la patología, se pueden ver algunas de las frecuencias de las afecciones más significativas en la tabla 1.

Tabla 1 Frecuencias propias de los temblores. Fuente: (Fernando et al., 2019)

| Temblor | HZ |
|------------------------------|-----------|
| Temblor en reposo | 3 – 6 |
| Temblor Parkinsoniano | 3 - 6 |
| Temblor Mesencefálica | 2 - 4 |
| Temblor Esencial | 4 -12 |
| Temblor Fisiológico | 8 - 12 |
| Temblor Ortostático | 16 |
| Temblor Distónico | < 7 |
| Temblor Intencional | 3 -5 |

La frecuencia es baja en comparación con la de una contracción voluntaria como se puede ver, en la tabla 1, no superan los 12 Hz, no obstante, estos pueden llegar hasta los 20Hz.

5.3 Estimulación nerviosa periférica

Las contracciones musculares que son involuntarias generan una tensión sobre los músculos, este afecto suele generar dolor y limitar la movilidad del segmento lesionado. Son vistas en contracciones en la mano, los dedos, la muñeca, cervical entre otros (Kaye et al., 2021). La estimulación nerviosa periférica va dirigida en terapias de neuro-modulación a los nervios periféricos que irrigan el área dolorosa (Morera-Montes & Stuhec, 2017).

Un estimulador de nervios periféricos se utiliza para controlar el grado de bloqueo neuromuscular, se mide la contracción del músculo aductor en respuesta a la estimulación del nervio (Rupert et al., 2007). Los electrodos son puestos sobre la piel puestos en el nervio de interés, se estimula con una corriente monofásica alta con una onda cuadrada a través de los electrodos con la respuesta motora monitoreada sintiendo u observando la contracción muscular. El TOF evaluando el grado de relajación muscular y la estimulación de doble ráfaga (DBS) son los métodos más utilizados para administrar la corriente (Miller & Pittet, 2018).

5.4 Inhibición recíproca

En un grupo neuronal una señal de entrada activa una señal excitatoria en una dirección, que a su vez envía una señal inhibitoria se dirige en la otra dirección. En simultaneo a una señal excitatoria que se envíe a través de una serie de neuronas en la medula espinal para la contracción de un musculo, otra señal en este caso inhibitoria se envía a un grupo distinto de neuronas para inhibir los músculos contrarios o antagonistas al musculo en contracción, así este grupo de músculos no se opone al movimiento que realiza el musculo agonista, esto es posible gracias al circuito de inhibición recíproca (Hall et al., 2021).

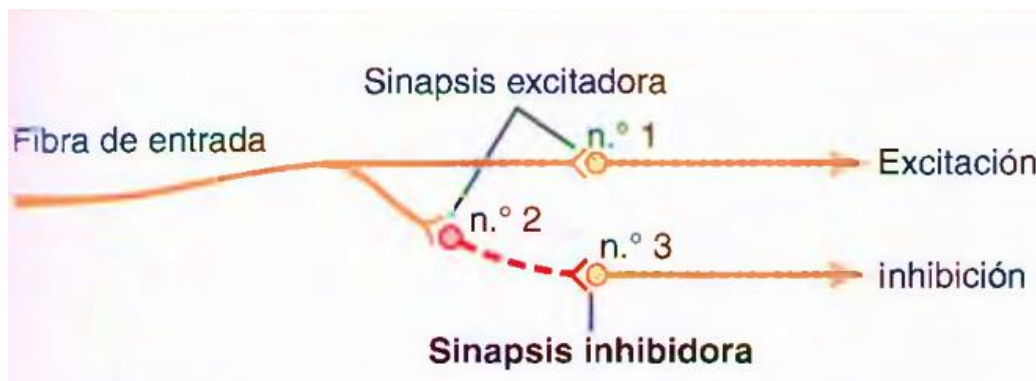


Figura 4 **Circuito de inhibición recíproca.** Fuente: (Hall et al., 2021)

La fibra de salida es activada por la fibra de entrada, se estimula además una neurona inhibidora la cual segrega una sustancia transmisora la cual inhibe la segunda vía de salida, en este caso la neurona 2, presentada en la figura 4.

5.5 Transformada de Fourier

Transformación matemática, la cual lleva el nombre de Joseph Fourier, permite transformar señales dadas entre el dominio del tiempo-frecuencia, usada en análisis de ingeniería y desarrollo, fundamento matemático de muchos de los dispositivos que usamos hoy en día, como la reconstrucción de imágenes en imagenología médica. para calcular un conjunto discreto de amplitudes complejas, denominadas coeficientes de la serie de Fourier, representan la gama de frecuencia en el dominio del tiempo, siendo esta también de cierta forma reversible, permitiendo pasar de un dominio al otro (Baravalle R., Granado M., 2019).

El uso de la transformada de Fourier con el uso del tiempo discreto se pasa a la frecuencia discreta, permite mostrar en diferente software las frecuencias características de una señal, facilitando el uso de estos datos, software como Matlab permiten con el uso de sintaxis realizar transformadas de Fourier y transformadas inversas de Fourier, definidas internamente, ecuación 1.

$$Y(k) = \sum_{j=0}^{n-1} X(j)W_n^{(j-1)(k-1)} \quad (1)$$

Ecuación 1 **Transformada de Fourier**. Fuente: (Mathworks, 2022)

En donde $W_n = e^{(-2\pi i)/n}$

$$y(k) = \sum_{i=0}^{n-1} X(j) e^{-\frac{j2\pi nk}{N}} \quad (2)$$

Se tiene una señal discreta $X(j)$ en donde N es la cantidad de datos, n es el valor de la muestra, k es el valor de la muestra que va a tomar la señal.

6 Metodología

En esta sección se identifican diferentes aspectos importantes para el desarrollo del diseño del dispositivo propuesto como alternativa a las necesidades del paciente. Este diseño posee diferentes fases: diseño para la adquisición de señales de EMGs, caracterización de señales para el temblor y finalmente diseño del electroestimulador. Estas fases involucran a su vez etapas de control, ajuste y simulación de señales, describiendo algunas consideraciones que permitan en el futuro la implementación para correcta activación del reflejo de inhibición recíproca para generar cambios significativos en el movimiento del paciente.

6.1 Primera fase: EMGs

El músculo contiene fibras musculares de las cuales se obtiene una señal, por medio de la sumatoria de estas señales se puede hacer el registro de la señal de electromiografía, la señal debe ser amplificada a V, es decir, alrededor de mil veces más. La señal contiene artificios, los cuales deben ser eliminados por medio de filtros los cuales solo permita el paso del ancho de banda de las frecuencias deseadas. El microcontrolador detecta en su entrada analógica solo señales positivas por lo que se ubica la señal entre los 0V y 5V.

6.1.1 Amplificación de la señal

La señal de EMGs normal oscila entre 10Hz y 500Hz, con amplitudes en el rango de los milivoltios y micro voltios, tanto en la contracción como en la relajación, tabla 2.

Tabla 2 *Frecuencia y amplitud de 10 puntos equidistantes en la señal EMG. Fuente: Autor.*

| <i>Relajación (Hz/V)</i> | | <i>Contracción (Hz/V)</i> | |
|--------------------------|------|---------------------------|------|
| 10 Hz | 50uv | 10Hz | 50uv |

| | | | |
|--------|-------|-------|-------|
| 20 Hz | 80uv | 20Hz | 1.1mv |
| 30 Hz | 90uv | 50Hz | 1.3mv |
| 40 Hz | 95uv | 70Hz | 1.8mv |
| 50 Hz | 400uv | 90Hz | 1.4mv |
| 60 Hz | 500uv | 110Hz | 1mv |
| 70 Hz | 900uv | 130Hz | 900uv |
| 80 Hz | 50uv | 150Hz | 600uv |
| 90 Hz | 30uv | 170Hz | 300uv |
| 100 Hz | 25uv | 190Hz | 250uv |
| 10 Hz | 50uv | 10Hz | 50uv |

Ya que el mejor ajuste para la simulación de ganancia es de 884 veces el tamaño de la señal EMGs original, se emplea un amplificador de instrumentación AD620, teniendo que su ecuación de ganancia es:

$$\frac{49,9K\Omega}{R_g} + 1 = G \quad (3)$$

La resistencia para dicha ganancia es de 56Ω.

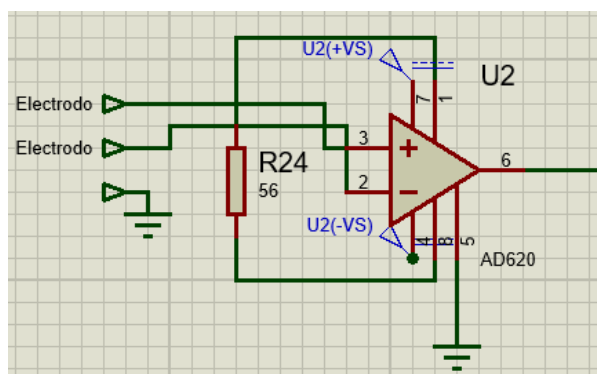


Figura 5 **Amplificador de instrumentación.** Fuente: Autor.

6.1.2 Filtrado de la señal

Para limpiar la señal emplea un filtro pasa bajos para rechazar las frecuencias mayores a 500 Hz, se realiza el cálculo con la constante correspondiente de 0.707 para un pasa-bajos de tercer orden, con condensadores de 10 nF se tiene la ecuación:

$$R = \frac{0.707}{2\pi(f_c)(C)} \quad (4)$$

Para las resistencias del filtro de 22504Ω cada una.

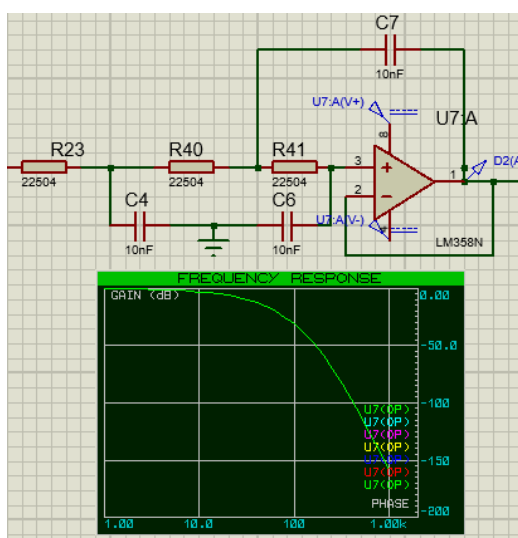


Figura 6 **Filtro pasa-banda, respuesta de frecuencia.** Fuente: Autor.

6.1.3 Ajuste de la señal

La señal resultante debe estar dada entre 0 y 5 voltios aproximadamente, ya que esta tiene características positivas y negativas, se usa el amplificador LM358N del filtro anterior para ajustar el offset seguido de un diodo el cual solo permite el paso de la parte positiva de la señal, un seguidor de voltaje y un divisor de voltaje para así dejar nuestra señal de 0V a 4.8V aproximadamente.

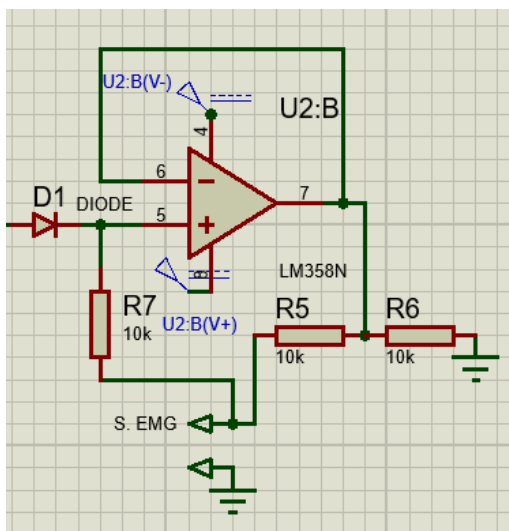


Figura 7 **Recorte y ajuste de la señal.** Fuente: Autor.

6.1.4 Amplificador de aislamiento

La siguiente etapa va conectada a la salida de la señal EMG en el pin de entrada al buffer MC14049UBCP, con una resistencia de 10k ohmios entre el voltaje de salida y el pin 10 el cual va a tierra.

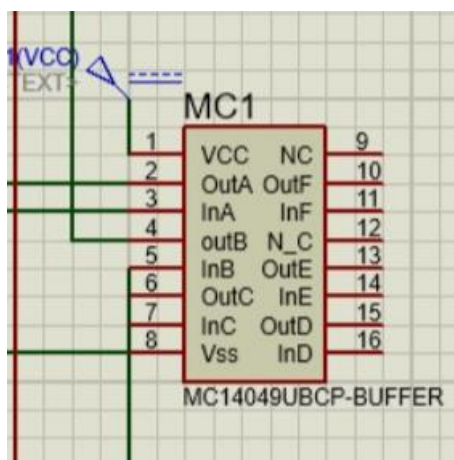


Figura 8 **Amplificador de aislamiento.** Fuente: Autor.

6.2 Segunda fase: Procesamiento de la señal

En esta fase se desea caracterizar la señal EMGs con un temblor muscular, para discriminar una señal de contracción voluntaria de una involuntaria. A través de la Transformada de Fourier se identifican las frecuencias y amplitudes del temblor, esta amplitud servirá para ajustar en la siguiente fase (electroestimulador), la amplitud con la cual se entregará el estímulo al musculo antagonista. Para esto se simuló por medio de Matlab la señal EMGs, esta señal se tomó de una base de datos dada en MathWorks la cual tiene una duración de 5 segundos, esta señal ya trae las características y artificios comunes de la señal (MathWorks, 2022). La señal se ubica entre 0V y 5V dado al ajuste de la señal realiza en la fase de adquisición.

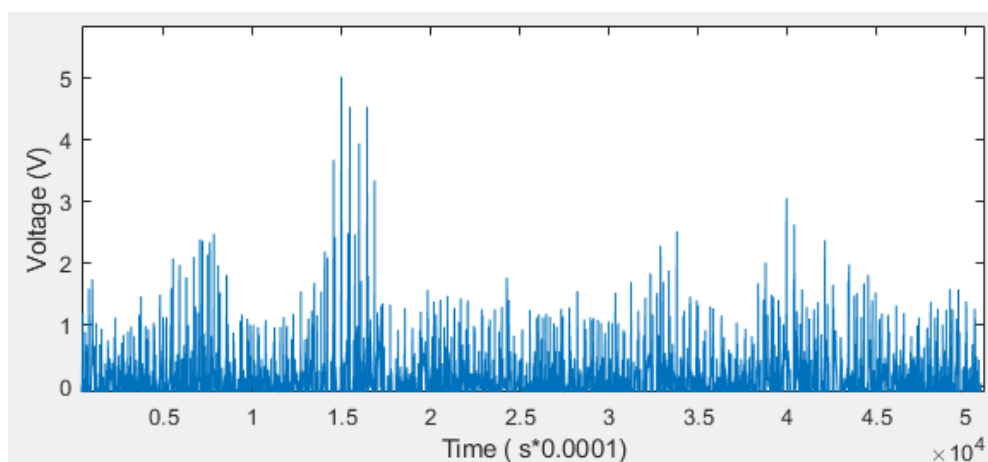


Figura 9 *Señal EMG, paciente sano. Fuente: Autor*

Para este caso se usan las frecuencias propias del temblor parkinsoniano y el temblor esencial, diferenciadas en al inicio de un movimiento voluntario, teniendo que el temblor esencial tiene frecuencias entre 4Hz y 12Hz, el temblor parkinsoniano tiene frecuencias entre 3 Hz y 6Hz, se generan 4 muestras equidistantes de las señales dentro de estos rangos de frecuencia, tomando así 4 Hz, 6 Hz, 9 Hz y 12Hz, $x_1 = 0.2 * \sin(2 * \pi * f_{te1} * t)$, $x_2 = 0.18 * \sin(2 * \pi * f_{te2} * t)$

t), $x_3 = 0.3 * \sin(2 * \pi * fte_3 * t)$, $x_4 = 0.15 * \sin(2 * \pi * fte_4 * t)$, respectivamente. Se sumaron estas señales para obtener el temblor a simular, figura 9.

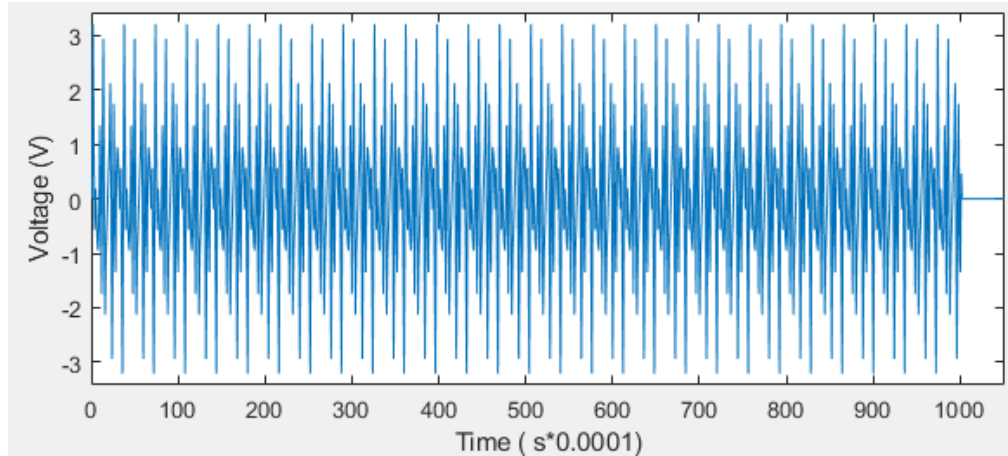


Figura 10 **Señal del temblor simulado.** Fuente: Autor.

La longitud de la señal EMG es de 50860 datos, y la del temblor es de 240, tomando la diferencia de la cantidad de datos, $c = \text{length}(EMG) - \text{length}(xt)$, se crea un vector de ceros con la diferencia de datos, $cero = \text{zeros}(c, 1)$, se ubica el vector de la señal y el vector “cero” dentro de otro vector $xtt1 = [xtt; cero]$, sumando así ambos vectores para obtener la señal a tratar.

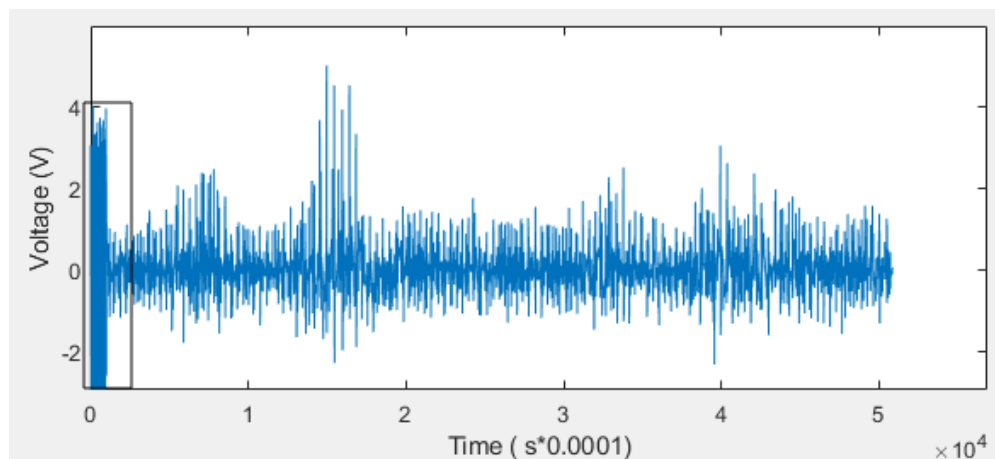


Figura 11 **Señal EMG patológica.** Fuente: Autor.

Para la aplicación de la transformada de Fourier se toma la señal resultante $Y = fft(s)$, de tal forma que se tome a partir de este su espectro bilateral $eb = abs\left(\frac{Y}{L}\right)$ y su espectro unilateral $eu = eb\left(1:\frac{L}{2} + 1\right)$; $eu(2:end - 1) = 2 * eu(2:end - 1)$. Para determinar adecuadamente la Transformada de Fourier es importante tomar la frecuencia de muestreo $f = fm * \frac{0:(\frac{L}{2})}{L}$.

Se toman la amplitud de la frecuencia resultante en la transformada de Fourier, tomando el pico dado en dicha gráfica para así asignar la misma amplitud al musculo antagonista. El microcontrolador ESP32 por medio de la conexión directa con el control de amplitud la siguiente fase (electroestimulador), toma el valor medido en el software como amplitud para graduar una resistencia variable digital MCP41 dentro del circuito en la siguiente fase.

6.3 Tercera fase: Diseño del electroestimulador

El electro estimulador debe permitir la emisión de una señal continua de estimulación, generando una onda cuadrada con un periodo de 50 ms, frecuencia de 20 Hz ajustables y amplitud variable. Este permitirá la estimulación del músculo antagonista con una amplitud ajustable por la segunda fase en proporción a la amplitud del temblor.

6.3.1 Control frecuencia y amplitud usando el integrado 555

Después del procesamiento de la señal electromiografía por medio del microcontrolador ESP32, al identificar las amplitudes de cada contracción involuntaria, se utilizará pines digitales con la finalidad de variar la amplitud del circuito de estimulación figura 11, por medio de un

potenciómetro digital MCP4251-103 de 50KΩ el cual se encuentra en la salida del transformador de pulsos.

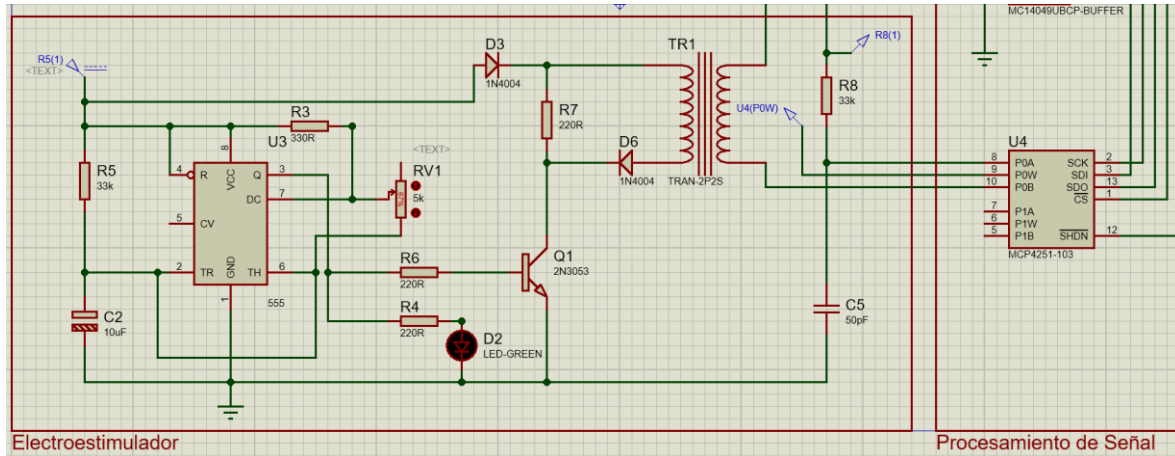


Figura 12 **Primer y segundo integrado 555.** Fuente: Autor.

La funcionalidad del circuito se determina por el integrado 555 en configuración astable, el cual configura los niveles altos y bajos de la salida de pulsos, los tiempos que estarán en la salida (pin 3 del 555) dependerá de los componentes y sus valores, que constan de resistencias y capacitores. El periodo de la curva se determinará de la siguiente ecuación:

$$T = t1 + t2 \quad (5)$$

Donde $t1$ corresponde al tiempo en alto y $t2$ corresponde el tiempo, están dados por las siguientes ecuaciones:

$$t1 = 0.693 \times (R1 + R2) \times C \quad (6)$$

$$t2 = 0.693 \times R2 \times C \quad (7)$$

El cual se busca un periodo de 50ms para una frecuencia de 20Hz, se utilizó resistencias de $R1 = 3.35K\Omega$ y $R2 = 330\Omega$.

6.3.2 Control amplitud

Por medio del procesamiento en la fase 2 se determina la amplitud del estímulo tomando la amplitud del temblor identificado, esta amplitud debe ser controlada de forma digital por el ESP32 para su intervención dentro de la fase de electroestimulación. Para ello se aplica un MCP4251-103 o digipot el cual consta internamente de varias resistencias que forman etapas cuya activación está controlada por transistores. El número de pasos o niveles activados es controlado por una señal digital y determina la resistencia total que presenta el dispositivo, controlado por SPI este permite como lo haría un potenciómetro análogo ajustar la amplitud en el circuito de estimulación.

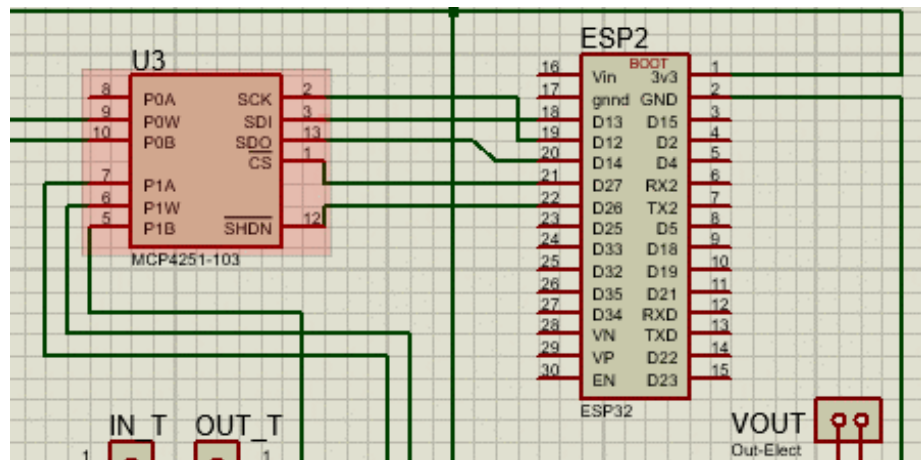


Figura 13 **Comunicación ESP32 - MCP4251-103.** Fuente: Autor.

7 Resultados

En este estudio se propone el diseño de un sistema que busca mitigar los temblores musculares que sufren los pacientes afectados por enfermedades neurológicas permitiendo mejorar su calidad de vida aumentando la capacidad de autonomía para ejercer sus actividades habituales. En la primera fase, se empleó una etapa de amplificación que incrementa la amplitud de la señal de EMGs con una ganancia de 884 veces, la entrada de la etapa de amplificación tiene picos de 3.25mV, al ser esta amplificada se obtuvieron picos de 2.9 V, en la figura 13, se evidencia la señal azul adquirida ubicada en el rango de milivoltios en comparación a la señal amplificada en voltios, señal EMGs amarilla.

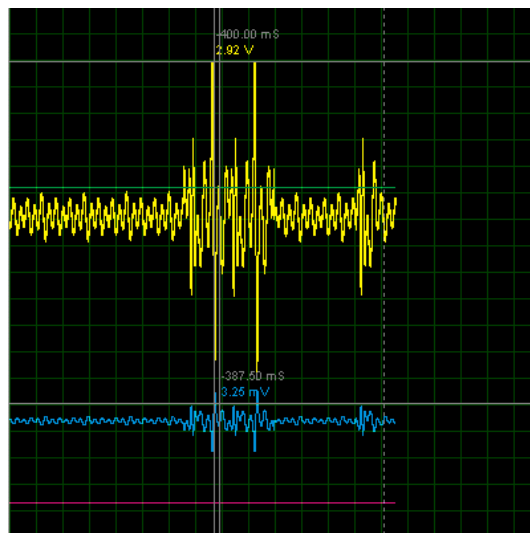


Figura 14 **Amplificación de la señal EMGs en la primera fase.** Fuente: Autor.

En la segunda fase, para la obtención de la transformada de Fourier se realizaron pruebas con y sin ruido, para caracterizar e identificar la respuesta en el procesamiento teniendo en cuenta las frecuencias en las muestras y las amplitudes iniciales. Se identificaron las frecuencias 4 Hz, 6 Hz, 9 Hz y 12Hz que cortan en el eje horizontal con los picos de la curva en donde se

encontraron las frecuencias de la señal principal de la patología, esto para la señal ubicada entre los 0 V y los 5 V de amplitud.

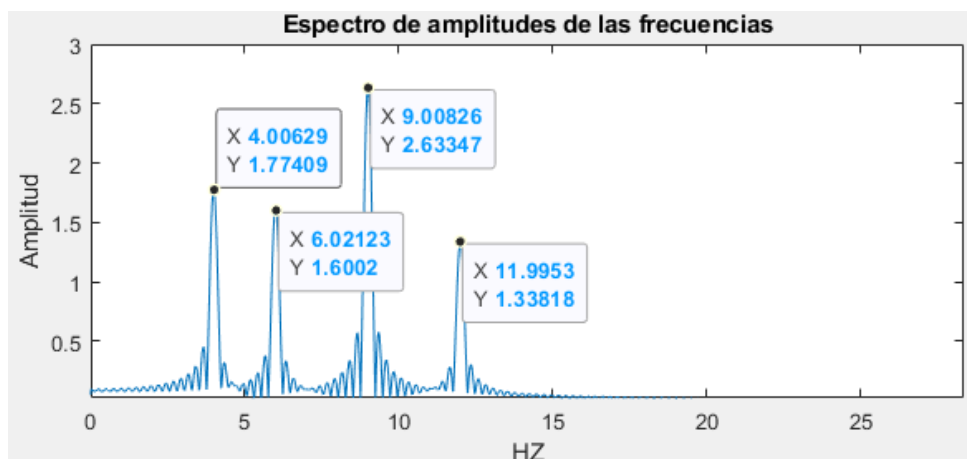


Figura 15 *Espectro característico del temblor, transformada de Fourier. Fuente: Autor.*

Al realizar la sumatoria de las señales EMGs y la señal del temblor, la amplitud del temblor aumenta en la misma cantidad de la amplitud que tiene señal de electromiografía en esa misma posición, llegando casi en su punto máximo a los 4 V, en donde el eje vertical representa la amplitud en voltaje.

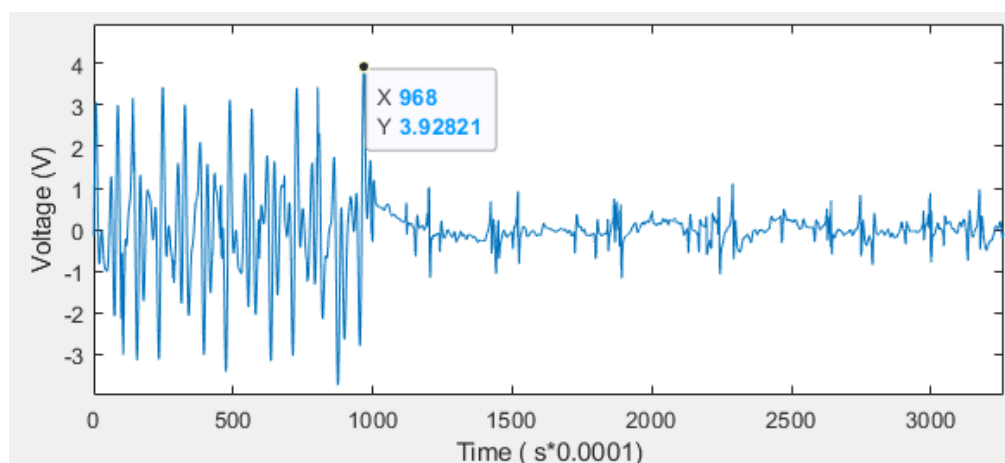


Figura 16 *Señal EMGs patológica, sumatoria de las señales simuladas. Fuente: Autor.*

Esta señal EMGs patológica al ser procesada en la transformada de Fourier disminuyó toda frecuencia distinta a la que se desea analizar, mientras la frecuencia de muestreo sea la asociada a la señal principal del temblor, se resaltaron los picos de la frecuencia característica en el eje horizontal, cortando con su amplitud en el eje vertical.

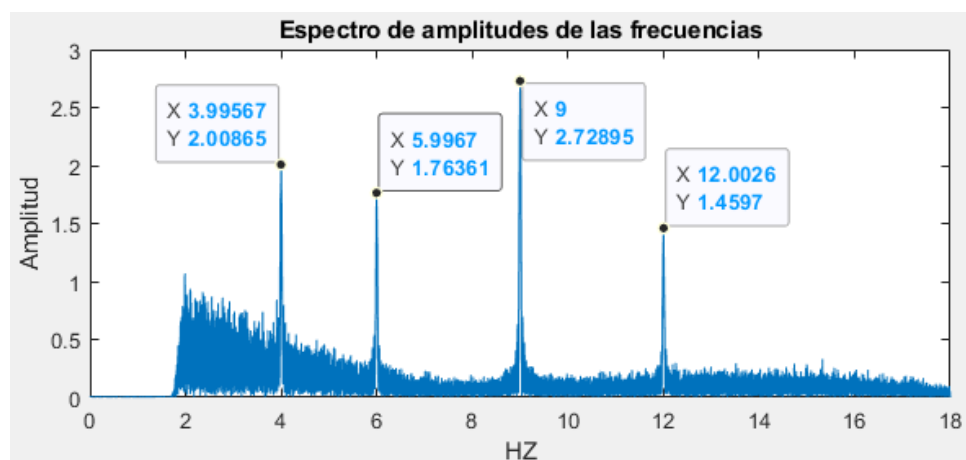


Figura 17 Espectro de amplitudes, transformada de Fourier de la señal EMGs patológica. Fuente: Autor.

El máximo de los picos refleja la amplitud del temblor en el eje vertical, se guardó este valor tomando el dato con el mayor número en la señal resultante $[am, b] = \max(eu)$, almacenando este dato en la variable $am = 2.7289$. El ruido se evidenció en las amplitudes más bajas ya que los ruidos encontrados en la medición, en este caso simulados, y la extensión de la señal EMG en su totalidad contiene frecuencias que pueden variar mucho acercándose a variables de la señal filtrada.

El circuito de electroestimulación permitió emitir una señal con un periodo de 50ms, 20 Hz, y amplitud variable dada por el control digipot, en la figura 18, se ubicaron los cursores al inicio y al final de un ciclo, señal azul, para dicha visualización.

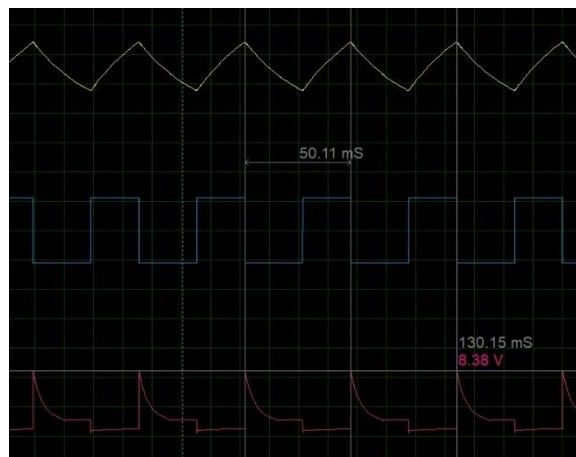


Figura 18 Señal emitida por el electroestimulador. Fuente: Autor.

El circuito resultante comprendió los bloques de las fases del circuito de obtención EMGs, procesamiento con el uso de un ESP32 y el circuito de electroestimulación empleando un integrado 555 controlado por un potenciómetro digital figura 19.

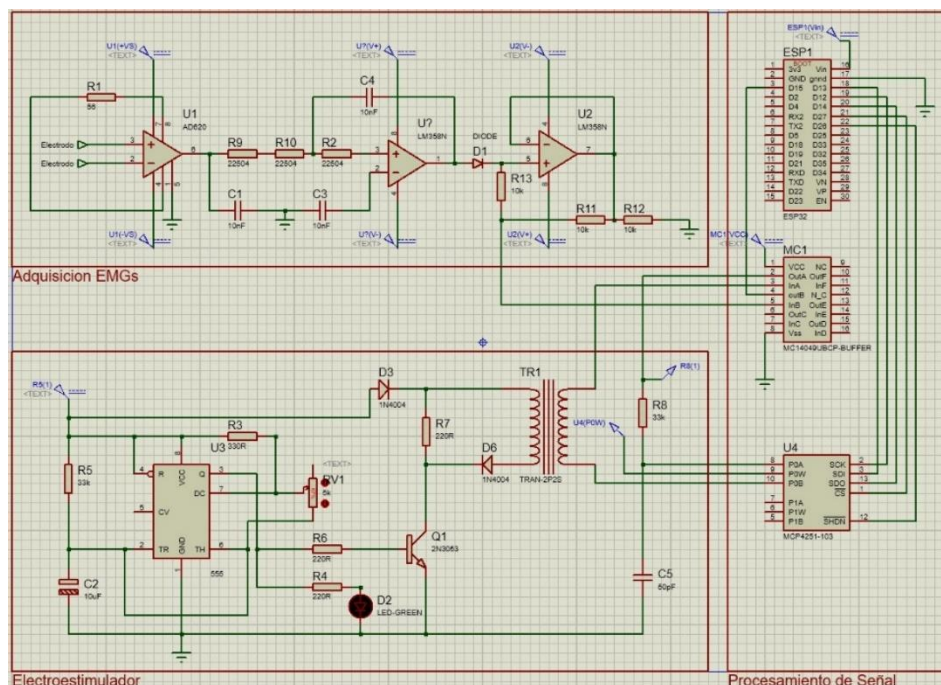


Figura 19 Circuito del dispositivo propuesto: Unificación de las tres fases. Fuente: Autor.

8 Conclusiones

En este trabajo se propuso el diseño de un circuito de EMGs el cual permitió captar, filtrar y ajustar la señal EMGs de un rango de amplitud de microvoltios y milivoltios a un rango de 0V a 5V, ya que este sistema tiene una ganancia de 884, rechazando por medio de un filtro pasa-bajos las frecuencias menores a 500Hz, entregado así una lectura de señales positivas para la interpretación de un microcontrolador ESP32. Se simuló a partir de una base de datos reales tomados en una muestra de EMGs de 5 segundos a la cual se le añadieron artificios y temblores musculares para su posterior procesamiento, en el cual, se discriminó e identificó el espectro de frecuencias características del temblor usando la Transformada de Fourier, se tomó y registró en una variable la amplitud del temblor discriminado para la aplicación el estímulo del musculo antagonista en proporción al aumento de la amplitud en el temblor medido.

El circuito EMGs se ajusta a las frecuencias tanto patológicas como normales de un paciente sano, dado que las frecuencias del temblor, ya sea parkinsoniano o esencial, trabajan con valores muy bajos y en muchos casos cercanos a uno, son fáciles de discriminar, para esto se retiró por completo el filtro pasa alto convencional evitando así que reduzcan las frecuencias más bajas características del temblor. En la simulación de la señal patológica, el temblor se encuentra ubicado al inicio de la toma de datos o al inicio del movimiento, el temblor puede detectarse gracias a la Transformada de Fourier sin importar en donde se encuentra ubicada en la señal EMG, se logra así tomar su amplitud reduciendo los ruidos externos y propios de la señal, no obstante, los artificios aparecerán en la transformada de Fourier, si la amplitud de las señales diferentes a las del temblor se asimilan a la amplitud del temblor, podría traer inconvenientes para ser medida por el procesamiento del ESP32 al tomar los picos del espectro de frecuencias en la transformada, sin

embargo, tienen que tener amplitudes muy bajas cercanas o por debajo de 1 mV. El ajuste de la amplitud de la señal en la estimulación al musculo antagonista, es automático gracias al procesamiento de la señal desde la primera fase, esto evita el constante ajuste manual de las propiedades de la señal de electroestimulación.

Se diseñan las tres fases propuestas considerando el objetivo de cada fase tomando las apreciaciones dadas en la teoría con respecto a las características de la señal EMGs del temblor para el ajuste de cada una de las fases, apiñando así el circuito completo del dispositivo propuesto. El dispositivo genera como resultado las características de una señal capaz de estimular el musculo antagonista al musculo espástico para el uso de la inhibición reciproca como base de funcionamiento.

El diseño del dispositivo pretende beneficiar a los colombianos que padezcan de temblores parkinsonianos y esenciales que tengan una disminución en el desempeño de sus actividades diarias y rutinarias a causa de los temblores musculares de miembro superior que impidan su autonomía. Dado que las señales de EMGs trabajadas en el diseño de este dispositivo son simuladas y no directamente adquiridas de un paciente, podría implicar que en un futuro desarrollo del dispositivo se requieran ajustes en cada una de las etapas, teniendo en cuenta artificios, variaciones en la medición EMGs de la patología y otros posibles datos externos que no se pueden apreciar con claridad en la simulación.

Referencias

- Agudelo Salinas, K., Garcia Rodas, P., Hoyos Gallón, S., Rodríguez Sánchez, Z. P., Valderrama Gonzalez, J., & Zapata Montoya, D. (2018). *Percepción de la calidad de vida en las personas con lesión medular de un centro de rehabilitación ubicado en el municipio de envigado. September*, 160–164. <https://repository.ces.edu.co/handle/10946/3859>
- Alexandra, M., & Sierra, R. (2022). *Caracterización funcional y genética de una población de pacientes con diagnóstico de parálisis cerebral y resonancia magnética cerebral normal en una institución de Bogotá.*
- Baravalle R., Granado M., M. F. (2019). Cuantificación de las oscilaciones de alta frecuencia en los períodos preictales Autor: *Instituto de Física de La Plata – Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas & Universidad Nacional de La Plata*, 1(2019), 1–13. <http://sedici.unlp.edu.ar/handle/10915/112729>
- Callupe, J. (2019). *Diseño de un dispositivo para supresión de temblores de flexión- extensión en la mano.*
- Couloume, L., & Derkinderen, P. (2019). Temblores. *EMC - Tratado de Medicina*, 23(2), 1–5. [https://doi.org/10.1016/S1636-5410\(19\)41989-2](https://doi.org/10.1016/S1636-5410(19)41989-2)
- Fernando, D., Rico, R., & Durandal, E. C. (2019). Sistema de balanceo en una cuchara para la alimentación de personas con trastornos de movimiento en las extremidades superiores. *Acta Nova*, 9(1), 53–81. http://www.scielo.org.bo/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1683-07892019000100004&lng=es&nrm=iso&tlng=es
- García Gil, J., Mendoza Mantilla, D., & Navarro Gil, P. (2019). Análisis semiológico de las manifestaciones atípicas de temblor en pacientes con enfermedad de Parkinson y temblor esencial. *Acta Neurológica Colombiana*, 35(1), 9–14. <https://doi.org/10.22379/24224022227>
- Gomez Cristancho, D., Ramírez Velandia, F., Daniela, M., Fernández, G., Trujillo, G. J., Guio, O. Z., Bogotá, J., & Colombia, B. C. (2021). ESTIMULACIÓN CEREBRAL NO INVASIVA EN EL MANEJO DEL TEMBLOR ESENCIAL: REVISIÓN NARRATIVA DE LA LITERATURA. *Neurociencias Journal*, 28(2), 72–86. <https://www.neurocienciasjournal.com/index.php/neurocienciasjournal/article/view/265>

- Hall, J. E., Guyton, A. C., & Hall, M. E. (2021). Guyton & Hall. Tratado de fisiología médica. 14^a Edición . In *Tratado de fisiología médica* (Vol. 14). Elsevier. <https://edimeinter.com/catalogo/fisiologia/guyton-hall-tratado-fisiologia-medica-14a-edicion-2021/>
- Jaén, U. DE, & Sicre Márquez José Antonio Muela Martínez Inmaculada Ruiz García, M. (2019). *Estudio en una muestra de enfermos de Parkinson con temblor*. <http://tauja.ujaen.es/jspui/handle/10953.1/11746>
- Kaye, A. D., Ridgell, S., Alpaugh, E. S., Mouhaffel, A., Kaye, A. J., Cornett, E. M., Chami, A. A., Shah, R., Dixon, B. M., Viswanath, O., Urits, I., Edinoff, A. N., & Urman, R. D. (2021). Peripheral Nerve Stimulation: A Review of Techniques and Clinical Efficacy. In *Pain and Therapy* (Vol. 10, Issue 2, pp. 961–972). Pain Ther. <https://doi.org/10.1007/s40122-021-00298-1>
- Marin-Medina, D. S. Q.-M., & Aníbal; Duque-Salazar, C. G.-R. (2018). *Estimulación cerebral profunda en enfermedad de Parkinson* [Universidad de Antioquia]. <https://www.redalyc.org/journal/1805/180558453004/180558453004.pdf>
- Mathworks. (2022). *Transformada rápida de Fourier - MATLAB fft - MathWorks América Latina*. <https://la.mathworks.com/help/matlab/ref/fft.html>
- MathWorks. (2022). *How to generate an EMG signal - MATLAB Answers - MATLAB Central*. https://la.mathworks.com/matlabcentral/answers/249042-how-to-generate-an-emg-signal?s_tid=srchtitle
- Miller, D. W., & Pittet, J. F. (2018). Use of Paralytic Agents in The Intensive Care Unit. In *Critical Care Secrets: Fifth Edition* (pp. 497–503). Mosby. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-08500-7.00086-2>
- Ministerio de Salud y Protección Social, & Bautista, N. (2021). *Día Mundial del Parkinson: Colombia se destaca en atención*. UpToDate. <https://www.minsalud.gov.co/Paginas/Dia-Mundial-del-Parkinson-Colombia-se-destaca-en-atencion.aspx>
- Morera-Montes, J., & Stuhec, M. (2017). Contracciones involuntarias, rigidez cervical grave y cervicalgia tras la toma de metronidazol. *Semergen*, 43(3), 249–251. <https://doi.org/10.1016/j.semereg.2016.06.006>

- Nubia Bautista. (2021). Enfermedad cerebrovascular, otra comorbilidad priorizada contra el covid-19. *Ministerio de Salud y Proteccion Social*.
<https://www.minsalud.gov.co/Paginas/Enfermedad-cerebrovascular,-otra-comorbilidad-priorizada-contra-el-covid-19.aspx>
- Nury Merary Morales Hernández¹, Orvelín Uriel González Salgado², & Nahum Nolasco. (2021). *Estimulación eléctrica cerebral en pacientes con enfermedad de Parkinson*.
<https://www.olmecca.edu.mx/wp-content/uploads/2022/06/kaanbal-11.pdf#page=26>
- Palacio, J. A., Daniel, A., & Mauricio, V. (2013). Reconocimiento de patrones de señales emg, empleando clasificador bayesiano. *Revista Politécnica*, 9(16), 21–26.
<https://doi.org/10.33571/RPOLITEC>
- Pan, M. K., & Kuo, S. H. (2018). Tracking the central and peripheral origin of tremor. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 129(7), 1451. <https://doi.org/10.1016/J.CLINPH.2018.04.607>
- Paucar., D. V. M. R. A., & Giraldo, M. (2022). *BANCO DE PRUEBAS PARA MOTORES*.
<https://repository.udistrital.edu.co/handle/11349/22446>
- Pennati, G. V., Bergling, H., Carment, L., Borg, J., Lindberg, P. G., & Palmcrantz, S. (2021). Effects of 60 Min Electrostimulation With the EXOPULSE Mollii Suit on Objective Signs of Spasticity. *Frontiers in Neurology*, 12, 1741.
<https://doi.org/10.3389/FNEUR.2021.706610/BIBTEX>
- Regain Biomedicals Inc.* (n.d.). Retrieved October 26, 2022, from <http://www.getgrace.net/>
- Rupert, M. P., Day, M., & Racz, G. (2007). Peripheral Nerve Stimulation. *Pain Management*, 2, 1369–1372. <https://doi.org/10.1016/B978-0-7216-0334-6.50168-0>
- Spasojević, S., Ilić, T. V., Stojković, I., Potkonjak, V., Rodić, A., & Santos-Victor, J. (2017). Quantitative Assessment of the Arm/Hand Movements in Parkinson’s Disease Using a Wireless Armband Device. *Frontiers in Neurology*, 8(AUG), 11.
<https://doi.org/10.3389/FNEUR.2017.00388>
- Sriraam, N. (2021). EMG-Based Essential Tremor Detection Using PSD Features With Recurrent Feedforward Back Propagation Neural Network. *International Journal of E-Health and Medical Communications*, 12(6), 1–16.

<https://doi.org/10.4018/ijehmc.20211101.0a10>

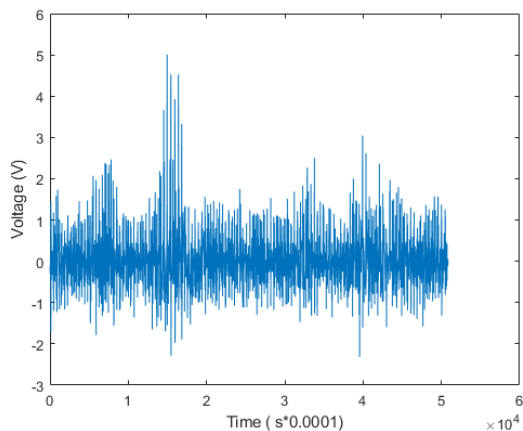
Zapata, C. S. (2021). *Rehabilitación del temblor con el Tromómetro de Barra en Esclerosis Múltiple: Estudio de Casos*. <http://tauja.ujaen.es/jspui/handle/10953.1/14069>

Anexo A. Simulación de la Transformada de Fourier aplicada a la señal EMG patológica

```
clear all
close all
EMG = load('emg_healthy.txt');
EMG=EMG(:,2);
EMG=EMG.*4.5;
fmg = 43;
Time_Dur = length(EMG)/fmg;
ticks = seconds(0:1:(length(EMG)/fmg));
te=1/fmg;
xt=get(gca,'xtick');
set(gca,'xticklabel',arrayfun(@num2str,xt*te,'un',0));
xlabel('Time ( s*0.0001)');
ylabel('Voltage (V)');

New_Emg = EMG(1:end);

figure(4)
plot(New_Emg)
xlabel('Time ( s*0.0001)')
ylabel('Voltage (V)')
```



Temblor

```
fte1=4;
```

```
fte2=6;
fte3=9;
fte4=12;
fm=3*fte4;
T=1/fm;
L=50860;
t=(0:1000)*T;
x1=0.2*sin(2*pi*fte1*t);
x2=0.18*sin(2*pi*fte2*t);
x3=0.3*sin(2*pi*fte3*t);
x4=0.15*sin(2*pi*fte4*t);
xt=(x4+x3+x2+x1)*4.5;
```

Ceros que faltan automático

```
c=length(EMG)-length(xt);
```

Ceros para completar el tamaño

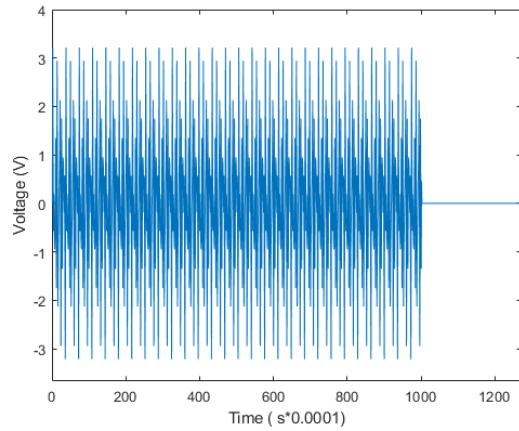
```
cero=zeros(c,1);
```

Transpuesta

```
xtt =xt.';
```

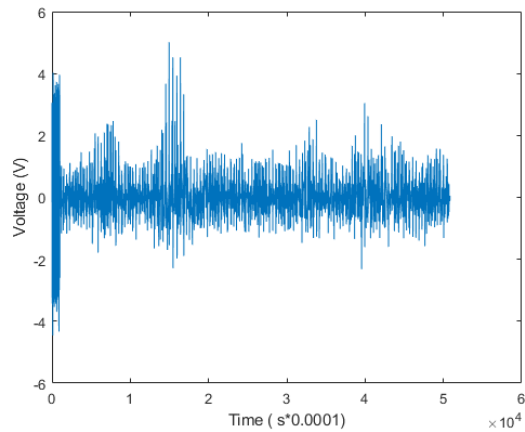
Acomodación de la señal

```
xtt1=[xtt;cero];
figure()
plot(xtt1)
xlabel('Time ( s*0.0001)')
ylabel('Voltage (V)')
xlim([0 1272])
ylim([-3.67 4.00])
```



Suma de EMG con el temblor

```
sfinal=EMG+xtt1;
figure()
plot(sfinal)
xlabel('Time ( s*0.0001)')
ylabel('Voltage (V)')
```



Transformada de Fourier

```
sfinal=highpass(sfinal,2, fm);
s=sfinal*100;
Y=fft(s);
```

Espectro bilateral

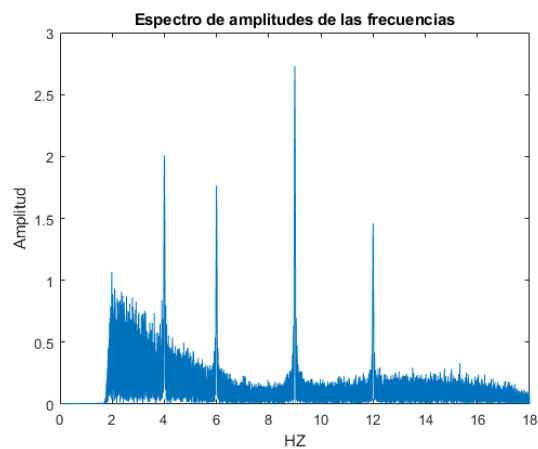
```
eb=abs(Y/L);
```

Espectro unilateral


```
eu=eb(1:L/2+1);  
eu(2:end-1)=2*eu(2:end-1);
```

Barrido de frecuencias basado en la frecuencia de muestreo

```
f=fm*(0:(L/2))/L;  
figure()  
plot(f,eu)  
title('Espectro de amplitudes de las frecuencias')  
xlabel('HZ')  
ylabel('Amplitud')
```



```
[am,b]=max(eu);
```

Amplitud máxima de la frecuencia del temblor en mV

```
am=am/1000;  
disp(['Amplitud maxima del temblor: ',num2str(am),' V'])
```

Amplitud máxima del temblor: 0.0027289 V