



UNIVERSIDAD
LATINA *de Panamá*
SUMMUM DESIDERIUM SAPIENTIA

Facultad de Ingeniería

Escuela de Ingeniería Biomédica e Instrumentación

Carrera de Ingeniería Biomédica e Instrumentación

“Desarrollo de una Cuchara Adaptativa para el Apoyo en Enfermedades Neurológicas”

Proyecto final de Graduación Presentado como Requisito para optar por el Título de
Licenciatura en Ingeniería Biomédica e Instrumentación

Autora: Adriana Itchel Corro López

C.I.P.:8-967-1185

Director:

Dr. Danilo Cáceres

Co-Director:

Mgtr. Manuel Cerón

Asesor:

Mgtr. Alfredo Lescher

Panamá, República de Panamá

2026

Dedicatoria

Le dedico esta tesis a mi madre, Anyury López, por su apoyo constante a lo largo de toda mi formación y por darme siempre el empujon de solo enfocarme en mis estudios. Su manera de respaldarme, resumida en su “estudia solamente, que yo me encargo de lo demás”.

A Yurian Corro, quien me acompañó y ayudó en distintas etapas de la carrera, aportando en momentos importantes de este proceso.

A Manuel Cerón, por su apoyo y por estar presente de formas que han sido más significativas de lo que probablemente imagina.

A Sebastián Torres, cuya amistad ha sido un apoyo constante durante diferentes momentos del camino.

A los profesores y mentores que formaron parte de mi formación académica, por sus enseñanzas, exigencia y orientación, que contribuyeron significativamente a mi desarrollo profesional.

A todas las personas que, de una u otra manera, estuvieron presentes a lo largo de este proceso, aportando, apoyando o acompañando en distintos momentos del camino.

AGRADECIMIENTOS

A Dios, por darme la fortaleza, la constancia y la resiliencia necesarias para culminar este proceso académico.

A la Dra. Mitzi Vázquez, por su confianza en la viabilidad de este proyecto desde sus etapas iniciales, así como por su orientación y acompañamiento profesional durante su desarrollo.



UNIVERSIDAD LATINA DE PANAMÁ
DECLARACIÓN JURADA

Yo **Adriana Itchel Corro López** con cédula de identidad personal número, **8-967-1185** estudiante graduando del programa/carrera de Licenciatura en Ingeniería Biomédica e Instrumentación declaro bajo la gravedad del juramento que el material que aparece en este trabajo de graduación, en la opción: Proyecto final de graduación, es de mi producción intelectual, en razón de lo cual exonero a la Universidad Latina de Panamá de cualquier responsabilidad relacionada a este aspecto.

Para que conste firmo la presente declaración el día 27 del mes de marzo de 2026.

Firma del estudiante:

Cédula: 8-967-1185

ÍNDICE GENERAL

1. Capítulo 1: El Problema	2
1.1. Antecedentes	3
1.2. Planteamiento del Problema	5
1.3. Justificación del Proyecto	6
1.4. Objetivos	7
1.4.1. Objetivo General	7
1.4.2. Objetivos Específicos	7
1.5. Alcance y Limite de la Investigación	8
1.5.1. Alcance	8
1.5.2. Limite	9
1.6. Línea de Investigación	9
2. CAPÍTULO 2: Marco Teórico	10
2.1. Antecedentes de Investigaciones	11
2.2. Bases Teóricas	24
2.2.1. Tipos de Temblor	25
2.2.2. Modelos Teóricos del Temblor	27
2.2.3. Neurofisiología del Control Motor	28
2.2.4. Fundamentos para la Medición del Temblor	29
2.2.5. Variables	31
2.2.6. Definición Conceptual de la Variable	31
2.2.7. Definición Operacional de la Variable	32
2.2.8. Mapa de Variable	33

3. CAPÍTULO 3: Marco Metodológico	34
3.1. Tipo y Diseño de la Investigación	35
3.1.1. Tipo de Investigación	36
3.1.2. Diseño de la Investigación	38
3.2. Población y Muestra	39
3.2.1. Población	39
3.2.2. Muestra	41
3.3. Instrumento de Recolección de Datos	43
3.3.1. Variables captadas por el Instrumento	43
3.3.2. Función del Instrumento dentro del proceso de evaluación	44
3.3.3. Validez del Instrumento	45
3.3.4. Confiabilidad del Instrumento	45
3.4. Procedimiento de la Investigación	46
4. CAPÍTULO 4: ANÁLISIS DE RESULTADOS	50
4.1. Introducción	51
4.2. Sistema de simulación de movimiento para la adquisición de data	51
4.3. Análisis de resultados experimentales	57
4.4. Evaluación de autonomía y recarga de la batería	59
4.4.1. Eficiencia de la batería	59
4.4.2. Eficiencia de carga de la batería	59
4.5. Discusión y análisis crítico de los resultados	60
4.5.1. Impacto y relevancia clínica de los resultados	60
4.5.2. Contribución al área de ingeniería biomédica	60
4.5.3. Limitaciones y oportunidades futuras	61
4.5.4. Comparación con estudios previos	61

5. CAPÍTULO 5: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	62
5.1. Conclusiones	63
5.2. Recomendaciones	64
6. ANEXOS	66

LISTA DE FIGURAS

3.1. Gráfica 2	40
3.2. Diagrama de Bloques del Procedimiento	49
4.1. Sistema de toma de datos con el prototipo de cuchara. El recuadro rojo identifica el MPU1, encargado de registrar el movimiento generado por el motor; el recuadro azul identifica el MPU2, que registra el movimiento de la cuchara; y el recuadro amarillo señala el prototipo de cuchara.	52
4.2. Vista lateral del sistema de adquisición de datos, donde se observan los sensores MPU, la estructura del sistema y el prototipo de cuchara.	53
4.3. Diagrama de flujo del sistema para el control del movimiento y la recolección de datos.	54
4.4. Diagrama de flujo del sistema para recopilar los datos en un archivo CSV	56
4.5. Gráfica de los datos obtenidos durante el ensayo. Las señales del prototipo de cuchara se muestran en color azul y naranja, mientras que las señales del sistema de simulación se presentan en color verde y azul celeste.	57
4.6. Vista ampliada de la señal para observar la reducción de vibración y el retardo temporal de respuesta del sistema.	58

Introducción

En los últimos años, las enfermedades neurológicas han cobrado mayor relevancia debido al impacto que tienen en la vida diaria de las personas. Entre estas, los trastornos del movimiento, como el Temblor Esencial y la Enfermedad de Parkinson, afectan directamente la capacidad de realizar actividades básicas, especialmente aquellas que requieren precisión, como comer, escribir o manipular objetos.

El temblor se manifiesta como un movimiento involuntario, rítmico y difícil de controlar, que surge a partir de alteraciones en los sistemas que regulan el movimiento en el cuerpo humano. Estas alteraciones involucran diferentes estructuras del sistema nervioso, como el cerebelo y los ganglios basales, lo que provoca una pérdida de estabilidad en los movimientos. Más allá de lo físico, este tipo de condición también influye en la independencia de las personas, generando frustración y dependencia en tareas cotidianas.

Desde el punto de vista global, el Temblor Esencial es uno de los trastornos del movimiento más comunes, con una prevalencia que aumenta considerablemente con la edad, especialmente en adultos mayores. Por su parte, la Enfermedad de Parkinson también representa una causa importante de temblores, afectando progresivamente la función motora y la calidad de vida de quienes la padecen.

Aunque existen tratamientos médicos para estas condiciones, la mayoría se enfoca en controlar los síntomas, sin resolver completamente las dificultades que enfrentan las personas en su día a día. En este contexto, han surgido diferentes soluciones tecnológicas, como utensilios inteligentes diseñados para ayudar a estabilizar el movimiento durante la alimentación, entre ellos dispositivos como Liftware o Gyenno, que buscan mejorar la autonomía del usuario.

En Panamá, esta situación es aún más evidente, ya que este tipo de tecnologías no se encuentra disponible. Esto genera una necesidad clara de desarrollar soluciones que no solo sean funcionales, sino también accesibles y adaptadas al contexto local.

A partir de esta problemática, la presente investigación plantea el desarrollo de una cuchara adaptativa, diseñada para ayudar a personas con temblores durante la alimentación. Este dispositivo combina sensores, sistemas electrónicos y mecanismos de control que permiten detectar el movimiento involuntario y generar una respuesta que lo compense, con el objetivo de mejorar la estabilidad del utensilio y facilitar su uso.

El desarrollo de esta propuesta se apoya en principios de la ingeniería biomédica, integrando conocimientos sobre el movimiento humano, sensores y procesamiento de señales para diseñar una solución práctica. Además, se utiliza un enfoque cuantitativo que permite evaluar el desempeño del prototipo mediante parámetros medibles como la frecuencia y la amplitud del temblor.

Este trabajo busca aportar una solución tecnológica y una alternativa que contribuya a mejorar la calidad de vida de las personas que viven con este tipo de condiciones, promoviendo mayor independencia en una actividad tan básica como lo es alimentarse.

Resumen

El temblor asociado a enfermedades neurológicas afecta las habilidades motoras finas, limitando la autonomía en actividades como la alimentación.

Esta investigación propone el desarrollo de una cuchara adaptativa de bajo costo capaz de compensar el movimiento involuntario durante su uso.

El estudio se desarrolló bajo un enfoque cuantitativo, aplicado, utilizando un sistema de pruebas in vitro que simula patrones de temblor mediante un motor DC controlado por una ESP32. El prototipo integra una Unidad de Medición Inercial (IMU) y emplea un filtro de Kalman junto con un controlador PID para detectar y compensar el movimiento en tiempo real.

Los resultados muestran una reducción aproximada del 67% en la amplitud del temblor, evidenciando la capacidad del sistema para mejorar la estabilidad del utensilio. Asimismo, se identificó un tiempo de respuesta cercano a 0.115 s y una autonomía de 45 minutos.

Se concluye que el prototipo es técnicamente viable como solución asistiva de bajo costo, aunque se requieren pruebas con usuarios reales para validar su aplicación clínica.

Abstract

Tremor associated with neurological disorders significantly impairs fine motor skills and limits autonomy in daily activities like eating.

This research proposes the development of an adaptive spoon designed to compensate for involuntary movements during use.

The study follows a quantitative and applied experiment using an in vitro test system that simulates tremor patterns through a DC motor controlled by an ESP32. The prototype integrates an Inertial Measurement Unit (IMU) and applies a Kalman filter with a PID controller to detect and compensate motion in real time.

Results show an approximate 67 % reduction in tremor amplitude, demonstrating improved stability of the utensil. A response delay of 0.115 seconds and a battery life of 45 minutes were also observed.

The prototype proves to be a technically viable low-cost assistive solution; however, further testing with human subjects is required to validate its clinical application.

Capitulo 1: El Problema

1.1. Antecedentes

El Temblor Esencial (TE) es un trastorno del movimiento común que afecta significativamente las habilidades motoras de quienes lo padecen. Las habilidades motoras, a su vez, se dividen en dos grandes categorías: las habilidades motoras gruesas, que incluyen movimientos amplios como los realizados por los brazos o piernas, y las habilidades motoras finas (FMS), que implican movimientos más pequeños y precisos, como agarrar un objeto con el pulgar y un dedo, o utilizar los labios y la lengua para saborear [Lopez-de Ipina et al., 2021].

El síntoma más destacado y preocupante del TE es el temblor en las manos, que se presenta en la mayoría de los pacientes diagnosticados con este trastorno. Este temblor, específicamente, causa un deterioro en las habilidades motoras finas, lo cual se asocia a un posible proceso neurodegenerativo en el cerebelo. Tales alteraciones afectan de manera significativa funciones esenciales para realizar actividades cotidianas, como comer, escribir o manipular objetos con precisión.[Lopez-de Ipina et al., 2021].

El Temblor Escencial tiene una prevalencia global del 1,33 % según 42 estudios poblacionales. Esta prevalencia aumenta considerablemente con la edad, alcanzando el 5,79 % en personas de 65 años o más. La prevalencia promedio para individuos de 60 a 65 años es del 5,9 %, y puede superar el 20 % en los grupos de mayor edad. El sexo no tiene un impacto significativo en las tasas de prevalencia. Estos datos subrayan que el TE podría ser la enfermedad neurodegenerativa más frecuente, comparable con la enfermedad de Alzheimer en las poblaciones de edad avanzada[Louis and McCreary, 2021].

Investigadores han utilizado sensores de movimiento, como acelerómetros y giroscopios, y electromiografía (EMG) para controlar, calificar y detectar temblores, y diferenciar entre los temblores debidos a la Enfermedad del Parkinson (EP), TE, o los de personas sanas, sin embargo, para un diagnostico clínico que pueda ser reconocido internacionalmente, aun

se realiza mediante una exploración física llevada a cabo por un neurólogo. Los métodos diagnósticos y de cuantificación se basan en la demostración fenomenológica del temblor, utilizando principalmente escalas de evaluación de trastornos del movimiento, como la escala de evaluación del temblor esencial, la escala de Fahn-Tolosa-Marin y la Escala Unificada de Evaluación de la Enfermedad de Parkinson (UPDRS) [Fujikawa et al., 2023].

Aunque los temblores generalmente no se consideran debilitantes, se han investigado diversos tratamientos, y otras innovaciones y estudios están ofreciendo un mayor potencial para enfoques terapéuticos más complejos, que se adaptan a un conocimiento creciente sobre su alcance y complejidad. Actualmente, todos los tratamientos se centran en aliviar los síntomas, sin intentar influir directamente en el desarrollo patológico o en su progresión [Taylor, 2021].

Considerando lo mencionado anteriormente, se presenta la idea de mejorar la calidad de vida de las personas, comenzando por promover una alimentación más independiente. En este sentido, se ha desarrollado un dispositivo portátil denominado Liftware, que ofrece una alternativa más práctica y eficaz para tratar el temblor [Miocinovic et al., 2017].

Liftware emplea una tecnología de cancelación activa del temblor, capaz de detectar la dirección del movimiento involuntario y generar un desplazamiento compensatorio del utensilio en sentido opuesto, lo que permite una mayor estabilidad durante su uso [Miocinovic et al., 2017].

Además, se han desarrollado otras soluciones tecnológicas con enfoques distintos para reducir los temblores. Un ejemplo de ello es GyroGear, que utiliza giroscopios integrados en un guante para estabilizar la mano. Este dispositivo funciona mediante la rotación de discos que generan un momento angular, el cual se aplica para oponerse al movimiento involuntario y brindar mayor control al usuario [GyroGear, 2024].

Aun contando con asistencias tecnológicas como Liftware y GyroGear, e incluso con el desarrollo de dispositivos como Gyenno, una cuchara inteligente que emplea tecnología de estabilización activa para ayudar a personas con temblores a alimentarse con mayor autonomía [GYENNO, 2025], estos utensilios siguen siendo de difícil acceso en muchos

países. En el caso de Panamá, este tipo de tecnologías no se encuentran fácilmente disponibles, ya sea por su limitada distribución comercial, altos costos o falta de iniciativas locales que impulsen su implementación, lo que evidencia la necesidad de desarrollar alternativas accesibles y adaptadas al contexto nacional.

1.2. Planteamiento del Problema

El temblor es el trastorno del movimiento más comúnmente encontrado en la práctica clínica. Una amplia variedad de patologías pueden manifestarse con temblor, ya sea como síntoma principal o predominante [Lenka and Jankovic, 2021a]. Temblar puede causar una discapacidad severa [Okelberry et al., 2024], en particular el Temblor Escencial y la Enfermedad del Parkinson.

El Temblor Esencial y el Parkinson están relacionados con una serie de comorbilidades neurológicas relevantes que impactan significativamente la calidad de vida de las personas que lo sufren [Okelberry et al., 2024]. Estas enfermedades provocan una considerable incomodidad, ya que, en muchas ocasiones, no se diagnostican ni tratan oportunamente debido a la existencia de dos ejes diferentes para su diagnóstico, los cuales, aunque distintos, presentan similitudes. El eje 1 se dedica a definir los síndromes basándose en características clínicas, tales como los antecedentes históricos, las características del temblor, los signos asociados y las pruebas de laboratorio. Por otro lado, el eje 2 se enfoca en clasificar la etiología de la enfermedad [Taylor, 2021].

Según una encuesta de 2021 con 2864 participantes, la distribución anatómica más frecuente del temblor en pacientes con ET se presenta en las manos y los brazos (95%), seguido por la cabeza (41%) y la voz (29%). En los pacientes con enfermedad de Parkinson, el temblor también se presenta principalmente en las extremidades superiores (40-70%) [Okelberry et al., 2024].

En 2021, Panamá registró alrededor de 30 a 40 mil personas diagnosticadas con Parkinson,

y se estima que entre el 3 % y el 5 % de la población mayor de 65 años padece esta enfermedad [Caja de Seguro Social (CSS), 2022], mientras que estudios del 2020 indican que el 0.32 % de la humanidad sufre de temblores [Ray and Biswas, 2022].

Ante estas molestias y la información disponible, se puede inferir que la alimentación representa una alta dificultad para las personas con temblores, lo que limita su independencia y, al mismo tiempo, afecta a los familiares.

Un estudio cualitativo con 41 participantes con EP reveló que la mayoría experimentó dificultades al usar utensilios estándar, mencionando problemas como derrames y falta de estabilidad en el agarre. Sin embargo, pocos conocían o utilizaban dispositivos de asistencia. Las barreras para usar utensilios adaptados incluyeron falta de conocimiento, acceso limitado, costo y preocupaciones sobre su apariencia [Pagnussat et al., 2025].

También tenemos que un estudio previo realizado con 24 participantes identificó dificultades en actividades relacionadas con la alimentación, como manipular los alimentos en el plato, llevarlos a la boca y el proceso de masticación. Estas complicaciones fueron más evidentes en personas con Enfermedad de Parkinson (EP), especialmente en etapas avanzadas, y tienden a intensificarse a medida que la enfermedad progresa [Kyritsis et al., 2021].

En Panamá no existen estudios que indiquen que la población esté al tanto o utilice este tipo de cucharas en algún contexto social. Por lo tanto, el objetivo de esta investigación es cambiar esa situación, buscando, además, hacerla lo más accesibles posible.

1.3. Justificación del Proyecto

El temblor asociado a enfermedades neurológicas afecta la realización de actividades cotidianas. Acciones tan simples como alimentarse pueden volverse difíciles debido al movimiento involuntario, lo que genera pérdida de independencia y frustración en quienes lo padecen y sus cuidadores [Kyritsis et al., 2021][Pagnussat et al., 2025].

Este tipo de condiciones impacta especialmente las habilidades motoras finas, necesarias para tareas precisas, y están relacionadas con alteraciones en los circuitos motores del sistema nervioso [Lopez-de Ipina et al., 2021][Ortega-Robles and Arias-Carrión, 2025]. Aunque existen tratamientos médicos, estos se enfocan en el control de los síntomas y no resuelven las dificultades funcionales en la vida diaria [Taylor, 2021].

En los últimos años, se han desarrollado dispositivos tecnológicos que buscan compensar el temblor mediante sensores y sistemas de control, logrando reducciones importantes en el movimiento involuntario [Talaie and Kargar, 2023a]. Sin embargo, su acceso es limitado en países como Panamá, debido a factores como el costo y la disponibilidad.

Ante esta situación, surge la necesidad de desarrollar soluciones accesibles y adaptadas al contexto local. Desde la ingeniería biomédica, el uso de sensores inerciales y técnicas de procesamiento de señales permite analizar y compensar el movimiento de forma objetiva [Paredes-Acuna et al., 2024][Nascimento et al., 2020].

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo General

Desarrollar un prototipo funcional de cuchara estabilizadora, fabricado mediante impresión 3D e integrado con microcontroladores y sensores para el apoyo a personas con enfermedades neurológicas.

1.4.2. Objetivos Específicos

- Conocer los aspectos concernientes a las enfermedades neurodegenerativas en los pacientes, los requisitos técnicos de sensores y módulos electrónicos, a su vez, que la programación requerida.
- Diseñar y fabricar una estructura ergonómica, liviana y funcional mediante impresión

3D, que permita la correcta integración de los componentes electrónicos y garantice comodidad en su manipulación.

- Validar la efectividad del sistema con base en los datos de frecuencia de movimiento obtenidos por los sensores y la precisión en la compensación del temblor.

1.5. Alcance y Limite de la Investigación

1.5.1. Alcance

La investigación se centra en el desarrollo y evaluación de un prototipo de cuchara adaptativa diseñada para reducir el temblor en personas que padecen enfermedades neurologicas asociadas al temblor. El trabajo tiene un enfoque práctico, que busca analizar cómo un sistema tecnológico puede ayudar a mejorar una actividad cotidiana como la alimentación. No se trabajará directamente con pacientes, sino que se emplearán movimientos simulados que representen el temblor característico de estas condiciones. Para ello, se utilizarán sistemas controlados que permiten reproducir diferentes niveles de vibración, facilitando así la evaluación del comportamiento del dispositivo.

Las variables consideradas incluyen la frecuencia, la amplitud y la estabilidad del movimiento, así como la capacidad del sistema para reducir las oscilaciones presentes. Estas mediciones son obtenidas mediante sensores inerciales integrados en el dispositivo, lo que permite evaluar de manera objetiva el desempeño del prototipo bajo diferentes condiciones de prueba.

El análisis se basa principalmente en variables como la frecuencia y amplitud del temblor, así como en la capacidad del sistema para reducir estas oscilaciones; Estas mediciones se obtienen mediante sensores integrados en el prototipo, lo que permite observar de manera objetiva su desempeño.

1.5.2. Limite

Entre las principales limitaciones del estudio se encuentra el hecho de que no se realizarán pruebas con personas, por lo que los resultados obtenidos corresponden únicamente a una validación inicial del funcionamiento del dispositivo. Esto significa que aún no se puede asegurar su efectividad en condiciones reales de uso.

Debido a que las pruebas se llevarán a cabo en un entorno controlado factores presentes en la vida cotidiana, como el movimiento natural del usuario, la fatiga o la forma de sostener el utensilio, no fueron considerados en esta etapa.

Desde el punto de vista técnico, el sistema puede presentar algunas restricciones, como el tiempo de respuesta del control y la duración de la batería, que pueden influir en su desempeño durante un uso prolongado. Además, el rango de frecuencias que será evaluado dependerá de la capacidad del sistema de simulación, por lo que no cubre todas las posibles variaciones del temblor en pacientes reales.

Los resultados que serán obtenidos de esta investigación estarán limitados al prototipo desarrollado y a las condiciones en las que será probado, por lo que no pueden generalizarse a todos los casos. Será necesario, en futuras investigaciones, realizar pruebas clínicas y mejorar el diseño para validar completamente su aplicación en el mundo real.

1.6. Línea de Investigación

Es un manual de gestión de la investigación en cuanto a las líneas de investigación de la Universidad, y alineados con el PENCYT de la Secretaría Nacional de Ciencia, Tecnología e Innovación (SENACYT)

La presente tesis presentada para la carrera de Ingeniería Biomédica e Instrumentación pertenece a la línea de investigación en Ciencias de la Salud, específicamente en el tema de Ingeniería Clínica y Biomédica, el cual trata sobre: El Desarrollo de una Cuchara Adaptativa para el Apoyo en Enfermedades Neurológicas.

CAPÍTULO 2: Marco Teórico

2.1. Antecedentes de Investigaciones

[Talaei and Kargar, 2023b] desarrollaron un dispositivo no invasivo diseñado para la reducción del temblor en pacientes con enfermedad de Parkinson durante el proceso de alimentación. Esta investigación parte del reconocimiento de que los temblores en Parkinson, especialmente los comprendidos entre 3 y 6 Hz, dificultan significativamente la realización de actividades básicas como llevar los alimentos a la boca, lo que afecta la autonomía y la calidad de vida del paciente. El estudio propone un diseño electrónico que integra sensores, algoritmos de procesamiento de señal y controladores capaces de distinguir entre movimiento voluntario e involuntario, actuando únicamente sobre el temblor.

Para la medición precisa del movimiento, los autores incorporan una unidad de medición inercial (IMU) compuesta por acelerómetro, giróscopo y magnetómetro, lo que permite obtener datos de aceleración, velocidad angular y orientación del dispositivo. Con el fin de aumentar la confiabilidad de las mediciones, se implementa un proceso de fusión de datos, combinando información de los diferentes sensores para minimizar errores como el drift del giróscopo o la sensibilidad del acelerómetro a fuerzas externas.

En la etapa de tratamiento de la señal, se emplea un filtro Butterworth de segundo orden, diseñado para atenuar frecuencias superiores a 3 Hz, separando así el movimiento voluntario (de baja frecuencia) del temblor involuntario (frecuencias más altas). Este filtro se seleccionó por su respuesta suave, sin ondulaciones en la banda pasante, y por minimizar retrasos computacionales, lo cual es fundamental en sistemas que requieren respuesta en tiempo real. La implementación del filtro permite reducir hasta un 80 % del ruido asociado al temblor, según lo reportado por los autores.

El sistema de control del dispositivo utiliza un controlador PI difuso (fuzzy-PI), este controlador combina la estructura proporcional–integral tradicional con la capacidad del razonamiento difuso para adaptar sus ganancias dinámicamente ante cambios bruscos, inexactitudes o ruido. Este tipo de controlador es útil en aplicaciones donde la señal presenta variabilidad y las condiciones del sistema no son completamente predecibles, como ocurre en los temblores esenciales o temblores como el parkinson. La lógica difusa utiliza reglas lingüísticas (if-then) para ajustar automáticamente las ganancias del controlador en función del error y el cambio en el error, lo que permite una compensación más eficiente del temblor en diferentes direcciones.

El dispositivo cuenta con dos micro-actuadores (motores DC) instalados perpendicularmente, otorgando dos grados de libertad (DOF), permitiendo compensar el temblor tanto en el eje vertical como en el eje horizontal. Sensores de ángulo colocados en los ejes de los motores permiten obtener retroalimentación de su posición, posibilitando la corrección precisa del desplazamiento del extremo de la cuchara. Las pruebas experimentales, realizadas con datos reales de pacientes con Parkinson, demostraron que el sistema reduce hasta 75 % del temblor en el eje Z y entre 30 % y 35 % en el eje X, evidenciado en las comparaciones de las gráficas de desplazamiento y frecuencia. Además, la frecuencia de vibración del dispositivo disminuyó de 3.4 Hz a 2.6 Hz, situándose por debajo de la frecuencia típica del temblor parkinsoniano, lo que confirma su capacidad de compensación activa.

Los autores resaltan que, a diferencia de otros dispositivos como órtesis, guantes, sistemas con amortiguadores magnetorreológicos o estructuras pasivas, su propuesta no añade masa ni restricciones al movimiento voluntario del paciente, evitando la fatiga muscular y ofreciendo una solución portátil y discreta.

Este antecedente se toma de relevancia debido a que ofrece una visión amplia y estructurada del estado del arte en tecnologías no invasivas para la supresión del temblor en miembro

superior; Al clasificar las órtesis en pasivas, semi-activas y activas, y al comparar sus grados de libertad, peso, mecanismos de actuación y niveles de reducción del temblor, el trabajo de Nguyen y Luu permite identificar con claridad cuáles enfoques han resultado más eficaces y cuáles limitaciones persisten en términos de usabilidad, comodidad y viabilidad clínica. Esta información sirve como marco de referencia para comprender cómo se han integrado sensores biomecánicos, algoritmos de estimación del temblor y estrategias de control en dispositivos asistivos previos, y qué compromiso existe entre desempeño, complejidad y portabilidad.

De este modo, el estudio no solo contextualiza la necesidad de soluciones no invasivas y portátiles para pacientes con temblor patológico, sino que también ayuda a delimitar oportunidades de mejora en el diseño de nuevos sistemas. En particular, pone en evidencia la importancia de desarrollar dispositivos más ligeros, mejor adaptados al uso prolongado y apoyados en mediciones instrumentadas robustas, aspectos que se alinean directamente con el objetivo de esta investigación de avanzar hacia herramientas de evaluación y asistencia basadas en tecnologías electrónicas y sensores integrados.

[Nguyen and Luu, 2021] realizaron una revisión sistemática sobre el estado actual de las órtesis portátiles para supresión del temblor en extremidades superiores, analizando sus mecanismos de funcionamiento, diseños mecánicos, sensores empleados, algoritmos de estimación del temblor y eficacia clínica. La revisión surge ante la necesidad de métodos no invasivos para tratar temblores patológicos, considerando que los tratamientos tradicionales —como la medicación y la estimulación cerebral profunda (DBS)— presentan limitaciones importantes, ya sea por baja efectividad en el 25 % de los pacientes, efectos secundarios significativos o riesgos quirúrgicos.

Los autores destacan que las órtesis para supresión del temblor funcionan mediante carga biomecánica controlada, clasificándose en tres categorías: pasivas, semi-activas y activas. Las órtesis pasivas utilizan elementos como amortiguadores o masas sintonizadas para

absorber energía mecánica del temblor. Las semi-activas incorporan materiales como fluidos magnetorreológicos (MR), cuya viscosidad se ajusta dinámicamente para disipar energía. Finalmente, las órtesis activas emplean motores, engranajes o transmisiones mecánicas para generar movimientos opuestos al temblor, compensándolo activamente. Según la revisión, las órtesis activas representan el 47 % de los dispositivos reportados y han sido la tendencia dominante en la última década, debido a su mayor efectividad.

Analizan 19 dispositivos en los cuales hay una muestra de alta variabilidad en términos de grados de libertad (DOF), peso y mecanismo. La mayoría de los diseños suprimen el temblor únicamente en un DOF (54,5%), principalmente en la articulación del codo (flexión/extensión) o la muñeca. Un 33% opera en dos DOF, y solo un 18% suprime tres DOF, como el reconocido sistema WOTAS, que actúa en codo, antebrazo y muñeca. Los pesos reportados varían considerablemente, desde estructuras ultralivianas pasivas de 33 g (como TAPO) hasta sistemas activos de 1,600 g (como TSO). En promedio, las órtesis activas son las más pesadas (561 ± 467 g), mientras que las pasivas son significativamente más livianas (191 ± 137 g).

En cuanto a la eficacia, los autores reportan que las órtesis disponibles alcanzan una reducción promedio del 83 ± 13 % del temblor, medida a través de métricas como potencia espectral (PSD), amplitud de aceleración o desplazamiento articular. Los bench tests (pruebas sin sujetos humanos, usando datos clínicos simulados) muestran las mayores eficiencias, con valores cercanos al 95 ± 5 %, pero estos descienden al 70 ± 12 % cuando se evalúan en personas sanas simulando temblor, y al 86 ± 8 % en pacientes reales. Esto refleja la complejidad del temblor patológico real en comparación con condiciones controladas. La revisión también profundiza en los sensores y algoritmos utilizados para estimar el temblor en tiempo real. El 92% de los dispositivos emplea sensores biomecánicos como IMU (acelerómetros, giróscopos), sensores de fuerza o potenciómetros articulares. Solo un sistema

utiliza EMG para la extracción del temblor muscular. En cuanto a los algoritmos, predominan los métodos de una sola etapa basados en filtros pasa-banda (2–14 Hz), filtros adaptativos (AFE) o el algoritmo WFLC, que permite rastrear la amplitud y frecuencia del temblor de manera dinámica. Los métodos de dos etapas, como los usados en WOTAS y DVB, separan primero el movimiento voluntario mediante filtros especiales (Benedict-Bordner) y luego modelan el temblor mediante WFLC.

Nguyen y Luu destacan varios desafíos para la futura implementación clínica y comercial de estas tecnologías. Entre ellos se encuentran el exceso de peso de muchas órtesis activas, que compromete la usabilidad; la falta de interfaces neurales intuitivas para predecir movimientos; problemas de fatiga muscular asociados a diseños rígidos; y obstáculos regulatorios y económicos que dificultan su disponibilidad en el mercado. El estudio concluye que la próxima generación de dispositivos deberá enfocarse en estructuras más ligeras, materiales flexibles, actuadores suaves (como músculos artificiales) y sistemas de control multimodales basados en señales neuronales y biomecánicas.

Este antecedente es puede usar como relevancia para la presente investigación porque proporciona una visión completa de las tecnologías existentes para la supresión del temblor. Ofrece información clave sobre mecanismos, sensores, algoritmos, eficacia y limitaciones actuales, elementos fundamentales para orientar el diseño de nuevos dispositivos electrónicos o robóticos de asistencia para pacientes con temblor patológico.

[Kim et al., 2020] diseñaron y evaluaron un sistema portátil orientado a modular el temblor esencial mediante estimulación eléctrica del nervio periférico, proponiendo una alternativa no invasiva ante las limitaciones de los tratamientos convencionales. Los autores explican que los temblores asociados a trastornos neurológicos como el temblor esencial pueden generar oscilaciones entre 4 y 12 Hz que afectan tareas funcionales del miembro superior, lo

cual repercute directamente en la precisión y el control motor durante actividades cotidianas. Para abordar este problema, el estudio plantea la creación de un sistema capaz de detectar el temblor en tiempo real y aplicar estimulación con parámetros ajustables para modificar sus características.

El dispositivo desarrollado incorpora un acelerómetro triaxial, un microcontrolador, un transmisor inalámbrico y un estimulador de voltaje constante integrado en una banda para la muñeca. Esta arquitectura permite medir el movimiento del miembro superior mientras la persona realiza una tarea motora y, con base en esas mediciones, activar la estimulación a través de electrodos superficiales ubicados sobre el nervio radial. El uso de estimulación en modo voltaje se eligió para evitar riesgos relacionados con modos de corriente constante y para mantener un funcionamiento seguro bajo variaciones de la impedancia entre piel y electrodo. El sistema puede ajustar parámetros como amplitud, frecuencia, duración del pulso y sincronización del estímulo, permitiendo evaluar combinaciones específicas para observar cómo modifican el temblor.

Para la detección del temblor, los autores implementaron un algoritmo basado en el filtrado de la señal acelerométrica, empleando un filtrado pasa-altas para aislar componentes por encima de 3 Hz, que corresponden a movimientos involuntarios típicos. A partir de esta señal procesada, el sistema identifica la frecuencia dominante del temblor y determina los momentos de activación para los estímulos, lo que permite trabajar tanto en modos de estimulación abierta como en modos de estimulación cerrada sincronizada con la fase del temblor. La interfaz desarrollada facilita la configuración de los ensayos y la selección de parámetros en tiempo real, permitiendo analizar cómo variaciones en la frecuencia y el ciclo de trabajo influyen en la modulación del movimiento.

La evaluación experimental se realizó con nueve participantes diagnosticados con temblor esencial, quienes completaron una tarea de transferencia de objetos diseñada para

provocar movimientos constantes del miembro superior. Durante los ensayos se aplicaron distintas combinaciones de parámetros de estimulación, comparando períodos con y sin estimulación para examinar los cambios en la frecuencia dominante del temblor y en su potencia dentro del rango característico de 4 a 12 Hz. Para cada participante se registraron periodos iniciales sin estimulación, lo cual permitió establecer un valor de referencia al que se compararon las mediciones posteriores.

Los resultados obtenidos mostraron reducciones claras en la intensidad del temblor al utilizar el sistema. Se observó una disminución progresiva de la potencia del temblor a lo largo de las pruebas con estimulación, reflejando un cambio acumulativo durante la secuencia de ensayos. En una de las métricas más destacadas, el estudio reportó que la potencia del temblor disminuyó alrededor de un 42 % al comparar los valores iniciales sin estimulación con los obtenidos en el último ensayo con estimulación. También se registraron variaciones en la frecuencia dominante del temblor al utilizar estimulación sincronizada con la fase del movimiento, lo cual indica que ciertos ajustes en el momento del estímulo pueden modificar el comportamiento oscilatorio del temblor.

En el análisis comparativo entre modos de estimulación, los autores observaron que tanto la estimulación abierta como la cerrada lograron reducir la potencia del temblor, mientras que la estimulación cerrada aplicada en fases específicas del ciclo del temblor mostró cambios más notables en la frecuencia del movimiento. La variación de parámetros como la frecuencia de estimulación y el ciclo de trabajo reveló que ciertas combinaciones pueden aumentar la efectividad del sistema, lo que refuerza la necesidad de comprender cómo cada parámetro afecta la modulación del temblor para optimizar su uso. El estudio también incluyó valoraciones subjetivas de los participantes, quienes describieron el sistema como cómodo y percibieron una reducción en su temblor durante la tarea.

Este estudio es relevante porque demuestra que la estimulación eléctrica periférica, aplicada mediante un dispositivo portátil, puede modificar parámetros clave del temblor esencial

como la amplitud y la frecuencia. Al integrar detección en tiempo real y estimulación con parámetros ajustables, los autores evidencian que es posible intervenir sobre la dinámica neuromotora del temblor mientras el usuario realiza actividades funcionales.

El hecho de que el sistema combine sensores inerciales, procesamiento de señal y actuación eléctrica en un formato wearable confirma la viabilidad de soluciones portátiles capaces de medir y responder al temblor en condiciones de uso real. Esto aporta una base importante para esta investigación, al mostrar que dispositivos compactos con sensores integrados pueden no solo caracterizar el temblor con precisión, sino también abrir el camino hacia tecnologías asistivas orientadas a mejorar el control motor en personas con distintos tipos de temblor.

[De Fazio et al., 2025] desarrollaron un guante inteligente orientado a evaluar la severidad del Parkinson mediante la medición precisa de movimientos de la mano y el análisis de temblores característicos de la enfermedad. El estudio parte del reconocimiento de que el Parkinson altera progresivamente la función motora, afectando parámetros como la bradicinesia, la rigidez y la presencia de temblores en reposo o durante la ejecución de movimientos finos. Los autores plantean que la evaluación continua y remota del paciente podría mejorar significativamente la comprensión de la evolución del trastorno, superando las limitaciones de las revisiones clínicas esporádicas. Para este propósito, proponen un dispositivo capaz de integrar sensores avanzados y técnicas de procesamiento automatizado que permitan medir la severidad de los síntomas de forma objetiva.

El sistema presentado consiste en un guante flexible fabricado en TPU que incorpora dos sensores piezoeléctricos basados en nitruro de aluminio (AlN) y un sensor inercial encargado de registrar movimientos de la mano, los dedos y el antebrazo. Los sensores piezoeléctricos fueron ubicados estratégicamente en zonas donde se manifiesta con mayor claridad el temblor característico del Parkinson tipo “pill-rolling”, entre el pulgar y el índice

y en la parte dorsal del dedo índice. Estas ubicaciones permiten captar deformaciones mecánicas sutiles asociadas tanto al temblor en reposo como a la ejecución de movimientos voluntarios finos. La electrónica integrada del guante se encarga de acondicionar las señales provenientes de los transductores y prepararlas para su adquisición por un microcontrolador nRF52840, el cual procesa datos piezoeléctricos y de la IMU de manera conjunta.

Este diseño permite evaluar tres ejercicios fundamentales incluidos en la escala clínica MDS-UPDRS, específicamente en su sección motora: finger tapping, apertura y cierre del puño, y temblor en reposo. Para cada prueba, el guante recoge señales que describen la amplitud, ritmo, interrupciones y consistencia temporal del movimiento. La arquitectura incorpora además un sensor PPG en la muñeca, que registra parámetros cardiovasculares como frecuencia cardíaca y oxigenación, los cuales pueden verse afectados en pacientes con Parkinson por alteraciones del sistema nervioso autónomo. Los datos recopilados se transmiten mediante Bluetooth hacia un dispositivo externo que actúa como pasarela para su registro y almacenamiento en una plataforma en la nube, facilitando así el seguimiento remoto del estado del paciente.

El sistema incorpora algoritmos de aprendizaje automático desplegados directamente en el microcontrolador. Estos algoritmos, basados en redes neuronales, clasifican señales piezoeléctricas y datos inerciales para asignar puntuaciones que reflejan la severidad del trastorno motor. Se recopilieron datos de siete participantes, seis de ellos diagnosticados con Parkinson, quienes realizaron los ejercicios estandarizados del MDS-UPDRS. Los modelos fueron entrenados para distinguir señales correspondientes a diferentes puntuaciones clínicas, evaluando patrones como la disminución de amplitud en los toques sucesivos del finger tapping, la presencia de interrupciones en la apertura y cierre de la mano o la intensidad y constancia del temblor en posiciones de reposo.

El algoritmo diseñado para analizar el finger tapping permitió distinguir variaciones progresivas en velocidad y amplitud, asignando puntuaciones de acuerdo con la severidad del déficit

motor. De manera similar, el modelo para apertura y cierre del puño identificó irregularidades en el movimiento que se corresponden con las categorías clínicas empleadas por los especialistas. En el caso del temblor en reposo, el sistema evaluó ventanas temporales cortas para medir consistencia y magnitud del movimiento, asignando pesos a cada segmento de tiempo y derivando una puntuación global acorde con los criterios del MDS-UPDRS. Todos los modelos lograron niveles elevados de exactitud en sus clasificaciones, lo que demuestra la capacidad del guante para capturar información biométrica relevante y transformarla en indicadores cuantitativos del estado del paciente.

Este estudio es valioso para la investigación porque muestra, de una manera muy clara, cómo la combinación de sensores piezoeléctricos flexibles, sensores inerciales y algoritmos integrados puede dar lugar a una herramienta capaz de evaluar el temblor con precisión y de forma constante. El guante desarrollado por los autores no solo detecta variaciones sutiles en el movimiento, sino que también logra hacerlo en situaciones reales, fuera del entorno clínico, lo que representa un avance importante para este tipo de tecnologías; Que el dispositivo sea capaz de capturar parámetros asociados a ejercicios del MDS-UPDRS con tanta sensibilidad demuestra que los sistemas portátiles pueden complementar muy bien la evaluación médica tradicional. Esto abre la puerta a un monitoreo más continuo y cercano a la vida diaria del usuario, permitiendo observar cómo evoluciona el temblor en condiciones auténticas y no únicamente durante una consulta puntual.

Todo esto confirma que un wearable bien diseñado puede transformar señales complejas del movimiento en información útil para evaluar y seguir el temblor. Esta idea se alinea directamente con los objetivos de la presente investigación, que busca desarrollar herramientas accesibles y funcionales para medir diferentes tipos de temblores de manera objetiva y práctica.

[Mohammadi et al., 2025] utilizaron el método de impresión 3D para atenuar temblores

mediante el diseño y fabricación de un mecanismo bistable flexible, se usó este método para poder adaptarse a la anatomía del usuario. El estudio parte del reconocimiento de que los temblores asociados al Parkinson y al temblor esencial pueden interferir severamente en el movimiento funcional de la mano y la muñeca, y que muchos dispositivos ortésicos tradicionales presentan limitaciones de rigidez, comodidad y capacidad de adaptación al carácter variable del temblor; Los autores desarrollaron un mecanismo capaz de aprovechar propiedades no lineales de estructuras flexibles para ofrecer resistencia frente a desplazamientos involuntarios, sin impedir el movimiento voluntario.

El mecanismo propuesto funciona mediante dos estados estables a los que la estructura puede desplazarse, generando alta rigidez al inicio de cada estado y una región de rigidez negativa durante la transición entre uno y otro. Esta característica permite que el sistema resista oscilaciones pequeñas propias del temblor, mientras que el movimiento voluntario puede superar el umbral de transición para permitir el desplazamiento deseado. El diseño incorpora cinco unidades bistables conectadas en serie, acomodadas sobre el dorso de la muñeca para controlar la flexo-extensión. Las unidades fueron diseñadas a partir de un modelo sintético del brazo humano obtenido por escaneo LiDAR, para garantizar un ajuste personalizado y ergonómico.

Para modelar el comportamiento de cada unidad, los autores adoptaron el enfoque del pseudo-rigid-body model (PRBM), que divide una estructura flexible en segmentos rígidos conectados por articulaciones virtuales que reproducen el comportamiento de flexión. La versión usada en este estudio fue un modelo 4R-PRBM, que permite capturar deflexiones amplias con mayor precisión sin incurrir en costos computacionales elevados. En este modelo, la geometría, el material y las propiedades de flexión del mecanismo determinan la rigidez de las articulaciones virtuales. Los valores de rigidez se calcularon con base en un coeficiente adimensional y en el módulo de elasticidad del material, utilizando ABS como polímero por su capacidad de soportar grandes deformaciones.

El equipo realizó 1,000 simulaciones variando parámetros como rigidez, amortiguamiento y ángulos articulados de cada unidad, aplicando fuerzas sinusoidales de 5 Hz, una frecuencia característica del temblor en Parkinson. El objetivo era explorar diferentes configuraciones estructurales que ofrecieran un equilibrio adecuado entre energía necesaria para la transición entre estados, resistencia a vibraciones involuntarias y facilidad del movimiento voluntario. De esta forma, el diseño del mecanismo se evaluó simultáneamente desde su rendimiento mecánico y su aplicabilidad funcional.

Además de la simulación, los autores integraron un modelo de aprendizaje profundo (DNN) para predecir propiedades mecánicas del mecanismo, tales como energía necesaria para el cambio de estado, fuerza máxima y capacidad de atenuación del temblor. El DNN fue entrenado con datos de las simulaciones obtenidas a partir del PRBM, lo que permitió acelerar el proceso de diseño inverso del mecanismo y reducir la dependencia de modelos complejos basados en elementos finitos. Usando algoritmos evolutivos para la optimización, el sistema generó geometrías de unidades bistables ajustadas a diferentes requerimientos funcionales del usuario.

Para validar el mecanismo en la práctica, las estructuras diseñadas fueron impresas en 3D utilizando ABS y sometidas a pruebas de desplazamiento y vibración. Los ensayos emplearon un sistema dinámico que simulaba condiciones de temblor mediante una masa oscilante y un generador de señal. Se evaluaron diferentes números de unidades bistables (4, 7 y 10 unidades) y distintas condiciones de carga, frecuencia de vibración y rigidez equivalente de la articulación de la muñeca. Los resultados mostraron que el mecanismo atenúa de manera consistente las oscilaciones asociadas al temblor, siendo las configuraciones más cortas las que ofrecen mayor rigidez y mejor desempeño frente a vibraciones comunes en Parkinson (4–6 Hz).

Los autores llevaron a cabo pruebas adicionales en un modelo sintético de brazo humano,

donde unidades bistables personalizadas fueron montadas en la muñeca y evaluadas bajo vibraciones de 4 Hz. Las mediciones registradas demostraron reducciones notables en la amplitud del temblor, alcanzando atenuaciones superiores al 87 %. En pruebas funcionales, como mantener una cuchara con esferas metálicas, el uso del mecanismo evitó la pérdida de contenido, a diferencia del estado sin asistencia, donde gran parte del contenido se derramaba. Estas observaciones muestran la capacidad del dispositivo para reducir las consecuencias prácticas del temblor en tareas de la vida diaria.

El mecanismo propuesto presenta ventajas importantes frente a dispositivos activos, ya que no requiere energía externa ni sistemas electrónicos complejos. Su respuesta es inmediata y depende únicamente de la interacción mecánica con el movimiento del usuario, lo que permite adaptación automática a cambios en frecuencia o amplitud del temblor. También ofrece bajo peso y comodidad en uso prolongado, con un total aproximado de 27 g para la estructura y las bandas.

Este estudio aporta una perspectiva distinta, y a su vez, alineada a la investigación ya que muestra que los mecanismos bistables pueden convertirse en una alternativa práctica y adaptable para reducir el temblor en el miembro superior. Su diseño ligero y personalizable permite que se integren con facilidad en dispositivos portátiles que las personas puedan usar durante sus actividades diarias, sin necesidad de sistemas electrónicos complejos o pesados

El hecho de que estos mecanismos respondan directamente al movimiento natural del usuario y ofrezcan resistencia solo cuando aparece la oscilación involuntaria los convierte en una opción atractiva para quienes requieren apoyo continuo pero buscan comodidad y discreción. Esta propuesta amplía las posibilidades de diseño para tecnologías asistivas, mostrando que no todas las soluciones efectivas deben basarse exclusivamente en sensores o control activo.

2.2. Bases Teóricas

El temblor es un movimiento involuntario, rítmico y oscilatorio generado por la activación alternante o sincrónica de músculos agonistas y antagonistas. Su presencia refleja un patrón anómalo dentro de los circuitos motores que regulan la estabilidad y la precisión del movimiento humano. Desde la perspectiva neurofisiológica moderna, el temblor no es un fenómeno aislado, sino la expresión de una red motora alterada, en la cual participan estructuras como los ganglios basales, el tálamo, el cerebelo y la corteza motora, cuya coordinación es fundamental para la ejecución fluida del gesto motor[Ortega-Robles and Arias-Carrión, 2025].

El temblor puede estar presente en condiciones fisiológicas, donde aparece con amplitud baja y suele ser imperceptible. Sin embargo, cuando estas oscilaciones aumentan en amplitud, frecuencia o persistencia, o cuando interfieren con actividades funcionales, se clasifican como temblores patológicos. Estos pueden surgir por alteraciones dopaminérgicas, disfunciones cerebelosas, mecanismos aberrantes de sincronización entre redes neuronales o fallos en la modulación sensorial y motora, lo que conduce a patrones oscilatorios mantenidos en rangos comunes de 4 a 12 Hz, dependiendo del tipo de temblor y de su origen [Pan, 2025][Kosmowska and Wardas, 2021].

La literatura muestra que estos patrones rítmicos no responden a una sola causa, sino que dependen del nodo alterado dentro del circuito motor. Por ejemplo, el temblor parkinsoniano se asocia a la desregulación en los ganglios basales y a una sincronización excesiva en frecuencias bajas, mientras que en el temblor esencial se observa una mayor participación de circuitos cerebelo-tálamo-corticales que generan oscilaciones persistentes y de mayor frecuencia [Lopez-de Ipina et al., 2021][Fujikawa et al., 2023].

El análisis del temblor también ha sido abordado desde la biomecánica y la ingeniería biomédica, donde se describe como una oscilación que puede medirse en términos de

frecuencia, amplitud, variabilidad temporal y dirección del movimiento. Tecnologías como los sensores inerciales permiten cuantificar estas oscilaciones con alta resolución y reconstruir el movimiento para analizar su estabilidad, naturaleza voluntaria o involuntaria, y sus características temporales [Paredes-Acuna et al., 2024].

En conjunto, el concepto moderno de temblor integra elementos clínicos, neurofisiológicos y biomecánicos para comprenderlo como la manifestación de una red motora inestable, cuyos patrones de oscilación pueden medirse, clasificarse y, en algunos casos, compensarse mediante dispositivos tecnológicos, lo que permite avanzar hacia nuevas estrategias de evaluación y asistencia funcional.

2.2.1. Tipos de Temblor

El temblor puede clasificarse en diferentes categorías según el momento de aparición, su origen fisiopatológico y las características de la oscilación [Okelberry et al., 2024]. Esta clasificación es nos ayuda a entender los mecanismos motores involucrados y para identificar los parámetros que deben analizarse durante la medición objetiva del movimiento, especialmente cuando se emplean tecnologías instrumentadas.

Desde una perspectiva clínica y neurofisiológica moderna, los temblores no representan un único mecanismo patológico, sino la manifestación final de alteraciones específicas en nodos particulares de la red motora, razón por la cual presentan frecuencias, amplitudes y condiciones de aparición distintas [Ortega-Robles and Arias-Carrión, 2025].

A continuación se describen los principales tipos de temblor relevantes para esta tesis:

- **Temblor en Reposo:**

Ocurre cuando la extremidad no se encuentra realizando ninguna acción voluntaria. Es característico de la enfermedad de Parkinson y se asocia a alteraciones dopaminérgicas en los ganglios basales, así como a patrones anómalos de sincronización en frecuencias bajas, típicamente alrededor de 4–6 Hz [Fujikawa et al., 2023].

- **Temblor Postural:**

Es aquel que ocurre durante la ejecución de un movimiento voluntario. Incluye variaciones como el temblor simple y el temblor intencional. Este tipo de temblor es relevante en trastornos cerebelosos y puede alterar tareas que requieren coordinación fina, como la manipulación de objetos o movimientos precisos de la mano [Fujikawa et al., 2023].

- **Temblor Esencial (TE):**

Es uno de los temblores más prevalentes y suele presentarse durante posturas sostenidas o movimientos. La evidencia indica que está asociado principalmente a una disfunción del circuito cerebelo-tálamo-corteza, lo que genera actividad rítmica persistente en el rango aproximado de 4–12 Hz [Kosmowska and Wardas, 2021][Pan, 2025]. A diferencia del temblor parkinsoniano, no suele presentarse en reposo.

- **Temblor Fisiológico Aumentado:**

Es la amplificación del temblor fisiológico normal por factores como estrés, ansiedad, fatiga, hipoglucemia o fármacos. Aunque no suele tener un origen neurológico primario, puede confundirse con temblores patológicos si la amplitud aumenta de forma significativa [Paredes-Acuna et al., 2024].

- **Temblor Neuropático**

Puede originarse por neuropatías periféricas, traumatismos, alteraciones metabólicas o efectos adversos de medicamentos. Su presentación clínica es heterogénea y depende del tipo de afección periférica involucrada [Ortega-Robles and Arias-Carrión, 2025].

Los diferentes tipos de temblor presentan características biomecánicas y neurofisiológicas distintas que influyen en sus parámetros cuantitativos. Por ello, su clasificación no solo es relevante para el diagnóstico clínico, sino también para definir los criterios de análisis cuando se emplean sensores inerciales o técnicas instrumentadas para medir y caracterizar el movimiento.

2.2.2. Modelos Teóricos del Temblor

Los modelos teóricos del temblor han evolucionado significativamente gracias a los avances en neurodinámica, neuroimagen y registros electrofisiológicos de alta resolución. Actualmente, se reconoce que los temblores no representan un único mecanismo patológico, sino el resultado final de circuitos completamente distintos, dependiendo del tipo de temblor [Pan, 2025]. Los modelos teóricos contemporáneos pueden organizarse en tres grandes categorías:

1. Modelo Oscilatorio Central

Este modelo postula que el temblor se origina principalmente en estructuras del sistema nervioso central capaces de generar actividad rítmica por sí mismas. Este circuito funciona como un marcapasos biológico, donde cada estructura aporta propiedades intrínsecas que generan y mantienen oscilaciones en el rango de 4–12 Hz, típicas del TE. El temblor surge cuando la actividad rítmica de este circuito se vuelve excesivamente coherente y se proyecta hacia el tálamo y la corteza motora [Pan, 2025].

2. Modelo de Sincronización de Redes

Este modelo sostiene que el temblor no depende únicamente de un generador de ritmo, sino del grado de sincronización entre distintas partes del circuito motor [Pan, 2025].

3. Modelo Mixto Periférico–Central

Aunque el origen del temblor en patologías como TE o Parkinson es central, existen moduladores periféricos que pueden influir en la amplitud, pero no en la frecuencia. Tomemos entonces como información que La frecuencia del TE nunca cambia con manipulación periférica; La amplitud sí puede hacerlo, especialmente cuando se afectan reflejos o sincronización muscular [Pan, 2025].

A partir de estos modelos teóricos podemos comprender de donde viene la base para el estudio neurológico de los temblores y así tener las herramientas y conocimientos adecuados para contrarestarlo.

2.2.3. Neurofisiología del Control Motor

El control motor-humano es el resultado de la actividad integrada de múltiples estructuras del sistema nervioso central que operan como redes dinámicas especializadas en la planificación, iniciación, modulación y corrección del movimiento. Estas redes conforman bucles funcionales que incluyen la corteza motora, el cerebelo, los ganglios basales y el tálamo, los cuales mantienen una comunicación constante mediante vías excitatorias e inhibitorias finamente balanceadas. Estos circuitos funcionan como sistemas oscilatorios complejos capaces de generar patrones temporales estables para la ejecución motora normal, pero que también pueden producir oscilaciones patológicas cuando su sincronización se ve alterada [Ortega-Robles and Arias-Carrión, 2025]. En el cuerpo humano diferentes tipos de sistemas entran en conjunto para poder hacer funcionar de forma mecánica-correcta, entre eso podemos ver:

1. Corteza motora y planificación del movimiento:

La corteza motora primaria (M1), la corteza premotora y el área motora suplementaria participan en la generación del comando inicial del movimiento. Estas áreas codifican la dirección, fuerza y velocidad del gesto, y envían señales hacia los circuitos subcorticales para su refinamiento. La literatura destaca que la corteza no actúa de forma aislada, sino que depende del retorno continuo de información sensorial y de la modulación que ejercen los ganglios basales y el cerebelo para garantizar la precisión temporal de la respuesta motora [Ortega-Robles and Arias-Carrión, 2025].

2. Ganglios Basales: selección e inhibición motora

Los ganglios basales intervienen en la selección del programa motor adecuado mediante un equilibrio entre rutas inhibitorias y excitatorias. Su función principal es facilitar el movimiento deseado y suprimir patrones motores irrelevantes o competidores. Alteraciones en estos mecanismos, especialmente en la vía indirecta, pueden generar ritmos oscilatorios anómalos en frecuencias bajas, fenómeno observado en enfermedades

como Parkinson. Estas oscilaciones surgen por cambios en la sincronización entre neuronas del globo pálido, núcleo subtalámico y tálamo, repercutiendo de manera directa en la estabilidad del movimiento[Ortega-Robles and Arias-Carrión, 2025].

3. Cerebelo: Regulación Temporal y Corrección en Tiempo Real

El cerebelo es considerado una estructura clave para la precisión del movimiento. Es responsable del ajuste fino mediante mecanismos de feedforward (anticipación motora) y feedback (retroalimentación correctiva). En condiciones normales, el cerebelo compara la intención motora con la ejecución real, detecta desajustes y envía correcciones rápidas a la corteza y al tronco encefálico[Ortega-Robles and Arias-Carrión, 2025].

4. Un sistema motor que funciona como Red Oscilatoria:

Desde una perspectiva moderna, los circuitos motores se entienden como sistemas oscilatorios acoplados. Esto implica que tanto la función normal como las alteraciones patológicas se explican mediante la dinámica de frecuencias, acoplamiento entre redes neuronales y resonancia de bucles talamocorticales. Cuando la red pierde estabilidad las oscilaciones dejan de ser moduladas adecuadamente y emergen temblores persistentes[Ortega-Robles and Arias-Carrión, 2025].

Con todo lo anterior podemos entender que la literatura neurológica establece que los temblores se clasifican según el momento en que aparecen durante la actividad muscular: temblor en reposo, temblor de acción, temblor postural, temblor cinético y temblor intencional[Lopez-de Ipina et al., 2021][Pan, 2025][Ortega-Robles and Arias-Carrión, 2025][Kosmowska a sin embargo, también debemos comprender cómo leer esta información neuronal.

2.2.4. Fundamentos para la Medición del Temblor

La medición objetiva del temblor requiere tecnologías capaces de registrar con precisión los patrones oscilatorios del movimiento humano, incluyendo variaciones en frecuencia, amplitud, dirección y regularidad. En la última década, la ingeniería biomédica ha incorporado sensores portátiles de alta resolución, algoritmos de procesamiento digital y modelos biomecánicos

que permiten cuantificar el temblor en condiciones reales, fuera del entorno clínico tradicional [Paredes-Acuna et al., 2024].

Entre estos sensores podríamos ver:

- **Sensores inerciales (IMU):**

Los sensores inerciales son una de las herramientas más utilizadas para medir el temblor debido a su portabilidad, bajo costo y capacidad para registrar movimiento en tiempo real. Una IMU integra acelerómetros, giroscopios y, en algunos casos, magnetómetros, permitiendo obtener información sobre: Aceleración lineal en los tres ejes, velocidad angular para detectar oscilaciones repetitivas y orientación espacial del segmento corporal analizado [Nascimento et al., 2020].

- **Sensores piezoeléctricos:**

Los sensores piezoeléctricos aprovechan materiales capaces de generar una señal eléctrica cuando se deforman mecánicamente. Este principio permite registrar microflexiones asociadas a temblores finos [Fujikawa et al., 2023]

- **Procesamiento de señales aplicado al temblor:**

Una vez registradas, las señales del movimiento requieren un procesamiento especializado para separar el movimiento voluntario del involuntario; Usando transformadas como FFT o PSD para identificar la frecuencia dominante, amplitud y energía del temblor. Esto es fundamental para diferenciar entre temblores parkinsonianos (4–6 Hz), esenciales (4–12 Hz) o temblores de intención [Paredes-Acuna et al., 2024].

Estudios recientes han demostrado que la combinación de sensores y algoritmos permite construir diferentes equipos biomecánicos y biomédicos capaces de medir y, en algunos casos, modificar el comportamiento del temblor. Estas tecnologías permiten obtener datos objetivos en entornos cotidianos y ofrecen una alternativa complementaria a la evaluación clínica tradicional [Kim et al., 2020][Mohammadi et al., 2025].

La revisión teórica presentada en esta sección permite comprender que el temblor, independientemente de su origen, constituye la manifestación final de una alteración en la dinámica del movimiento humano, que involucra tanto mecanismos neurofisiológicos centrales como moduladores periféricos y biomecánicos. La integración de conceptos fundamentales, tipos de temblor, mecanismos de red, modelos explicativos y fundamentos clínicos permite establecer una base sólida para interpretar su comportamiento.

La incorporación de fundamentos tecnológicos y metodológicos evidencia que la medición objetiva del temblor requiere herramientas capaces de capturar los parámetros cuantitativos que definen la oscilación involuntaria, tales como frecuencia, amplitud, regularidad y variabilidad temporal. El uso de sensores inerciales, piezoeléctricos u otros dispositivos instrumentados, junto con técnicas de procesamiento de señales y criterios clínicos estructurados, permite superar las limitaciones de la observación subjetiva y avanzar hacia una caracterización más precisa y replicable del fenómeno. Esta combinación de enfoques clínicos y tecnológicos refleja la evolución actual del estudio del movimiento humano y resalta la importancia de metodologías híbridas en el análisis de trastornos motores.

2.2.5. Variables

En esta investigación se incorpora una variable principal que permite evaluar si el prototipo desarrollado realmente cumple con su propósito: ayudar a reducir los efectos del temblor durante la alimentación. Debido a que el dispositivo integra sensores capaces de medir parámetros del movimiento, resulta esencial definir qué se entiende por “compensación del temblor” y cómo se medirá de forma objetiva. Esta variable se construye a partir de lo expuesto tanto en el Capítulo 1, donde se plantea el problema, como en el Capítulo 2, donde se describen los fundamentos biomecánicos y tecnológicos del temblor.

2.2.6. Definición Conceptual de la Variable

- Variable principal: Compensación del temblor durante la alimentación

La compensación del temblor, desde un punto de vista conceptual, se refiere a la

capacidad que tiene un dispositivo para disminuir el impacto de los movimientos involuntarios que afectan a personas con temblor esencial o Parkinson. Estos temblores se caracterizan por ser rítmicos, repetitivos y, en muchos casos, suficientemente intensos como para dificultar tareas tan cotidianas como llevar comida a la boca.

Los estudios indican que el temblor puede describirse a través de características medibles como su frecuencia, amplitud y variabilidad, las cuales permiten entender qué tan severo es y cómo afecta el movimiento de la mano [Paredes-Acuna et al., 2024]

Esta variable puede entenderse como: *La capacidad del prototipo de cuchara adaptativa para disminuir la intensidad del temblor del usuario mientras realiza la acción de alimentarse, especialmente en los parámetros que describen el movimiento involuntario.*

2.2.7. Definición Operacional de la Variable

Para medir la variable de forma práctica, se utilizarán los datos obtenidos por la Unidad de Medición Inercial (IMU) incorporada en el prototipo. Este sensor permite registrar aceleración, velocidad angular y orientación del utensilio en tiempo real, lo cual es fundamental para analizar cómo cambia el temblor al interactuar con la cuchara [Nascimento et al., 2020]. La variable se operacionaliza comparando el movimiento involuntario antes y después de activar la asistencia del dispositivo.

Indicadores operacionales

- Frecuencia del temblor: Se calcula mediante técnicas como la Transformada Rápida de Fourier, que permiten identificar la frecuencia dominante del movimiento oscilatorio [Paredes-Acuna et al., 2024].
- Amplitud del temblor: Representa qué tan grande es la oscilación, medida a través de la información del acelerómetro o del giroscopio. Este indicador se utiliza ampliamente en dispositivos orientados a medir o reducir el temblor [Kim et al., 2020] [Mohammadi et al., 2025].

- Reducción porcentual del temblor: Permite observar de forma clara cuánto disminuye el temblor comparando los valores iniciales y finales [Talaie and Kargar, 2023b].
- Estabilidad del utensilio durante la alimentación: Evalúa qué tan estable se mantiene la cuchara durante la tarea, considerando la variación del movimiento voluntario y la presencia de vibraciones residuales [Nguyen and Luu, 2021].

Estos indicadores permiten validar el objetivo específico que busca medir la efectividad del prototipo basándose en información objetiva obtenida por los sensores.

2.2.8. Mapa de Variable

Objetivo específico	Variable	Dimensiones	Indicadores	Instrumentos / Técnicas
Validar la efectividad del prototipo mediante los datos registrados por la IMU durante la alimentación.	Compensación del temblor durante la alimentación	1. Dinámica biomecánica del temblor	– Frecuencia (Hz) – Amplitud (m/s ² o °/s)	IMU + análisis FFT/PSD
		2. Estabilidad del movimiento funcional	– Variabilidad del movimiento voluntario – Estabilidad del utensilio durante la tarea	IMU + observación funcional
		3. Efecto compensatorio del dispositivo	– Reducción porcentual del temblor – Diferencia funcional entre realizar la tarea con y sin el dispositivo	IMU + prueba funcional

CAPÍTULO 3: Marco Metodológico

3.1. Tipo y Diseño de la Investigación

Una investigación cuantitativa es un enfoque metodológico que busca comprender un fenómeno a partir de la medición precisa de variables y del análisis de datos numéricos obtenidos de manera sistemática. A través del uso de procedimientos estadísticos, este tipo de investigación permite describir, analizar y explicar la realidad de forma objetiva, con el propósito de generar conocimiento verificable y sustentado en evidencias. De esta manera, se pueden identificar relaciones entre variables, comprobar hipótesis y obtener resultados que puedan reproducirse y aplicarse en contextos similares[Rojas et al., 2022].

Este enfoque se desarrolla mediante un proceso ordenado y bien definido, en el que el problema de estudio se plantea con claridad desde el inicio y las variables se establecen previamente. Los datos se recogen utilizando instrumentos estandarizados que garantizan uniformidad en la medición, y posteriormente se analizan mediante técnicas estadísticas que minimizan la influencia de la subjetividad del investigador. Desde esta perspectiva, la investigación cuantitativa se apoya en una lógica deductiva y en el paradigma positivista, el cual considera que la realidad puede ser observada, medida y explicada a través de regularidades, aportando así resultados confiables y válidos para el desarrollo del conocimiento científico[Rojas et al., 2022].

Por otro lado, Una investigación aplicada se centra en emplear el conocimiento científico para dar respuesta a problemas específicos de la realidad, con el fin de proponer soluciones prácticas y funcionales. A diferencia de otros enfoques orientados principalmente a la generación teórica, este tipo de investigación busca que los resultados obtenidos tengan una utilidad directa, ya sea en el diseño, mejora o evaluación de productos, procesos, métodos o tecnologías que respondan a una necesidad concreta[Castro Maldonado et al., 2023].

Este enfoque parte de la identificación clara de un problema y se desarrolla de forma ordenada y sistemática, combinando fundamentos teóricos con procedimientos prácticos. A través del análisis de datos y la evaluación de resultados, la investigación aplicada permite comprobar la efectividad de una propuesta y determinar su viabilidad en un contexto real. De esta manera, el conocimiento generado no se queda en el plano conceptual, sino que se transforma en herramientas o soluciones que contribuyen de manera tangible a la mejora de situaciones reales en distintos ámbitos del quehacer científico y tecnológico [Castro Maldonado et al., 2023].

3.1.1. Tipo de Investigación

La investigación se desarrolla dentro del enfoque cuantitativo, ya que el análisis del temblor se fundamenta en datos numéricos capturados por los sensores integrados. El temblor, como se explicó extensamente en el Capítulo 2, puede describirse mediante parámetros medibles como la frecuencia dominante, la amplitud de la oscilación y la variabilidad temporal del movimiento. Estos parámetros no dependen de interpretaciones subjetivas, sino de registros objetivos que pueden procesarse con técnicas matemáticas y computacionales.

Elegir este enfoque permite estudiar el comportamiento del temblor desde una perspectiva precisa y reproducible, lo que resulta indispensable para validar el funcionamiento de un dispositivo biomédico.

Además, la investigación se clasifica como aplicada, porque no se limita a estudiar el fenómeno del temblor desde un plano teórico, sino que busca crear y comprobar una solución tecnológica real. El objetivo central es desarrollar un prototipo funcional capaz de mejorar la estabilidad del movimiento durante la alimentación, una actividad cotidiana que se ve ampliamente afectada en personas con Temblor Esencial, Parkinson y otros problemas neurológicos relacionados a los temblores. Este tipo de investigación intenta transformar conocimiento científico en un producto con utilidad directa en la vida diaria. Es decir, se

orienta a resolver un problema concreto que impacta directamente en la autonomía y calidad de vida de los usuarios.

Esta característica diferencia al estudio de las investigaciones básicas, que se centran en comprender los fenómenos, pero no necesariamente en usarlos para ofrecer un producto o herramienta concreta.

Por otra parte, el estudio posee un carácter descriptivo, dado que se pretende observar y detallar cómo varían los patrones de movimiento del temblor cuando se utiliza el prototipo. No se busca alterar las condiciones clínicas del usuario ni modificar la naturaleza del temblor, sino analizarlo tal como ocurre y describir sus características cuando el sistema de estabilización se encuentra activo o inactivo. Este tipo de estudio es especialmente útil cuando el propósito consiste en comprender mejor la dinámica del fenómeno y comparar comportamientos entre condiciones diferentes. En este caso, la comparación entre “sin asistencia” y “con asistencia” constituye una descripción clave para interpretar la efectividad del dispositivo.

En cuanto al diseño de investigación, este estudio se enmarca dentro de un diseño no experimental, ya que no se manipulan variables independientes de manera controlada ni se organizan grupos con asignación aleatoria. No se interviene de forma directa en el estado clínico del usuario, ni se administran tratamientos, ni se altera la condición neurológica del temblor. Por el contrario, se permite que el fenómeno ocurra de manera natural y lo que se hace es medirlo y analizarlo.

Esta decisión metodológica es coherente con la naturaleza del proyecto, que se encuentra más cercano al desarrollo tecnológico y al análisis de ingeniería biomédica que a un ensayo clínico. Además, responde a limitaciones éticas y prácticas propias de trabajar con poblaciones vulnerables.

De igual forma, la investigación adopta un diseño transversal, porque los datos se recolectan en un solo momento y en un periodo relativamente corto. En lugar de seguir a los usuarios durante semanas o meses, se capturan mediciones específicas antes y después de activar la asistencia del prototipo. Con esta estructura, se pueden observar diferencias inmediatas en el comportamiento del temblor sin necesidad de un análisis longitudinal. Esto es especialmente adecuado en estudios de prototipos, donde lo que se busca inicialmente es determinar si el sistema responde como se espera bajo condiciones controladas de prueba.

3.1.2. Diseño de la Investigación

El estudio se desarrolla como un diseño de campo, debido a que las mediciones no se realizan dentro de un laboratorio completamente controlado, sino en un entorno que intenta reproducir la forma en que la cuchara sería utilizada en la vida real. El objetivo es observar cómo se comporta el prototipo durante movimientos similares a los que haría una persona al alimentarse. Este tipo de diseño permite evaluar aspectos como comodidad, estabilidad, respuesta dinámica y capacidad del dispositivo para adaptarse al movimiento natural del usuario. A diferencia de los ensayos puramente de laboratorio, un diseño de campo otorga una perspectiva más cercana al uso cotidiano del dispositivo, lo cual es especialmente valioso para una tecnología portátil centrada en tareas domésticas.

En conjunto, el enfoque cuantitativo, el carácter aplicado, la descripción detallada del fenómeno, y los diseños no experimental, transversal y de campo, conforman una estrategia metodológica coherente y sólida. Esta combinación permite evaluar de forma clara, ética y realista la efectividad del prototipo de cuchara adaptativa, garantizando que los resultados obtenidos reflejen no solo el funcionamiento técnico del dispositivo, sino también su posible utilidad práctica en el día a día de quienes viven con temblores patológicos.

3.2. Población y Muestra

En esta investigación, la población y la muestra no se definen a partir de personas, sino a partir del fenómeno motor que el prototipo está diseñado para analizar y compensar: el temblor patológico. Debido a que el proyecto se encuentra en una fase inicial de validación tecnológica, se prioriza una aproximación segura, controlada y plenamente coherente con el enfoque cuantitativo establecido en el Punto 1. Esto implica trabajar directamente con patrones de movimiento y con señales que representen de manera fiel las oscilaciones involuntarias propias del temblor.

3.2.1. Población

La población de este estudio se concibe como el conjunto de movimientos oscilatorios característicos de los distintos tipos de temblor patológico, definidos principalmente por su frecuencia, amplitud y comportamiento repetitivo. Esta forma de caracterizar la población permite analizar el fenómeno del temblor desde un punto de vista biomecánico, dejando de lado las variables humanas que, aunque relevantes, no son necesarias en esta etapa del desarrollo del prototipo.

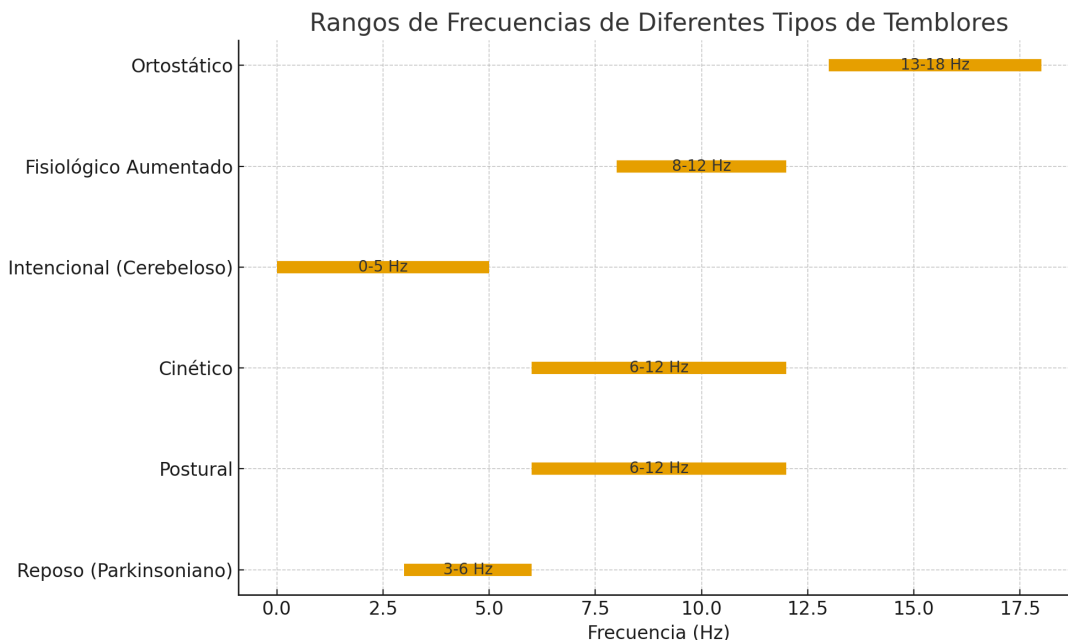


Figura 3.1: Gráfica 2
[Lenka and Jankovic, 2021b]

Desde esta perspectiva, la población está compuesta por patrones de temblor que se distribuyen en diferentes rangos de frecuencia, los cuales representan situaciones reales que enfrentan las personas con temblor. Como se aprecia en 3.2 , estos rangos abarcan:

- Oscilaciones lentas, inferiores a 5 Hz, típicas de temblores intencionales o cerebelosos [Lenka and Jankovic, 2021b].
- Oscilaciones medias, entre 6 y 12 Hz, donde se encuentran la mayoría de los temblores que afectan la alimentación, como el temblor esencial y el postural [Lenka and Jankovic, 2021b].
- Oscilaciones rápidas, entre 13 y 18 Hz, que representan escenarios de alta frecuencia como el temblor ortostático [Lenka and Jankovic, 2021b].

Estas frecuencias describen de forma clara las condiciones motoras que interfieren con la estabilidad del miembro superior y que constituyen la base para evaluar el desempeño de la cuchara adaptativa.

Definir la población de esta manera ofrece varias ventajas:

1. Permite representar el fenómeno del temblor sin intervención peligrosa a pacientes, lo cual es éticamente responsable y adecuado para la fase experimental del prototipo.
2. Facilita la repetición y el control de las pruebas, ya que los movimientos pueden reproducirse de manera consistente según el rango de frecuencia deseado.
3. Se alinea con la naturaleza cuantitativa del estudio, donde la frecuencia y la amplitud del movimiento pueden analizarse objetivamente mediante técnicas de procesamiento de señales.
4. Proporciona una base sólida para validar el funcionamiento inicial del dispositivo, antes de avanzar a implementaciones clínicas.

En síntesis, la población de este estudio está conformada por los distintos patrones de temblor que pueden clasificarse dentro de los rangos de frecuencia representados en la 3.2, entendidos como fenómenos medibles y comparables.

3.2.2. Muestra

La muestra corresponde al conjunto de registros de movimiento obtenidos durante las pruebas experimentales del prototipo, tanto en la condición sin asistencia como con la asistencia activada [Pesenti et al., 2023]. Cada registro constituye una unidad de análisis y contiene información captada por la IMU sobre:

- Aceleración
- Velocidad angular
- Variaciones temporales de la oscilación
- Comportamiento del movimiento bajo diferentes frecuencias.

Estos registros pueden generarse mediante: movimientos manuales controlados, realizados por una persona sana que reproduce oscilaciones dentro de los rangos de la población

definida, simulaciones mecánicas, que imitan de forma precisa las frecuencias del temblor o una combinación de ambos, siempre asegurando reproducibilidad y control.

Un muestreo no probabilístico de tipo intencional o por criterio es una forma de selección de la muestra en la que los elementos no se eligen al azar, sino de manera deliberada, con base en características específicas previamente establecidas por el investigador. En este tipo de muestreo, la inclusión de cada unidad de análisis responde a su pertinencia y relevancia para los objetivos del estudio, más que a la probabilidad estadística de ser seleccionada[Josefina et al., 2022].

Este enfoque se utiliza cuando se requiere trabajar con casos, datos o registros que cumplan condiciones concretas, permitiendo un mayor control sobre las variables de interés. El muestreo intencional resulta especialmente apropiado en investigaciones aplicadas, estudios exploratorios y procesos de validación tecnológica, donde el propósito principal es analizar un fenómeno bajo condiciones definidas, evaluar el desempeño de un sistema o comprender el comportamiento de un proceso específico, más que realizar inferencias estadísticas a una población amplia[Josefina et al., 2022].

Por lo tanto, podemos entender que el muestreo utilizado en esta investigación es de tipo no probabilístico, específicamente un muestreo intencional o por criterio. La selección de la muestra no se realiza de manera aleatoria, sino que se basa en criterios previamente definidos, relacionados con los rangos de frecuencia y las características del movimiento oscilatorio del temblor que se desean analizar.

Los registros de movimiento incluidos en la muestra corresponden a señales captadas por la IMU durante pruebas controladas, tanto en la condición sin asistencia como con la asistencia del prototipo activada. Este tipo de muestreo resulta adecuado para estudios aplicados y de validación tecnológica, ya que permite trabajar con datos específicos y relevantes para evaluar el desempeño del dispositivo, garantizando control, reproducibilidad y coherencia

con los objetivos de la investigación.

3.3. Instrumento de Recolección de Datos

Para evaluar el desempeño del prototipo desarrollado en esta investigación, es necesario contar con un instrumento capaz de registrar de forma precisa el comportamiento del movimiento, tanto en presencia como en ausencia de temblor simulado. Con este propósito, el dispositivo integra una Unidad de Medición Inercial (IMU), la cual constituye el instrumento principal de recolección de datos del estudio.

La IMU es un sensor ampliamente utilizado en ingeniería biomédica, robótica y análisis de movimiento, debido a su capacidad para capturar información dinámica del entorno y del cuerpo humano[De Fazio et al., 2025]. En esta investigación, su función es fundamental: permite traducir el fenómeno del temblor —que es esencialmente un movimiento oscilatorio— en datos numéricos que pueden analizarse de manera objetiva. La IMU utilizada está compuesta por tres sensores integrados:

1. **Acelerómetro:** Registra la aceleración lineal en los tres ejes (X, Y y Z). Este componente permite identificar cambios rápidos en el movimiento, medir la intensidad de la oscilación y estimar la amplitud del temblor.
2. **Giroscopio:** Mide la velocidad angular en los tres ejes. Es especialmente útil para detectar movimientos repetitivos o rotacionales, y para identificar patrones rítmicos característicos del temblor.

3.3.1. Variables captadas por el Instrumento

- **Aceleración tridimensional:** útil para identificar picos de movimiento involuntario.
- **Velocidad angular:** esencial para detectar patrones rítmicos repetitivos.
- **Frecuencia del temblor:** obtenida a través de técnicas matemáticas como la Transfor-

mada Rápida de Fourier (FFT), que permite identificar la frecuencia dominante del movimiento.

- Amplitud del temblor: medida a partir de variaciones en la aceleración o velocidad angular.
- Estabilidad del utensilio: evaluada mediante el análisis de la variabilidad del movimiento antes y después de activar la compensación.

Estas variables permiten comparar de forma cuantitativa el estado del prototipo en dos condiciones claramente diferenciadas: cuando no interviene sobre el movimiento, y cuando actúa para compensar la oscilación.

3.3.2. Función del Instrumento dentro del proceso de evaluación

La IMU cumple un papel central en la investigación, ya que:

- Registra el movimiento en tiempo real, permitiendo obtener datos continuos mientras se reproduce el temblor.
- Permite cuantificar la eficacia del prototipo, comparando variaciones de amplitud y frecuencia del movimiento.
- Asegura objetividad, ya que los datos registrados no dependen de apreciaciones visuales ni de subjetividad del evaluador[Kim et al., 2020].
- Facilita la interpretación del fenómeno, permitiendo ver, a través de gráficos y análisis, cómo cambia el movimiento después de activar el sistema de compensación[Paredes-Acuna et al., 20

La IMU es el puente entre el fenómeno físico (el temblor) y el análisis cuantitativo que permite evaluar la efectividad del dispositivo.

3.3.3. Validez del Instrumento

La validez del instrumento radica en que la IMU utilizada es capaz de capturar con precisión el tipo de movimiento que se desea estudiar. El temblor patológico no es un fenómeno sencillo: puede variar en dirección, intensidad y rapidez, y por ello es fundamental contar con un sensor que realmente pueda seguir estas oscilaciones sin perder información. La IMU resulta especialmente adecuada para este propósito porque registra tanto la aceleración como la velocidad angular en los tres ejes, permitiendo obtener una imagen completa del movimiento. Esta capacidad es esencial cuando el objetivo es analizar cómo cambia el temblor bajo diferentes condiciones.

Además, la IMU ha sido ampliamente utilizada en investigaciones biomédicas y en estudios de análisis de movimiento, lo que respalda su pertinencia dentro de esta investigación [Paredes-Acuna et al., 2024][Nascimento et al., 2020]. Su frecuencia de muestreo es suficiente para capturar con claridad los rangos de temblor definidos en la población, lo cual garantiza que las señales recogidas representen fielmente el comportamiento real del fenómeno. El uso de este sensor permite asegurar que los datos recolectados no solo sean exactos, sino también útiles para interpretar con claridad si el prototipo logra atenuar las oscilaciones involuntarias. En este sentido, la validez del instrumento se apoya tanto en sus características técnicas como en su trayectoria dentro del campo científico.

3.3.4. Confiabilidad del Instrumento

La confiabilidad del instrumento se basa en su capacidad para ofrecer mediciones estables y consistentes a lo largo del tiempo. Para que los datos sean útiles, es fundamental que la IMU registre el movimiento de manera similar cada vez que se repita una prueba bajo condiciones equivalentes. Esto permitirá distinguir con claridad si los cambios observados se deben realmente a la asistencia del prototipo y no a fluctuaciones del sensor. Antes de cada sesión de medición, la IMU será calibrada cuidadosamente para asegurarse de

que parte de una referencia estable, reduciendo así la posibilidad de errores o lecturas desviadas[Talaei and Kargar, 2023a][Kim et al., 2020].

La repetibilidad de las pruebas y el control de las condiciones experimentales también contribuirán a la confiabilidad del instrumento. Al trabajar con simulaciones del temblor y con movimientos reproducidos de manera controlada, será posible verificar que la IMU responda siempre de la misma manera ante el mismo estímulo. Esto permitirá confiar en que las variaciones detectadas entre la condición sin asistencia y la condición asistida provienen realmente del funcionamiento del prototipo y no de inconsistencias del sensor. De esta forma, la IMU se convierte en un aliado confiable para evaluar el desempeño del dispositivo y para garantizar la solidez de los resultados obtenidos[Nguyen and Luu, 2021].

3.4. Procedimiento de la Investigación

El procedimiento se desarrolló de forma secuencial y estructurada, siguiendo una lógica metodológica que permite vincular de manera coherente el planteamiento del problema, el sustento teórico, el diseño del prototipo y el análisis de los resultados obtenidos.

En una primera instancia se llevó a cabo la identificación del problema, la cual se encuentra planteada en el Capítulo 1. En dicho capítulo se expone que los temblores asociados a enfermedades neurológicas, como el Temblor Esencial y la Enfermedad de Parkinson, afectan de manera significativa las habilidades motoras finas, comprometiendo la autonomía de las personas durante actividades cotidianas como la alimentación. Esta dificultad no solo impacta la calidad de vida del usuario, sino que también genera dependencia y limitaciones funcionales. Asimismo, se identifica la escasa disponibilidad de dispositivos de asistencia accesibles y adaptados al contexto local, lo que refuerza la necesidad de desarrollar una solución tecnológica funcional, portátil y viable desde el punto de vista técnico y económico.

Una vez delimitado el problema, se procedió a la revisión de la literatura científica y técnica,

la cual se desarrolla principalmente en el Capítulo 2. Esta etapa tuvo como objetivo establecer un marco teórico sólido que permitiera comprender el fenómeno del temblor desde una perspectiva neurofisiológica, biomecánica y tecnológica. Para ello, se analizaron artículos científicos recientes, estudios previos y antecedentes de investigación relacionados con la medición, caracterización y compensación del temblor mediante dispositivos instrumentados. La revisión incluyó investigaciones sobre ortesis pasivas, semi-activas y activas, el uso de sensores inerciales en ingeniería biomédica, y técnicas de procesamiento de señales aplicadas al análisis del movimiento. De manera complementaria, se consultaron libros de metodología de la investigación que sustentan el enfoque cuantitativo y el carácter aplicado del estudio, lo cual permitió definir de manera adecuada la estructura metodológica, el tipo de investigación, el diseño experimental y la forma en que serían analizados los datos. Esta revisión fue fundamental para justificar la selección de variables, el uso de una Unidad de Medición Inercial (IMU) como instrumento principal y el enfoque adoptado para la validación del prototipo.

Con base en el problema identificado y en los fundamentos teóricos revisados, se desarrolló el diseño de la propuesta tecnológica, la cual consiste en un prototipo de cuchara adaptativa instrumentada. En esta etapa se definió la arquitectura general del sistema, integrando una estructura mecánica fabricada mediante impresión 3D, un sistema electrónico basado en microcontroladores, una Unidad de Medición Inercial para la adquisición de datos del movimiento y un mecanismo de compensación orientado a reducir las oscilaciones involuntarias asociadas al temblor. El diseño del sistema se planteó de forma modular, permitiendo identificar claramente las funciones de adquisición de datos, procesamiento de señales, control y respuesta mecánica del utensilio. El funcionamiento global del prototipo se representa mediante un diagrama de bloques, el cual permite visualizar de manera clara la interacción entre los distintos componentes del sistema y facilita la comprensión del flujo de información desde la detección del movimiento hasta la acción compensatoria del dispositivo.

Posteriormente, una vez implementado el prototipo y realizada la recolección de datos experimentales, se procede al análisis y discusión de los resultados, los cuales se desarrollan en el Capítulo 4. En esta fase se procesan las señales captadas por la IMU mediante técnicas de análisis digital, tales como el filtrado de ruido y la Transformada Rápida de Fourier, con el fin de extraer parámetros cuantitativos relevantes como la frecuencia dominante del temblor, la amplitud de la oscilación y la estabilidad del movimiento. Estos parámetros permiten evaluar de manera objetiva el comportamiento del sistema bajo dos condiciones claramente definidas: sin asistencia y con la asistencia del prototipo activada. El análisis comparativo de ambas condiciones permite determinar si el sistema logra atenuar las oscilaciones involuntarias y mejorar la estabilidad del utensilio durante la tarea de alimentación, así como discutir los resultados obtenidos en relación con los modelos teóricos y estudios previos revisados.

Finalmente, los resultados del estudio se integran en el informe final de la investigación, organizado de manera progresiva para facilitar su comprensión. El Capítulo 1 presenta el planteamiento del problema, la justificación y los objetivos del estudio; el Capítulo 2 desarrolla el marco teórico y conceptual que sustenta la investigación; el Capítulo 3 describe el marco metodológico, incluyendo el diseño de la investigación, la población y muestra, los instrumentos y el procedimiento seguido; el Capítulo 4 expone el análisis y la discusión de los resultados obtenidos; y el Capítulo 5 recoge las conclusiones, recomendaciones y posibles líneas de trabajo futuro. Como síntesis del proceso metodológico y del funcionamiento del sistema propuesto, se incorpora el diagrama de bloques del prototipo, el cual resume de manera visual la relación entre las distintas etapas de la investigación y los componentes tecnológicos que conforman la cuchara adaptativa desarrollada.

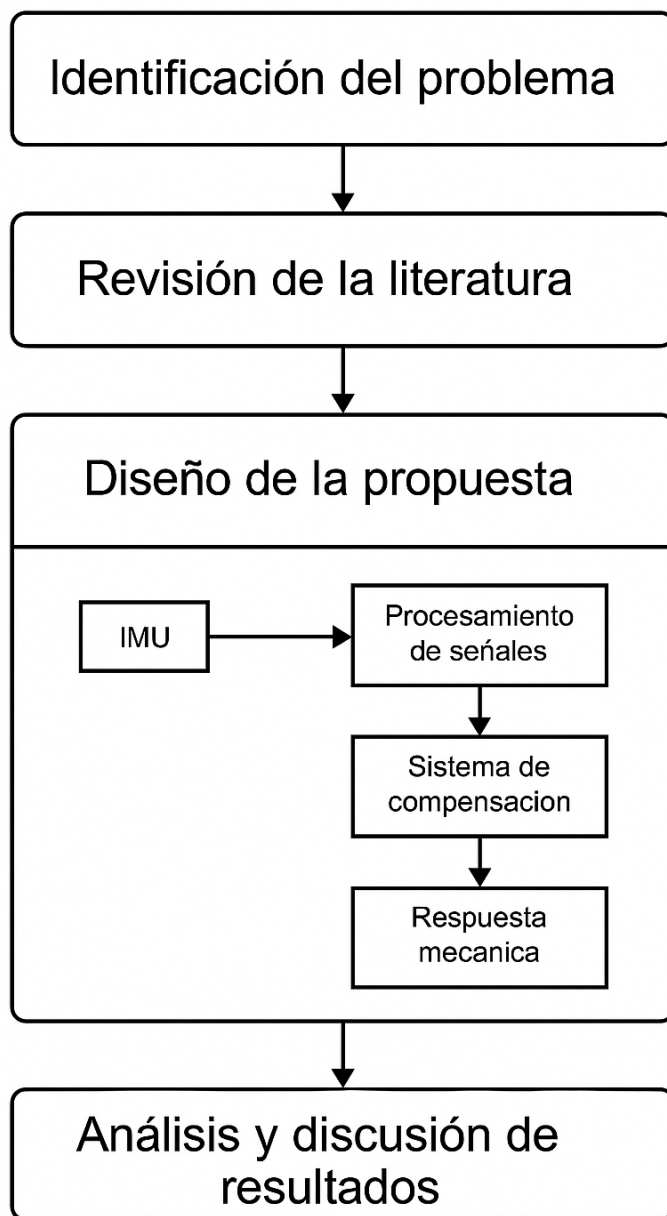


Figura 3.2: Diagrama de Bloques del Procedimiento

CAPÍTULO 4: ANÁLISIS DE RESULTADOS

4.1. Introducción

En este capítulo se presentan y analizan los resultados obtenidos durante la validación del prototipo de cuchara estabilizadora, diseñado para brindar apoyo a personas con temblores asociados a enfermedades neurológicas. En consonancia con el objetivo general de la investigación, el propósito central de este análisis es evaluar qué tan efectivo es el sistema para mejorar la estabilidad del movimiento durante la alimentación, a partir de mediciones objetivas registradas mediante la Unidad de Medición Inercial (IMU).

Es importante aclarar que, en esta etapa del estudio, no se realizaron pruebas con seres humanos. Para garantizar una evaluación segura, controlada y repetible, se desarrolló un sistema de ensayo capaz de generar movimientos que simulan patrones de temblor. Esta estrategia permitió observar el comportamiento del prototipo en condiciones definidas y comparar su respuesta ante escenarios equivalentes.

4.2. Sistema de simulación de movimiento para la adquisición de data

Para la adquisición de datos, se desarrolló un sistema de ensayo accionado por un motor DC, capaz de generar tanto un movimiento principal en el eje Y como pequeñas oscilaciones en el eje X, con el propósito de simular condiciones de temblor controladas. El sistema es controlado mediante una ESP32, lo que permite regular la velocidad del motor y ajustar la frecuencia del movimiento en el eje Y de forma precisa.

Adicionalmente, se integraron dos sensores MPU, encargados de registrar, por una parte, el movimiento inducido por el motor y, por otra, la estabilidad alcanzada por la cuchara durante la compensación. La configuración completa del montaje experimental, incluyendo el motor

DC, la ESP32 y ambos sensores MPU, se presenta en la Figura 4.1.

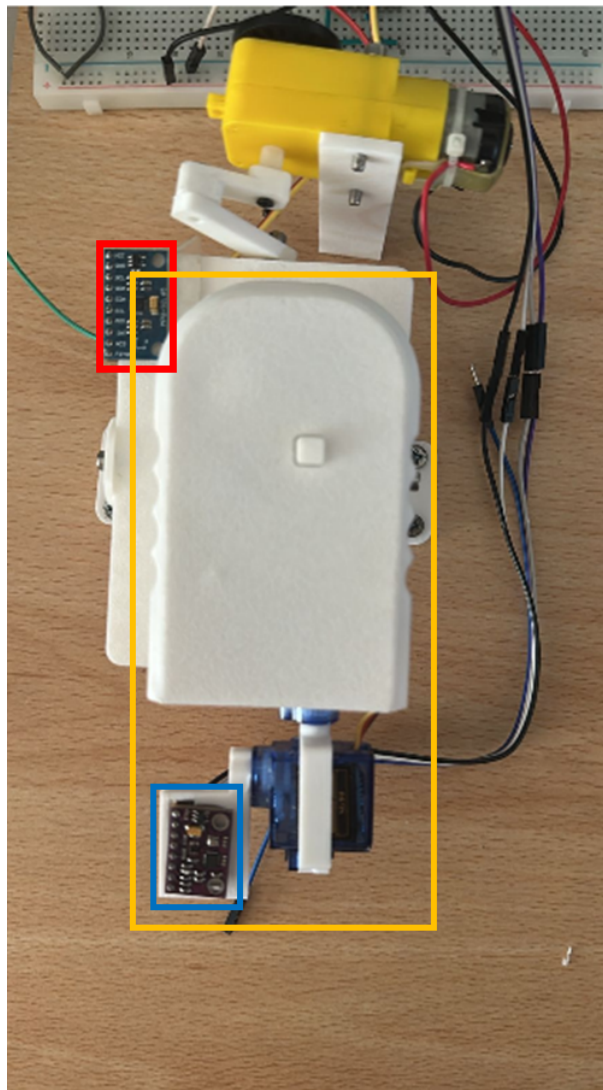


Figura 4.1: Sistema de toma de datos con el prototipo de cuchara. El recuadro rojo identifica el MPU1, encargado de registrar el movimiento generado por el motor; el recuadro azul identifica el MPU2, que registra el movimiento de la cuchara; y el recuadro amarillo señala el prototipo de cuchara.

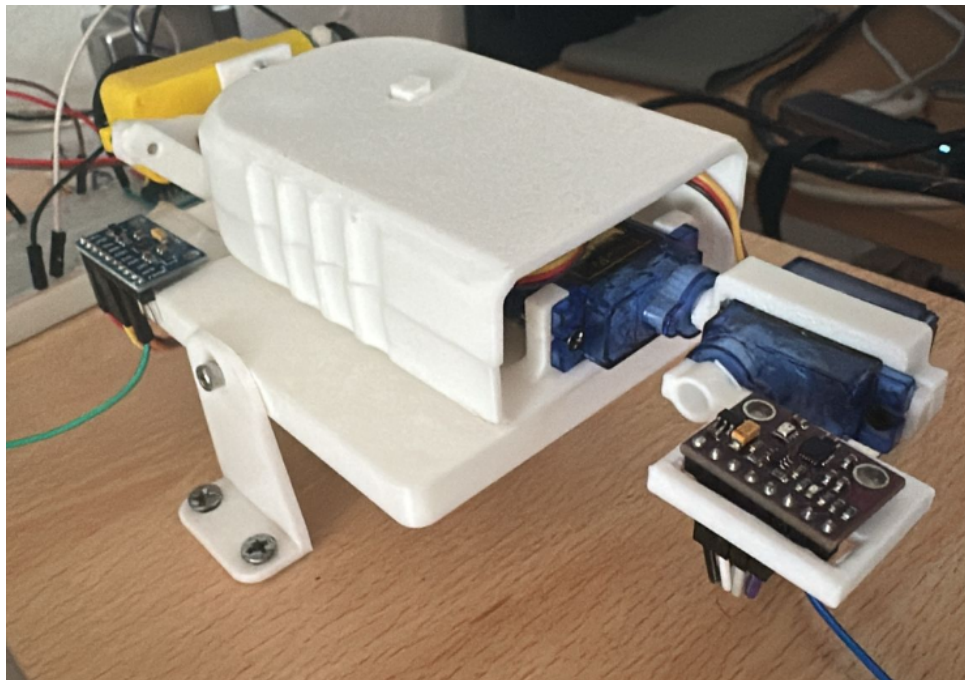


Figura 4.2: Vista lateral del sistema de adquisición de datos, donde se observan los sensores MPU, la estructura del sistema y el prototipo de cuchara.

Este sistema controla el motor para generar movimientos controlados. Para ello, utiliza una señal PWM enviada por la ESP32, junto con señales de dirección que permiten invertir el sentido de giro y, de esta manera, ajustar la frecuencia requerida en cada ensayo. Además, el sistema transmite los datos registrados por los sensores MPU para almacenarlos en un computador y analizarlos posteriormente. El proceso general de funcionamiento se presenta en el diagrama de flujo mostrado en la Figura 4.3.

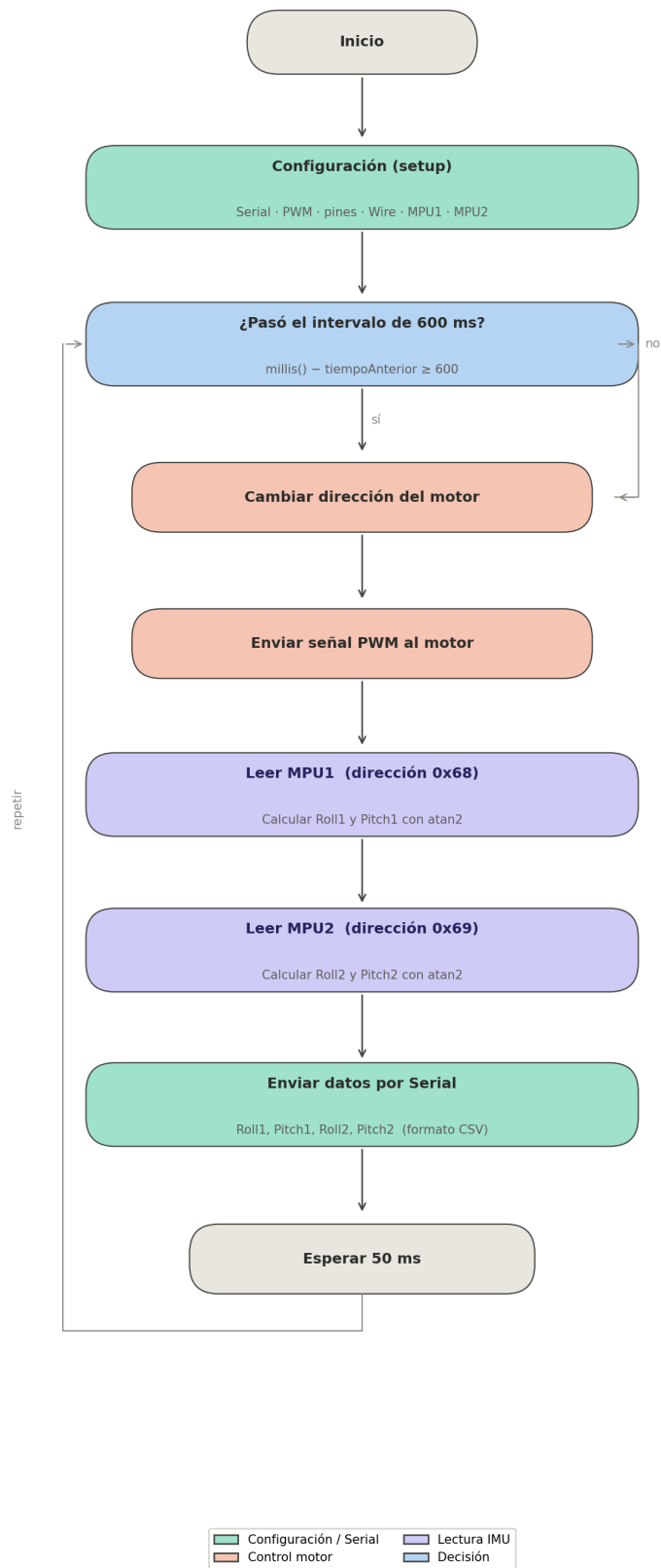


Figura 4.3: Diagrama de flujo del sistema para el control del movimiento y la recolección de datos.

Para el almacenamiento de datos se utilizó el lenguaje de programación Python, con apoyo de la librería PySerial. Esta herramienta permitió leer de forma continua la información enviada por la ESP32 a través del puerto serial y registrar los datos de manera ordenada en un archivo de Excel.

Los datos se estructuraron en las columnas `mpu_roll1` y `mpu_pitch1`, correspondientes al movimiento de la cuchara, y `m2_roll` y `m2_pitch`, asociadas al movimiento generado por el sistema. Esta organización facilitó su procesamiento y graficación en etapas posteriores. El flujo completo de este proceso se resume en la Figura 4.4.

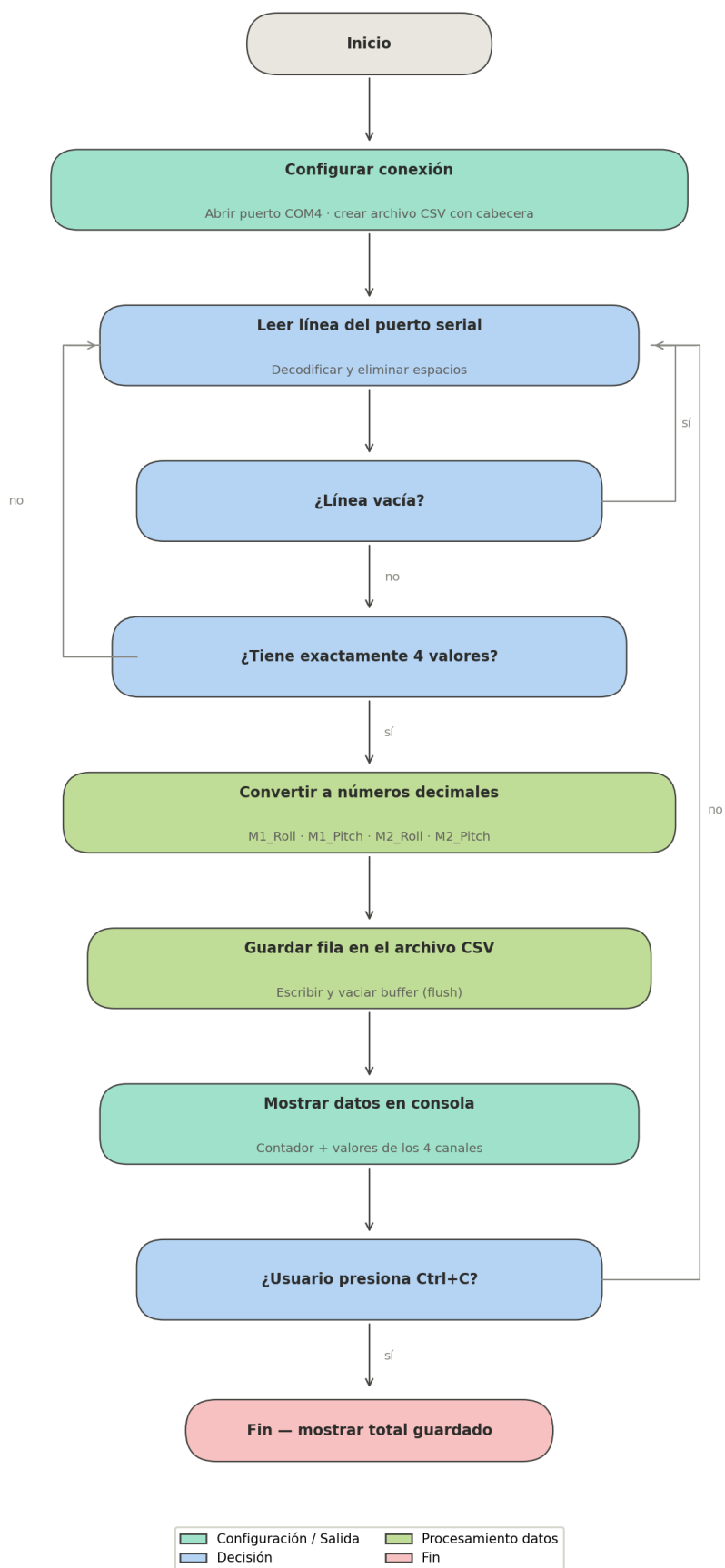


Figura 4.4: Diagrama de flujo del sistema para recopilar los datos en un archivo CSV

4.3. Análisis de resultados experimentales

Para evaluar el desempeño del sistema, se colocó el prototipo de cuchara en el banco de pruebas durante aproximadamente 20 minutos, mientras se realizaba la adquisición continua de datos. Esta etapa permitió observar de forma preliminar el comportamiento del prototipo en un entorno controlado y verificar su respuesta ante los movimientos simulados. Los datos obtenidos se almacenaron para su procesamiento y posterior graficación, como se muestra en la Figura 4.5.

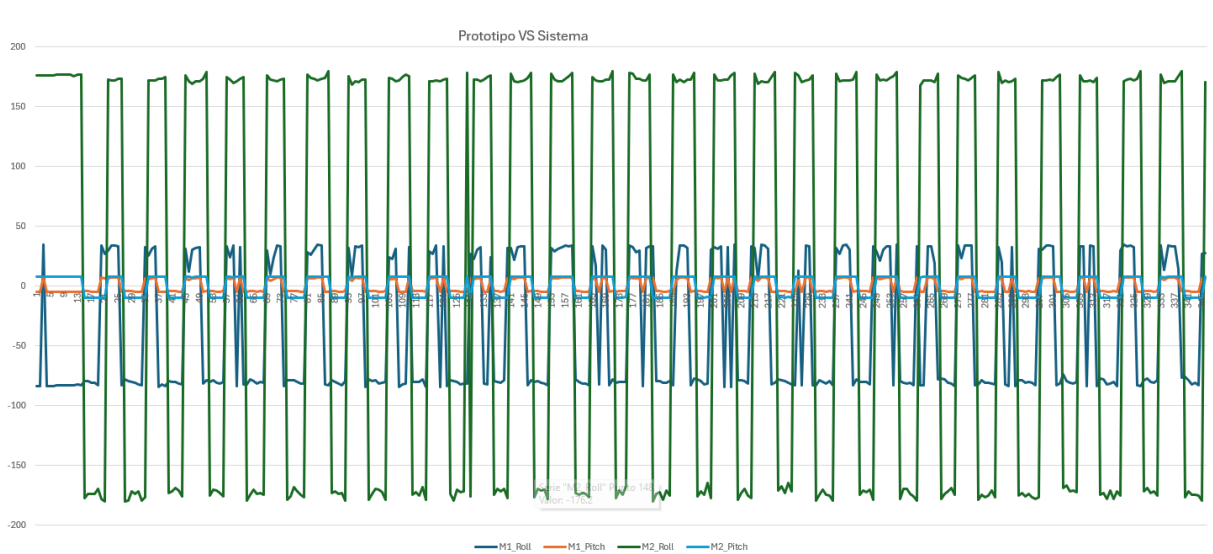


Figura 4.5: Gráfica de los datos obtenidos durante el ensayo. Las señales del prototipo de cuchara se muestran en color azul y naranja, mientras que las señales del sistema de simulación se presentan en color verde y azul celeste.

En la Figura 4.5 se observa de forma comparativa el comportamiento del sistema de simulación frente a la respuesta del prototipo de cuchara. Las señales del sistema (verde y azul celeste) presentan una amplitud amplia, con valores que en algunos intervalos alcanzan aproximadamente desde $+180^\circ$ hasta -180° . En contraste, las señales del prototipo (azul y naranja) muestran una variación menor; en el eje Y, la respuesta se concentra aproximadamente entre $+15^\circ$ y -90° , lo que evidencia una reducción del movimiento inducido. En las demás componentes no se aprecia una atenuación tan marcada, debido a que la vibración inicial es menor y al efecto del filtrado de Kalman aplicado durante el procesamiento

de los datos.

Con los valores ya almacenados, se puede cuantificar la reducción de vibración lograda por el prototipo de cuchara. Para ello, se aplicaron las siguientes fórmulas.

$$\text{Cancelación}(\%) = \left(1 - \frac{\text{RMS}_{M1}}{\text{RMS}_{M2}}\right) \times 100 \quad (4.1)$$

donde el RMS de cada señal se define como:

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (4.2)$$

siendo x_i los valores de la señal centrada (con la media sustraída) y N el número total de muestras.

Al aplicar estas fórmulas, se obtuvo una cancelación aproximada del 67 % en el sistema. Este resultado se estimó considerando una frecuencia de excitación cercana a 16 Hz, la cual puede presentar variaciones debido a las limitaciones y tolerancias mecánicas del motor. Para observar con mayor claridad esta reducción, se presenta la Figura 4.6, que corresponde a un acercamiento (zoom) de la gráfica. En esta vista se aprecia con mayor detalle la atenuación del movimiento y también un pequeño desfase entre las señales. Este comportamiento se asocia al tiempo de reacción del sistema, que presenta un retardo aproximado de 0.115 s.

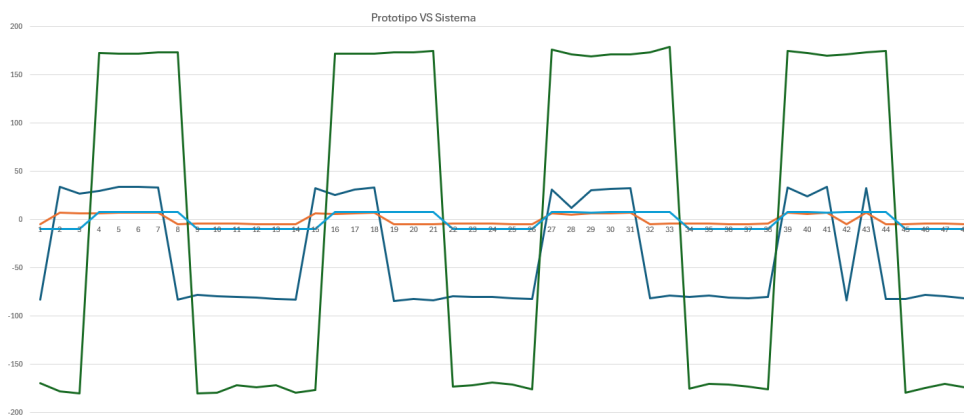


Figura 4.6: Vista ampliada de la señal para observar la reducción de vibración y el retardo temporal de respuesta del sistema.

4.4. Evaluación de autonomía y recarga de la batería

4.4.1. Eficiencia de la batería

Para evaluar la autonomía de la batería, y dado que no se contaba con una medición en tiempo real de su curva de descarga, se realizó un ensayo de funcionamiento continuo. El sistema se mantuvo operando bajo condiciones normales de trabajo hasta evidenciar una disminución en la eficiencia de compensación. Es importante destacar que el temporizador del ensayo se implementó dentro de la programación de la ESP32, la cual también se encarga del control general del sistema y de la adquisición de datos.

Como criterio operativo de descarga, se compararon las señales de los dos sensores MPU: el ubicado en la cuchara y el ubicado en el sistema de simulación. Mientras la cuchara mantiene capacidad de compensación, ambas señales presentan diferencias; cuando la batería se aproxima al agotamiento, las señales tienden a sincronizarse. Con base en este criterio y en el tiempo registrado por la ESP32, se observó que la sincronización ocurrió aproximadamente a los 45 minutos de operación continua. Por lo tanto, se estima que la autonomía efectiva del prototipo, en las condiciones del ensayo, es cercana a 45 minutos.

4.4.2. Eficiencia de carga de la batería

El prototipo incorpora un módulo de carga para baterías LiPo TP4056. Este módulo gestiona el proceso de carga y proporciona una corriente de carga de hasta 1 A, lo que favorece una operación estable del sistema durante su uso. Para evaluar la eficiencia de carga, se partió de una batería descargada y se conectó el prototipo a la alimentación, registrando el tiempo con un cronómetro hasta alcanzar el 100 % de carga, estado indicado por el LED azul del módulo. En el ensayo, el tiempo de carga observado fue de aproximadamente 30 minutos. Este resultado es coherente con la información técnica del módulo (datasheet), que reporta un tiempo de carga cercano a 26 minutos para baterías de 300 mAh, capacidad empleada en este prototipo.

4.5. Discusión y análisis crítico de los resultados

4.5.1. Impacto y relevancia clínica de los resultados

Los resultados obtenidos en esta fase in vitro muestran que el prototipo tiene potencial para mejorar la estabilidad del utensilio durante la alimentación. La cancelación aproximada del 67% y la reducción observada en la amplitud de la señal sugieren una disminución relevante del movimiento involuntario, lo que, en un escenario clínico futuro, podría traducirse en menos derrames, mayor independencia funcional y menor carga para cuidadores. Estos aspectos son consistentes con la evidencia que describe cómo el temblor afecta actividades básicas de alimentación y deteriora la calidad de vida de los pacientes [Pagnussat et al., 2025][Kyritsis et al., 2021][Okelberry et al., 2024].

No obstante, debido a que el estudio se desarrolló en un entorno controlado y sin participación de pacientes, los hallazgos deben interpretarse como evidencia preliminar de factibilidad tecnológica, y no como eficacia clínica definitiva.

4.5.2. Contribución al área de ingeniería biomédica

Este trabajo aporta al área de ingeniería biomédica en tres niveles. Primero, presenta un sistema instrumentado de bajo costo y arquitectura reproducible (ESP32, sensores MPU, motor DC y procesamiento digital) orientado a la compensación del temblor en tareas funcionales. Segundo, propone una metodología cuantitativa para validar prototipos asistivos mediante indicadores objetivos (RMS, porcentaje de cancelación, análisis de amplitud y frecuencia), reduciendo la dependencia de evaluaciones únicamente subjetivas. Tercero, integra adquisición de datos, control y análisis en una misma plataforma, lo cual facilita la trazabilidad experimental y el escalamiento futuro hacia estudios preclínicos y clínicos [Kim et al., 2020][Mohammadi et al., 2025][Nascimento et al., 2020].

4.5.3. Limitaciones y oportunidades futuras

La principal limitación del estudio es que se realizó en condiciones *in vitro* y con un sistema mecánico de simulación, por lo que no reproduce completamente la variabilidad neuromotora de pacientes reales. Asimismo, los resultados dependen de una configuración experimental específica (frecuencia de excitación, condiciones del motor y parámetros de filtrado), lo que restringe su generalización inmediata.

Como línea prioritaria de trabajo futuro, se requiere la aprobación del comité de bioética para realizar pruebas con personas, comenzando por protocolos piloto controlados y escalando posteriormente a evaluaciones clínicas en población con temblor esencial y enfermedad de Parkinson. También se recomienda incorporar métricas clínicas funcionales, evaluar comodidad y usabilidad en periodos prolongados, y optimizar el algoritmo de control para reducir aún más el desfase temporal identificado en la respuesta del sistema [Nguyen and Luu, 2021].

4.5.4. Comparación con estudios previos

Al comparar estos resultados con antecedentes reportados en la literatura, se observa una tendencia coherente: los sistemas activos instrumentados pueden reducir de forma significativa la oscilación involuntaria. Por ejemplo, Talaei et al. reportaron reducciones diferenciadas por eje (hasta 75 % en Z y entre 30 % y 35 % en X) mediante una estrategia de control más compleja y validación con datos de pacientes [Talaei and Kargar, 2023b]. En este estudio, aunque la validación fue *in vitro*, se alcanzó una cancelación global aproximada del 67 %, valor que respalda la viabilidad técnica del enfoque.

En relación con revisiones recientes sobre órtesis y dispositivos de supresión del temblor, los resultados también son consistentes con la necesidad de soluciones portátiles, objetivamente medibles y con menor carga mecánica para el usuario [Nguyen and Luu, 2021]. Además, frente a tecnologías comerciales como Liftware o Gyenno, esta propuesta aporta una alternativa local y potencialmente más accesible para contextos donde el acceso a dispositivos importados es limitado [Miocinovic et al., 2017][GYENNO, 2025].

CAPÍTULO 5: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1. Conclusiones

- A partir de la revisión teórica y metodológica, se consolidó una base técnica sólida sobre el temblor asociado a enfermedades neurodegenerativas y su impacto en actividades de alimentación. Esto permitió traducir el problema clínico en criterios claros de diseño biomédico y orientar el desarrollo del prototipo hacia una necesidad funcional real.
- Se puede concluir que la arquitectura electrónica y de programación implementada (ESP32, sensores MPU y control por PWM) fue adecuada para integrar, en una sola plataforma, el control del sistema, la adquisición de datos y su registro estructurado para análisis posterior.
- En la fase de diseño y fabricación, el prototipo construido mediante impresión 3D demostró una integración efectiva entre componentes mecánicos y electrónicos, alcanzando estabilidad operativa durante los ensayos. Esto evidencia que la propuesta es técnicamente reproducible y que puede evolucionar a versiones más robustas.
- Los resultados experimentales permiten afirmar que, en condiciones *in vitro*, el sistema logra atenuar el movimiento involuntario de forma relevante. La reducción aproximada del 67 % calculada con RMS respalda la efectividad del enfoque de compensación en el eje de mayor interés para la tarea de alimentación.
- De igual manera, se identificaron parámetros clave para la mejora del dispositivo: un retardo temporal cercano a 0.115 s, una autonomía aproximada de 45 minutos y un tiempo de recarga cercano a 30 minutos. Estos hallazgos aportan criterios objetivos para optimizar desempeño, control y eficiencia energética.

- En conjunto, la evidencia obtenida indica que el prototipo es una solución tecnológicamente factible y con potencial de impacto positivo en la calidad de vida, al favorecer mayor estabilidad del utensilio durante la alimentación. Sin embargo, para confirmar su alcance clínico, aún es necesario avanzar a pruebas con personas bajo aprobación del comité de bioética.

5.2. Recomendaciones

Como primera recomendación, resulta fundamental gestionar de manera prioritaria la aprobación del comité de bioética para avanzar hacia pruebas con participantes humanos. Si bien los resultados *in vitro* obtenidos en este trabajo son técnicamente alentadores, la validación clínica exige confirmar el desempeño del prototipo en condiciones reales de uso, con usuarios que presenten temblor esencial o enfermedad de Parkinson. Para ello, se sugiere diseñar un protocolo escalonado que inicie con estudios piloto de bajo riesgo, contemple criterios claros de inclusión y exclusión, y establezca procedimientos de consentimiento informado, monitoreo de seguridad y trazabilidad de los datos. Esta transición metodológica permitirá determinar con mayor precisión el impacto funcional del dispositivo sobre la autonomía durante la alimentación y su verdadera relevancia en términos de calidad de vida.

En segundo lugar, se recomienda profundizar en la optimización del sistema de control, especialmente en lo relacionado con el desfase temporal observado durante la compensación. Reducir el retardo de respuesta debe considerarse una prioridad técnica, ya que una actuación más rápida y estable puede incrementar significativamente la eficacia del dispositivo en escenarios dinámicos. En esta línea, conviene evaluar ajustes en la sintonización del controlador, mejoras en el procesamiento de señal, refinamiento del filtrado y optimización del lazo de realimentación entre sensores y actuadores. Asimismo, sería conveniente realizar ensayos con distintas frecuencias y amplitudes de entrada para caracterizar la robustez del sistema en un rango más amplio de condiciones, incluyendo perturbaciones no ideales que

simulen variabilidad del uso cotidiano.

Adicionalmente, se recomienda ampliar la evaluación del prototipo incorporando variables de usabilidad y aceptación por parte del usuario, más allá del rendimiento puramente instrumental. En etapas futuras, será importante valorar aspectos como la comodidad de agarre, el peso percibido, la fatiga en uso prolongado, la facilidad de limpieza y la practicidad durante actividades reales de alimentación. Del mismo modo, conviene continuar mejorando el subsistema energético para incrementar la autonomía operativa y reducir los tiempos de recarga, considerando estrategias de gestión de potencia, selección de baterías con mejor relación capacidad-peso y posibles mejoras de eficiencia en actuadores y electrónica de control. Esta visión integral fortalecerá la viabilidad del prototipo como solución asistiva utilizable fuera del entorno experimental.

Finalmente, se sugiere realizar una comparación sistemática del desempeño del prototipo con estudios previos y con dispositivos comerciales reportados en la literatura, utilizando métricas homogéneas de frecuencia, amplitud, cancelación porcentual y estabilidad funcional. Esta comparación permitirá posicionar de forma objetiva el aporte de la propuesta dentro del campo de la ingeniería biomédica aplicada al temblor, identificar brechas de mejora y orientar futuras decisiones de diseño con mayor respaldo técnico-científico. En paralelo, sería valioso documentar de forma estandarizada los resultados en diferentes iteraciones del prototipo para facilitar su reproducibilidad y su eventual transferencia hacia entornos clínicos o de innovación tecnológica local.

ANEXOS

Listing 6.1: Programa para generar el sistema *in vitro* de control de motor y guardado de datos desde la ESP32

```
1 #include <Wire.h>
2 #include <MPU9250_asukiaaa.h>
3
4 const int pinPWM      = 32;
5 const int pinIN1      = 33;
6 const int pinIN2      = 25;
7 const int frecuencia  = 5000;
8 const int resolucion  = 8;
9 int valor = 90;
10
11 unsigned long tiempoAnterior = 0;
12 const long intervalo = 600;
13 bool direccion = true;
14
15 MPU9250_asukiaaa mpu1(0x68); // ADO      GND
16 MPU9250_asukiaaa mpu2(0x69); // ADO      3.3V
17
18 void adelante() {
19     digitalWrite(pinIN1, HIGH);
20     digitalWrite(pinIN2, LOW);
21 }
22
23 void atras() {
24     digitalWrite(pinIN1, LOW);
25     digitalWrite(pinIN2, HIGH);
26 }
27
28 void setup() {
```

```
29 Serial.begin(115200);
30
31 pinMode(pinIN1, OUTPUT);
32 pinMode(pinIN2, OUTPUT);
33 ledcAttach(pinPWM, frecuencia, resolucion);
34 ledcWrite(pinPWM, valor);
35 adelante();
36
37 Wire.begin();
38
39 mpu1.setWire(&Wire);
40 mpu1.beginAccel();
41 mpu1.beginGyro();
42
43 mpu2.setWire(&Wire);
44 mpu2.beginAccel();
45 mpu2.beginGyro();
46
47 Serial.println("M1_Roll,M1_Pitch,M2_Roll,M2_Pitch");
48 }
49
50 void loop() {
51     //      Motor
52
53     unsigned long ahora = millis();
54     if (ahora - tiempoAnterior >= intervalo) {
55         tiempoAnterior = ahora;
56         direccion = !direccion;
57         if (direccion) adelante();
58         else      atras();
59     }
60     ledcWrite(pinPWM, valor);
```

```
60
61 //      MPU 1

62 float roll1 = 0, pitch1 = 0;
63 if (mpu1.accelUpdate() == 0) {
64     float ax = mpu1.accelX();
65     float ay = mpu1.accelY();
66     float az = mpu1.accelZ();
67     roll1 = atan2(ay, az) * 180.0 / PI;
68     pitch1 = atan2(-ax, sqrt(ay*ay + az*az)) * 180.0 / PI;
69 }
70
71 //      MPU 2

72 float roll2 = 0, pitch2 = 0;
73 if (mpu2.accelUpdate() == 0) {
74     float ax = mpu2.accelX();
75     float ay = mpu2.accelY();
76     float az = mpu2.accelZ();
77     roll2 = atan2(ay, az) * 180.0 / PI;
78     pitch2 = atan2(-ax, sqrt(ay*ay + az*az)) * 180.0 / PI;
79 }
80
81 //      Serial

82 Serial.print(roll1, 1); Serial.print(",");
83 Serial.print(pitch1, 1); Serial.print(",");
84 Serial.print(roll2, 1); Serial.print(",");
85 Serial.println(pitch2, 1);
86
```

```

87     delay(50);
88 }

```

Listing 6.2: Programa principal del prototipo de cuchara, donde se implementan el filtro de Kalman y el control PID para el accionamiento de los servomotores

```

1  #include <Wire.h>
2  #include <MPU9250_asukiaaa.h>
3  #include <Kalman.h>
4
5  // ===== SERVOS (ESP32) =====
6  #include <ESP32Servo.h>    // Instala "ESP32Servo" de Kevin Harrington /
    Madhephaestus
7
8  // Pines de los servos
9  const int SERVO_Y_PIN = 4; // motor 27 controla eje Y (roll -> kalmanY)
10 const int SERVO_X_PIN = 3; // motor 28 controla eje X (pitch -> kalmanX
    )
11
12 // Rango t pico de servo
13 const int SERVO_MIN_US = 500; // microsegundos m nimos (ajusta a tu
    servo si hace falta)
14 const int SERVO_MAX_US = 2500; // microsegundos m ximos
15 const int SERVO_CENTER = 90; // posici n central cuchara
    nivelada
16
17 // Ganancias PID (empieza con Kp y luego ajusta Ki/Kd si hace falta)
18 float Kp_x = 1.8f, Ki_x = 0.00f, Kd_x = 0.10f; // para eje X (pitch)
19 float Kp_y = 1.8f, Ki_y = 0.00f, Kd_y = 0.10f; // para eje Y (roll)
20
21 // L mites de salida del PID mapeados a grados de servo alrededor de 90
22 const float OUT_LIMIT_DEG = 30.0f; // 30 de correcci n m x. (
    evita movimientos bruscos)

```

```
23 const float DEADBAND_DEG = 0.5f; // zona muerta para evitar
    vibraciones
24
25 // Offset mecánico por si tu montaje no queda nivelado exactamente en
    90
26 float servoOffsetX = 0.0f; // grados a sumar al servo X
27 float servoOffsetY = 0.0f; // grados a sumar al servo Y
28
29 // Invierte el sentido si corrige al revés (true/false)
30 bool invertX = true; // eje X (pitch)
31 bool invertY = false; // eje Y (roll)
32
33 Servo servoX; // maneja eje X (pitch) -> pin 28
34 Servo servoY; // maneja eje Y (roll) -> pin 27
35
36 // ===== IMU / KALMAN =====
37 MPU9250_asukiaaa mpu;
38 Kalman kalmanX; // Filtro para eje X (pitch)
39 Kalman kalmanY; // Filtro para eje Y (roll)
40
41 // Offsets IMU (los tuyos)
42 float gyroXoffset = -1.585815;
43 float gyroYoffset = -0.078430;
44 float gyroZoffset = 0.821167;
45
46 float accelXoffset = 0.063181;
47 float accelYoffset = -0.055631;
48 float accelZoffset = -1.952761;
49
50 float magnetXoffset = 45.246094;
51 float magnetYoffset = 84.394531;
52 float magnetZoffset = 99.216797;
53
```

```
54 float pitch = 0.0f, roll = 0.0f, yaw = 0.0f;
55
56 unsigned long lastTime;
57
58 // ===== PID estado interno =====
59 float i_x = 0.0f, prevErrX = 0.0f;
60 float i_y = 0.0f, prevErrY = 0.0f;
61
62 // Anti-windup
63 const float I_LIMIT = 50.0f;
64
65 // Suavizado (derivada sobre la medicion)
66 float prevPitch = 0.0f, prevRoll = 0.0f;
67
68 // ===== UTILIDADES =====
69 static inline float clampf(float v, float lo, float hi) {
70     return (v < lo) ? lo : (v > hi) ? hi : v;
71 }
72
73 void setup() {
74     Serial.begin(115200);
75     Wire.begin();
76
77     // IMU
78     mpu.setWire(&Wire);
79     mpu.beginAccel();
80     mpu.beginGyro();
81     mpu.beginMag();
82
83     // Servos
84     // En ESP32, asigna canales PWM automaticamente
85     ESP32PWM::allocateTimer(0);
86     ESP32PWM::allocateTimer(1);
```

```
87   ESP32PWM::allocateTimer(2);
88   ESP32PWM::allocateTimer(3);
89
90   servoX.setPeriodHertz(50); // 50 Hz t pico de servos
91   servoY.setPeriodHertz(50);
92
93   servoX.attach(SERVO_X_PIN, SERVO_MIN_US, SERVO_MAX_US);
94   servoY.attach(SERVO_Y_PIN, SERVO_MIN_US, SERVO_MAX_US);
95
96   // Llevar a centro suave
97   servoX.write(SERVO_CENTER);
98   servoY.write(SERVO_CENTER);
99   delay(500);
100
101   lastTime = millis();
102   Serial.println("Estabilizaci n de cuchara con Kalman + PID (pitch/
        roll) y servos en 27(Y) / 28(X)");
103 }
104
105 void loop() {
106   // === Lectura IMU ===
107   mpu.accelUpdate();
108   mpu.gyroUpdate();
109   //mpu.magUpdate();
110
111   unsigned long now = millis();
112   float dt = (now - lastTime) / 1000.0f;
113   if (dt <= 0.0f) dt = 0.001f;
114   lastTime = now;
115
116   // Aceler metro con offset
117   float ax = mpu.accelX() - accelXoffset;
118   float ay = mpu.accelY() - accelYoffset;
```

```
119 float az = mpu.accelZ() - accelZoffset;
120
121 // Giroscopio con offset ( /s)
122 float gx = mpu.gyroX() - gyroXoffset;
123 float gy = mpu.gyroY() - gyroYoffset;
124 float gz = mpu.gyroZ() - gyroZoffset;
125
126 // ngulos a partir del acelerometro (grados)
127 float accelPitch = atan2(-ax, sqrtf(ay * ay + az * az)) * 180.0f / PI;
128 float accelRoll = atan2( ay, az) * 180.0f / PI;
129
130 // Fusión con Kalman (grados)
131 pitch = kalmanX.getAngle(accelPitch, gx, dt); // eje X
132 roll = kalmanY.getAngle(accelRoll, gy, dt); // eje Y
133
134 // Yaw (no usado para servos)
135 float magYaw = atan2(mpu.magY() - magnetYoffset, mpu.magX() -
    magnetXoffset) * 180.0f / PI;
136 yaw += gz * dt;
137
138 // === Control PID por eje ===
139 // Objetivo: mantener cuchara nivelada => setpoint = 0
140 float setX = 0.0f; // para pitch
141 float setY = 0.0f; // para roll
142
143 // Error (signo: salida positiva debe corregir inclinación)
144 float errX = setX - pitch; // pitch positivo -> necesitamos inclinar
    servo en sentido contrario
145 float errY = setY - roll;
146
147 // Deadband para evitar caza por ruido
148 if (fabsf(errX) < DEADBAND_DEG) errX = 0.0f;
149 if (fabsf(errY) < DEADBAND_DEG) errY = 0.0f;
```

```
150
151 // Integral con anti-windup
152 i_x += errX * dt;
153 i_y += errY * dt;
154 i_x = clampf(i_x, -I_LIMIT, I_LIMIT);
155 i_y = clampf(i_y, -I_LIMIT, I_LIMIT);
156
157 // Derivada sobre la medici n (suave y menos ruidosa)
158 float dX = -(pitch - prevPitch) / dt;
159 float dY = -(roll - prevRoll ) / dt;
160 prevPitch = pitch;
161 prevRoll = roll;
162
163 // Salida PID (en grados de correcci n)
164 float uX = Kp_x * errX + Ki_x * i_x + Kd_x * dX; // eje X (pitch)
165 float uY = Kp_y * errY + Ki_y * i_y + Kd_y * dY; // eje Y (roll)
166
167 // Limitar correcci n
168 uX = clampf(uX, -OUT_LIMIT_DEG, OUT_LIMIT_DEG);
169 uY = clampf(uY, -OUT_LIMIT_DEG, OUT_LIMIT_DEG);
170
171 // Invertir si tu montaje responde al rev s
172 if (invertX) uX = -uX;
173 if (invertY) uY = -uY;
174
175 // Convertir a posici n de servo (centrado en 90 )
176 float cmdX = SERVO_CENTER + servoOffsetX + uX;
177 float cmdY = SERVO_CENTER + servoOffsetY + uY;
178
179 // Limitar a 0 180
180 cmdX = clampf(cmdX, 0.0f, 180.0f);
181 cmdY = clampf(cmdY, 0.0f, 180.0f);
182
```

```

183 // Enviar a servos (28 -> X/pitch, 27 -> Y/roll)
184 servoX.write((int)cmdX);
185 servoY.write((int)cmdY);
186
187 // Debug
188 Serial.print("Pitch:"); Serial.print(pitch, 2);
189 Serial.print("\tRoll:"); Serial.print(roll, 2);
190 Serial.print("\tYaw:"); Serial.print(yaw, 2);
191 Serial.print("\tuX:"); Serial.print(uX, 2);
192 Serial.print("\tuY:"); Serial.print(uY, 2);
193 Serial.print("\tcmdX:"); Serial.print(cmdX, 1);
194 Serial.print("\tcmdY:"); Serial.println(cmdY, 1);
195
196 delay(10); // ~100 Hz de lazo
197 }

```

Listing 6.3: Programa en Python utilizado para guardar los datos en un documento CSV

```

1 import serial
2 import csv
3 from datetime import datetime
4
5 PUERTO = "COM4"
6 BAUDRATE = 115200
7 ARCHIVO = f"mpu_datos_{datetime.now().strftime('%Y%m%d_%H%M%S')}.csv"
8
9 print(f"Leyendo {PUERTO} guardando en {ARCHIVO}")
10 print("Ctrl+C para detener\n")
11
12 with serial.Serial(PUERTO, BAUDRATE, timeout=1) as ser, \
13     open(ARCHIVO, "w", newline="") as f:
14
15     writer = csv.writer(f)

```

```
16     writer.writerow(["M1_Roll", "M1_Pitch", "M2_Roll", "M2_Pitch"])
17     guardados = 0
18
19     while True:
20         try:
21             linea = ser.readline().decode("utf-8", errors="ignore").
22                 strip()
23
24             if not linea:
25                 continue
26
27             partes = linea.split(",")
28             if len(partes) != 4:
29                 continue
30
31             m1_roll = float(partes[0])
32             m1_pitch = float(partes[1])
33             m2_roll = float(partes[2])
34             m2_pitch = float(partes[3])
35
36             writer.writerow([m1_roll, m1_pitch, m2_roll, m2_pitch])
37             f.flush()
38             guardados += 1
39             print(f"[{guardados}] M1_Roll: {m1_roll} Pitch: {m1_pitch}
40                 M2_Roll: {m2_roll} Pitch: {m2_pitch}")
41
42         except KeyboardInterrupt:
43             print(f"\nDetenido. {guardados} filas guardadas en {ARCHIVO}")
44             break
45         except ValueError:
46             continue
47         except Exception as e:
```

```
46     print(f"Error: {e}")
47     continue
```

Santiago, 7 de abril de 2026.

Señores:
Universidad Latina de Panamá
Facultad de Ingeniería

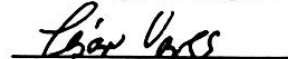
E. S. D.

Distinguidos señores:

Yo, **César Edgardo Vargas Arosemena**, panameño con cédula de identidad personal 2-147-70, profesor de Educación Media con Especialización en Español, certifico que la tesis presentada como Trabajo Final de Grado, para optar por el título de **Licenciatura en Ingeniería Biomédica e Instrumentación**; el cual lleva como tema principal **"Desarrollo de una cuchara adaptativa para el apoyo en enfermedades neurológicas"**; elaborada por la estudiante, Adriana Itchel Corro López con CIP 8-967 -1185, ha sido revisada y corregida en su redacción, estilo y ortografía exigidos por el idioma español; por lo tanto, cumple con todos los requisitos necesarios para su debida aprobación.

Sin otro particular, se agradece su atención.

César Edgardo Vargas A.



Firma del profesor
Cédula 2 -147-70
Registro de diploma N° 493103

REPÚBLICA DE PANAMÁ
TRIBUNAL ELECTORAL

Cesar Edgardo
Vargas Arosemena

2-147-70

23-AGO-2022

03-ABR-1973

COCLÉ, PENONOME

M

23-AGO-2037

23-AGO-2037



Escaneado con CamScanner

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE CHIRIQUÍ

LA FACULTAD DE

Ciencias de la Educación

EN VIRTUD DE LA POTESTAD QUE LE CONFIEREN LA LEY Y EL ESTATUTO
UNIVERSITARIO HACE CONSTAR QUE

César Edgardo Vargas A.

HA TERMINADO LOS ESTUDIOS Y CUMPLIDO CON LOS REQUISITOS
QUE LE HACEN ACREEDOR CON ALTOS HONORES AL TÍTULO DE

Profesor de Educación Media con Especialización en Español

Y EN CONSECUENCIA, SE LE CONCEDE TAL GRADO CON TODOS LOS DERECHOS, HONORES Y PRIVILEGIOS RESPECTIVOS. EN TESTIMONIO DE LO CUAL SE LE EXPIDE ESTE DIPLOMA, EN LA CIUDAD DE DAVID, REPÚBLICA DE PANAMÁ, A LOS

AGOSTO TREINTA DEL AÑO DOS MIL.

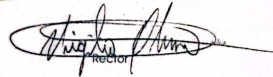
UNACHI


Secretaría General

Diploma 64161

Identificación Personal 2-147-70


Decano


Rector



ESCAÑUADO CON CAJUNU6E

REPUBLICA DE PANAMÁ
MINISTERIO DE EDUCACIÓN
Dirección Regional de Chiriquí
23 NOVIEMBRE de 2000
Gvadi
Nombre del Digno del Diplomado
CESAR EDGARDO VARGAS A.
3066 Registro No.
Oficial de Registro

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE CHIRIQUÍ

LA FACULTAD DE

Ciencias de la Educación

EN VIRTUD DE LA POTESTAD QUE LE CONFIEREN LA LEY Y EL ESTATUTO
UNIVERSITARIO HACE CONSTAR QUE

Cesar Edgardo Vargas A.

HA TERMINADO LOS ESTUDIOS Y CUMPLIDO CON LOS REQUISITOS
QUE LE HACEN ACREEDOR CON ALTOS HONORES AL TÍTULO DE

Profesor de Educación Media con Especialización en Español

Y EN CONSECUENCIA, SE LE CONCEDE TAL GRADO CON TODOS LOS DERECHOS, HONORES Y PRIVILEGIOS RESPECTIVOS. EN TESTIMONIO DE LO CUAL SE LE EXPIDE ESTE DIPLOMA, EN LA CIUDAD DE DAVID, REPÚBLICA DE PANAMÁ, A LOS

DÍAS DEL MES DE AGOSTO TREINTA DEL AÑO DOS MIL.



[Signature]
Secretaría General

Diploma 64161

Identificación Personal 2-147-70

[Signature]
Decano

[Signature]
Rector



SEDE CENTRAL

FORMULARIO DE ENTREGA DE PROYECTO FINAL DE GRADUACIÓN

Nota: Llenar este formulario a máquina de escribir. Entregar este formulario junto con el Proyecto Final de Graduación y los Paz y Salvo

Por este medio, notifico que el Proyecto

Titulado: **Desarrollo de una Cuchara Adaptativa para el Apoyo en Enfermedades Neurológicas**

Correspondiente al estudiante: **Adriana Itchel Corro López**

De la carrera **Licenciatura en Ingeniería Biomédica e Instrumentación**

Doy fe que he revisado y autorizado la entrega del Proyecto Final de Graduación (Documento Final), a Secretaría Académica, por reunir los requisitos y acatamientos exigidos por la Universidad Latina de Panamá y sugiere se le asigne la fecha para su defensa oral (sustentación).

Autorización del Director del Proyecto Final de Graduación:

Nombre Danilo Cáceres Hernández

Firma

Teléfono 6324-6613

Autorización del Profesor responsable del Curso Proyecto Final de Graduación:

Nombre: Alfredo Lescher

Firma de Autorización

Teléfono: 6126-3467

En caso de revisión de un Profesor de Español

Notifico que doy fe que el documento cumple satisfactoriamente con todos los requisitos formales de ortografía y de redacción exigidos por el idioma español.

Nombre: Cesar Edgardo Vargas Arosemana

Firma de Autorización

Firma del Estudiante

Fecha de Entrega 14/04/2026

Recibido por _____

Fecha _____

Bibliografía

- [Caja de Seguro Social (CSS), 2022] Caja de Seguro Social (CSS) (2022). Enfermedad de parkinson: algo más que temblores involuntarios – css noticias.
- [Castro Maldonado et al., 2023] Castro Maldonado, J. J., Gómez Macho, L. K., and Casmargo Casallas, E. (2023). La investigación aplicada y el desarrollo experimental en el fortalecimiento de las competencias de la sociedad del siglo xxi. *Tecnura*, 27(75):140–174.
- [De Fazio et al., 2025] De Fazio, R., Del-Valle-Soto, C., Mastronardi, V., De Vittorio, M., and Visconti, P. (2025). A smart glove to evaluate parkinson’s disease by flexible piezoelectric and inertial sensors. *Sensors International*, 6:100324.
- [Fujikawa et al., 2023] Fujikawa, J., Morigaki, R., Yamamoto, N., Nakanishi, H., Oda, T., Izumi, Y., and Takagi, Y. (2023). Diagnosis and treatment of tremor in parkinson’s disease using mechanical devices. *Life*, 13(1):78.
- [GYENNO, 2025] GYENNO (2025). Gyenno.
- [GyroGear, 2024] GyroGear (2024). Product – gyrogear™.
- [Josefina et al., 2022] Josefina, L., Estefanía, G., Carolina, A., Humberto, J., and Cantuñavalles, P. F. (2022). El muestreo intencional no probabilístico como herramienta de la investigación científica en carreras de ciencias de la salud. *Universidad y Sociedad*, 14(S5):681–691.
- [Kim et al., 2020] Kim, J., Wichmann, T., Inan, O. T., and Deweerth, S. P. (2020). A wearable system for attenuating essential tremor based on peripheral nerve stimulation. *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, 8:2000111.

- [Kosmowska and Wardas, 2021] Kosmowska, B. and Wardas, J. (2021). The pathophysiology and treatment of essential tremor: The role of adenosine and dopamine receptors in animal models. *Biomolecules*, 11(12):1813.
- [Kyritsis et al., 2021] Kyritsis, K., Fagerberg, P., Ioakimidis, I., Chaudhuri, K. R., Reichmann, H., Klingelhoefer, L., and Delopoulos, A. (2021). Assessment of real life eating difficulties in parkinson's disease patients by measuring plate to mouth movement elongation with inertial sensors. *Scientific Reports*, 11(1):1632.
- [Lenka and Jankovic, 2021a] Lenka, A. and Jankovic, J. (2021a). Tremor syndromes: An updated review. *Frontiers in Neurology*, Volume 12 - 2021.
- [Lenka and Jankovic, 2021b] Lenka, A. and Jankovic, J. (2021b). Tremor syndromes: An updated review. *Frontiers in Neurology*, 12:684835.
- [Lopez-de Ipina et al., 2021] Lopez-de Ipina, K., Solé-Casals, J., Sánchez-Méndez, J. I., Romero-Garcia, R., Fernandez, E., Requejo, C., Poologaindran, A., Faúndez-Zanuy, M., Martí-Massó, J. F., Bergareche, A., and Suckling, J. (2021). Analysis of fine motor skills in essential tremor: Combining neuroimaging and handwriting biomarkers for early management. *Frontiers in Human Neuroscience*, 15:648573.
- [Louis and McCreary, 2021] Louis, E. and McCreary, M. (2021). How common is essential tremor? update on the worldwide prevalence of essential tremor. *Tremor and Other Hyperkinetic Movements*, 11.
- [Miocinovic et al., 2017] Miocinovic, S., Shoeb, A. H., Wang, S., Byrd, E. A., Swann, N. C., Pathak, A., and Ostrem, J. L. (2017). Clinical tremor severity estimation using an instrumented eating utensil. *Journal of Parkinson's Disease*, 7(4):755–759.
- [Mohammadi et al., 2025] Mohammadi, M., Kouzani, A. Z., Bodaghi, M., and Zolfagharian, A. (2025). 3d-printed programmable bistable mechanisms for customized wearable devi-

ces in tremor attenuation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 168:107006.

[Nascimento et al., 2020] Nascimento, L. M. S. d., Bonfati, L. V., Freitas, M. L. B., Mendes Junior, J. J. A., Siqueira, H. V., and Stevan, S. L., J. (2020). Sensors and systems for physical rehabilitation and health monitoring—a review. *Sensors*, 20(15):4063.

[Nguyen and Luu, 2021] Nguyen, H. S. and Luu, T. P. (2021). Tremor-suppression orthoses for the upper limb: Current developments and future challenges. *Frontiers in Human Neuroscience*, 15:622535.

[Okelberry et al., 2024] Okelberry, T., Lyons, K. E., and Pahwa, R. (2024). Updates in essential tremor. *Parkinsonism Related Disorders*, 122:106086.

[Ortega-Robles and Arias-Carrión, 2025] Ortega-Robles, E. and Arias-Carrión, O. (2025). Temblor: Marcos clínicos, disfunción de la red y terapéutica. *Brain Sciences*, 15(8):799.

[Pagnussat et al., 2025] Pagnussat, A. S., Pinho, A. S. D., Pinto, C., Rosa, T. C. D., Moscovich, M., de Sousa Andrade, C., and Chen, Y. A. (2025). How do people with parkinson's disease perceive challenges in handling cutlery? - a mixed study. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 20(5):1453–1459.

[Pan, 2025] Pan, M. K. (2025). Targeting the fundamentals for tremors: the frequency and amplitude coding in essential tremor. *Journal of Biomedical Science*, 32(1):18.

[Paredes-Acuna et al., 2024] Paredes-Acuna, N., Utpadel-Fischler, D., Ding, K., et al. (2024). Upper limb intention tremor assessment: opportunities and challenges in wearable technology. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 21:8.

[Pesenti et al., 2023] Pesenti, M., Invernizzi, G., Mazzella, J., et al. (2023). Imu-based human activity recognition and payload classification for low-back exoskeletons. *Scientific Reports*, 13:1184.

- [Ray and Biswas, 2022] Ray, A. and Biswas, D. A. (2022). Association of diet with essential tremor: A narrative review. *Cureus*, 14(9):e29168.
- [Rojas et al., 2022] Rojas, H., Lesnny, L., and Augusto, W. (2022). Epistemología de las investigaciones cuantitativas y cualitativas. *Horizonte de la Ciencia*, 12(23):27–47.
- [Talaei and Kargar, 2023a] Talaei, F. and Kargar, S. M. (2023a). Design and fabrication of a device for reducing hand tremor in parkinson patients during eating. *Journal of Medical Signals and Sensors*, 13(1):21–28.
- [Talaei and Kargar, 2023b] Talaei, F. and Kargar, S. M. (2023b). Design and fabrication of a device for reducing hand tremor in parkinson patients during eating. *Journal of Medical Signals and Sensors*, 13(1):21–28.
- [Taylor, 2021] Taylor, G. (2021). Essential tremor: A review.