

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ**

**FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA**



**IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE MONITOREO  
BASADO EN UN SENSOR INERCIAL PARA LA EVALUACIÓN  
CUANTITATIVA DEL TEMBLOR DE MANO EN PACIENTES  
CON LA ENFERMEDAD DE PARKINSON**

**Tesis para obtener el título profesional de Ingeniero Biomédico**

**AUTOR:**

Estiven Jhoel Torres Portella

**ASESOR:**

Stefano Enrique Romero Gutierrez


Lima, 2025

## Informe de Similitud

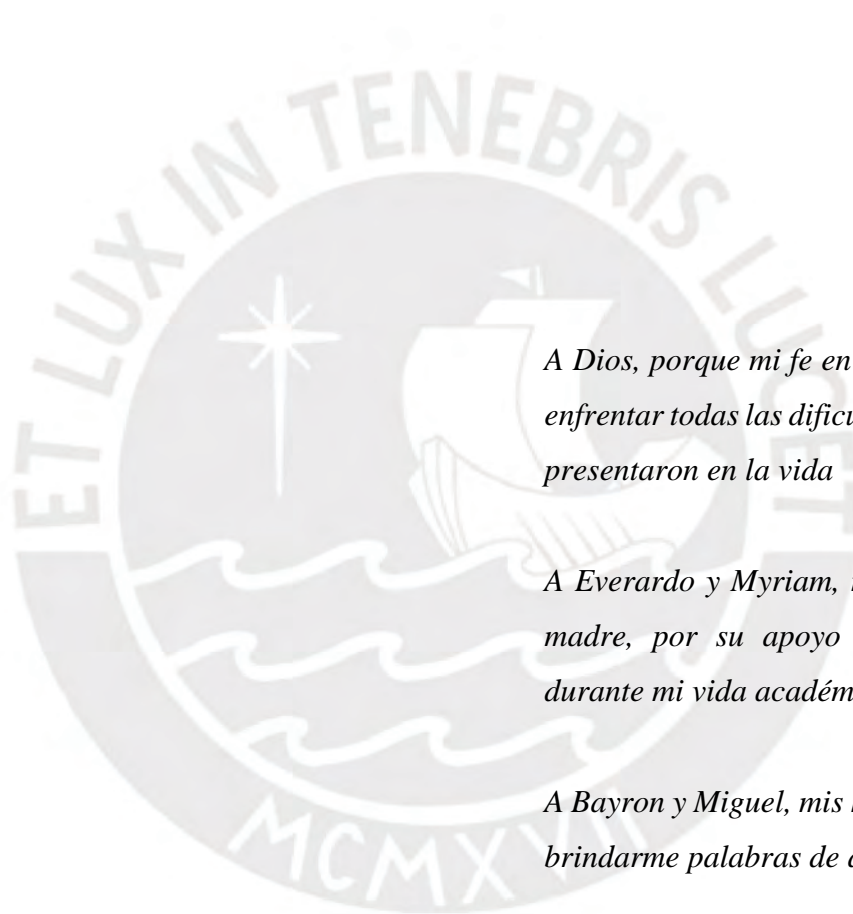
Yo, Stefano Enrique Romero Gutierrez, docente de la Facultad de Ciencias e Ingeniería de la Pontificia Universidad Católica del Perú, asesor de la tesis titulada Implementación de un sistema de monitoreo basado en un sensor inercial para la evaluación cuantitativa del temblor de mano en pacientes con la enfermedad de Parkinson, del autor Estiven Jhoel Torres Portella, dejo constancia de lo siguiente:

- El mencionado documento tiene un índice de puntuación de similitud de 11%. Así lo consigna el reporte de similitud emitido por el software *Turnitin* el 11/12/2025.
- He revisado con detalle dicho reporte y la Tesis o Trabajo de Suficiencia Profesional, y no se advierte indicios de plagio.
- Las citas a otros autores y sus respectivas referencias cumplen con las pautas académicas.

Lugar y fecha: San Miguel, 11 de Dic. del 2025

Apellidos y nombres del asesor / de la asesora: <b>Romero Gutierrez, Stefano Enrique</b>	
DNI: 46011069	Firma 
ORCID: <a href="https://orcid.org/0000-0001-6092-1395">https://orcid.org/0000-0001-6092-1395</a>	





*A Dios, porque mi fe en él me permite  
enfrentar todas las dificultades que se me  
presentaron en la vida*

*A Everardo y Myriam, mi padre y mi  
madre, por su apoyo incondicional  
durante mi vida académica.*

*A Bayron y Miguel, mis hermanos, por  
brindarme palabras de aliento*

*A Viviana, por su compañía constante  
y su respaldo sincero, incluso en la  
distancia.*

*A Lizardo, Álvaro, Eduardo y Piero  
por su amistad y por brindarme la  
fortaleza emocional en los momentos  
más exigentes de este camino.*

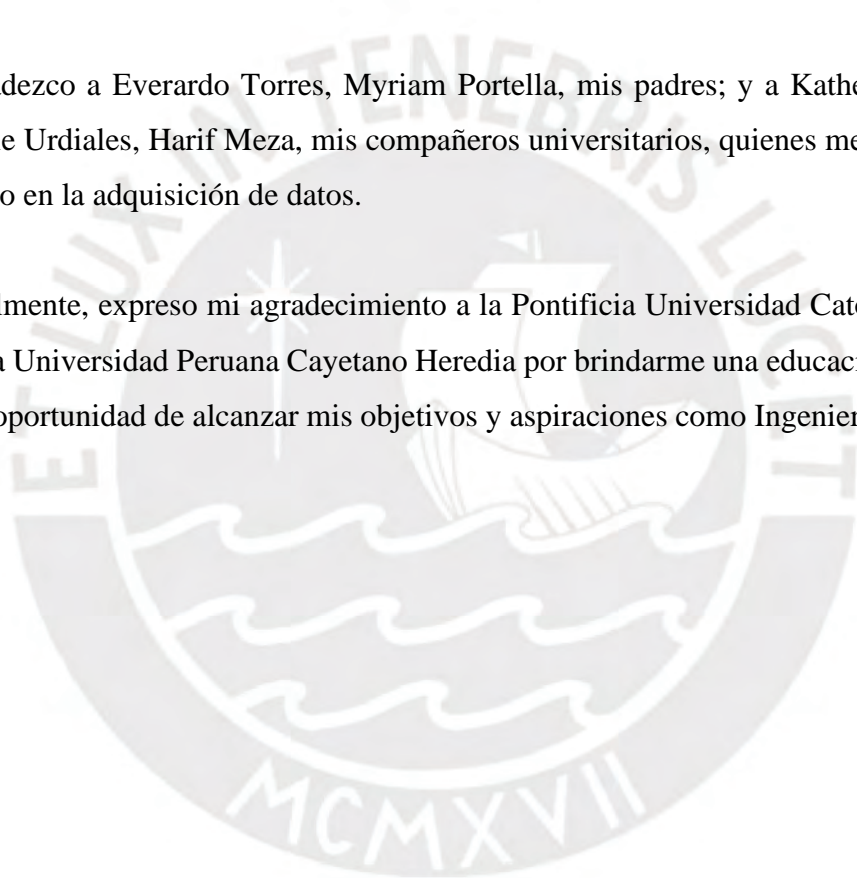
## **AGRADECIMIENTOS**

En primer lugar, agradezco al Ing. Stefano Romero, mi asesor, por su apoyo incondicional, paciencia, confianza y guía durante el desarrollo de mi investigación. Gracias a sus consejos pude culminar este trabajo de tesis de manera satisfactoria.

Agradezco al Dr. Benjamín Castañera, al Dr. Stefano Romero y al Dr. Karlo Lizárraga, miembros del proyecto de tele-neurología, quienes con sus consejos y liderazgo facilitaron el desarrollo del presente trabajo.

Agradezco a Everardo Torres, Myriam Portella, mis padres; y a Katherin Zumaeta, Leslie Urdiales, Harif Meza, mis compañeros universitarios, quienes me brindaron su apoyo en la adquisición de datos.

Finalmente, expreso mi agradecimiento a la Pontificia Universidad Católica del Perú y a la Universidad Peruana Cayetano Heredia por brindarme una educación de calidad y la oportunidad de alcanzar mis objetivos y aspiraciones como Ingeniero Biomédico.



## RESUMEN

La enfermedad de Parkinson constituye una condición neurodegenerativa cuya clínica incluye diversas alteraciones motoras, y en la que el temblor de manos representa uno de los hallazgos más recurrentes. El diagnóstico clínico se basa en la escala MDS-UPDRS, cuya aplicación depende de la valoración subjetiva del neurólogo y limita su alcance en poblaciones con escaso acceso a especialistas. En este contexto, la presente tesis implementa un sistema de monitoreo basado en un sensor inercial MPU-6050, diseñado para cuantificar de manera objetiva el temblor en reposo, postural y durante el golpeteo de dedos. El dispositivo fue desarrollado con criterios de ergonomía, ligereza y bajo costo, empleando una estructura mecánica fabricada en 3D y un microcontrolador Arduino UNO R3 para la adquisición de datos.

La metodología incluyó la participación de 11 voluntarios (5 con diagnóstico de Parkinson y 6 controles), registrándose 77 señales en fases ON y OFF de medicación con levodopa. Los datos fueron procesados en MATLAB mediante métricas de energía, frecuencia y variabilidad, y se correlacionaron con los puntajes clínicos de la escala MDS-UPDRS. Los resultados muestran asociaciones significativas entre las métricas derivadas de las señales inerciales y las calificaciones clínicas, especialmente en las tareas de golpeteo de dedos, temblor postural y temblor en reposo, evidenciando la capacidad del sistema para reflejar de forma cuantitativa la severidad de los síntomas. Además, se identificaron diferencias notorias entre las fases OFF y ON de la medicación, confirmando el efecto de la levodopa sobre la reducción del temblor.

En conclusión, el sistema propuesto demuestra ser una herramienta viable y accesible para complementar la evaluación clínica del temblor en reposo. Su capacidad para obtener mediciones cuantitativas y reproducibles sugiere un aporte significativo para fortalecer el proceso diagnóstico y el seguimiento de la enfermedad de Parkinson. Es recomendable optimizar los componentes electrónicos, aumentar la cantidad de sujetos analizados y probar modelos de aprendizaje automático para obtener un diagnóstico más preciso.

## ÍNDICE DE CONTENIDO

	Pág.
RESUMEN.....	i
ÍNDICE DE TABLAS .....	iv
ÍNDICE DE FIGURAS.....	vi
INTRODUCCIÓN .....	1
I. ANTECEDENTES .....	3
1.1 Enfermedad de Parkinson .....	3
1.2 Método de diagnóstico de la enfermedad de Parkinson.....	3
1.2.1 Escala de calificación de la enfermedad de Parkinson unificada.....	5
1.2.1.1 Parte I: Experiencias no motoras de la vida diaria.....	5
1.2.1.2 Parte II: Experiencias motoras de la vida diaria .....	5
1.2.1.3 Parte III: Exploración motora .....	5
1.2.1.3.1 Golpeteo de los dedos.....	7
1.2.1.3.2 Movimiento con las manos.....	7
1.2.1.3.3 Movimiento de pronación-supinación de las manos .....	7
1.2.1.3.4 Temblor en reposo de las manos .....	8
1.2.1.3.5 Temblor postural de las manos.....	8
1.2.1.3.6 Temblor de acción de las manos .....	8
1.2.1.4 Parte IV: Complicaciones motoras .....	8
1.3 Estado del arte.....	8
1.3.1 Sensores inerciales .....	9
1.3.2 Procesamiento por imágenes.....	10
1.4 Productos comerciales .....	11
1.5 Declaración de la problemática.....	12
1.6 Objetivos de la investigación .....	13
1.6.1 Objetivo general .....	13
1.6.2 Objetivos específicos.....	13
II. DISEÑO DEL SISTEMA MECÁNICO Y ELÉCTRICO.....	14
2.1 Requerimientos del dispositivo.....	14
2.2 Consideraciones preliminares para el diseño mecánico del dispositivo .....	17
2.2.1 Antropometría de la mano.....	18
2.2.2 Ubicación del sensor .....	19
2.3 Diseño de la estructura mecánica.....	19

2.4	Lógica del funcionamiento general del sistema.....	22
2.5	Selección de componentes .....	22
2.5.1	Sensor inercial .....	23
2.5.2	Microcontrolador.....	23
2.5.3	Procesador .....	24
2.5.4	Regulador de 5V.....	25
2.5.5	Fuente de alimentación de 220V .....	25
2.6	Costos.....	25
III.	<b>METODOLOGÍA PARA LA IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA .....</b>	<b>28</b>
3.1	Consentimiento informado.....	28
3.2	Metodología de adquisición de datos.....	29
3.2.1	Descripción y caracterización del ambiente de adquisición.....	29
3.2.2	Ejecución de tareas .....	30
3.2.3	Adquisición de datos .....	31
3.3	Base de datos.....	33
3.4	Proceso de anonimización de la base de datos.....	36
3.5	Procesamiento de la base de datos .....	37
3.6	Procedimiento estadístico .....	40
IV.	<b>RESULTADOS Y DISCUSIÓN .....</b>	<b>42</b>
4.1	Golpeteo de dedos.....	43
4.2	Temblor postural.....	48
4.3	Temblor de reposo .....	52
4.4	Discusión.....	56
	<b>CONCLUSIONES .....</b>	<b>63</b>
	<b>OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES .....</b>	<b>64</b>
	<b>BIBLIOGRAFÍA .....</b>	<b>66</b>
	<b>ANEXOS .....</b>	<b>A</b>
	Anexo A: Plano del sistema mecánico .....	A
	Anexo B: Consentimiento informado.....	B
	Anexo C: Ficha de recolección de datos .....	C
	Anexo D: Dictamen del comité de ética.....	D

## ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1.1: Escalas clínicas para el diagnóstico de la enfermedad de Parkinson.....	4
Tabla 1.2: Signos motores que se evalúan en la exploración motora en la parte III de la escala MDS-UPDRS.....	6
Tabla 1.3: Tipos de evaluaciones en la mano en la exploración motora de la escala MDS-UPDRS .....	7
Tabla 1.4: Resumen de estudios sobre evaluación del temblor en la mano con sensores inerciales .....	9
Tabla 1.5: Estudios recientes por procesamiento por imágenes para la cuantificación de temblores en la enfermedad de Parkinson .....	10
Tabla 1.6: Dispositivos comerciales para cuantificar temblor en la enfermedad de Parkinson recomendados por el NICE (Reino Unido) .....	12
Tabla 1.7: Costos de dispositivos de monitorización continua remota.....	12
Tabla 2.1: Resumen de los requerimientos del dispositivo.....	17
Tabla 2.2: Dimensiones antropométricas en adultos mayores de 60 años originarios de México.....	18
Tabla 2.3: Costo de los componentes comerciales.....	26
Tabla 2.4: Costo de los servicios de manufactura.....	26
Tabla 2.5: Costo de ensamble .....	27
Tabla 2.6: Costo total de fabricación .....	27
Tabla 3.1: Materiales para la caracterización del ambiente de adquisición.....	29
Tabla 3.2: Ítems modificados de la escala MDS-UPDRS aplicados en el estudio ....	30
Tabla 3.3: Base de datos aptos para la cuantificación de la enfermedad de Parkinson .....	34
Tabla 3.4: Selección de datos válidos obtenidos de las 3 evaluaciones MDS-UPDRS, a partir de participantes control .....	34

Tabla 3.5: Selección de datos obtenidos de las 3 evaluaciones MDS-UPDRS, obtenidos de los participantes con la enfermedad de Parkinson (fases ON y OFF) .....	35
Tabla 4.1: Resultados del ítem 3.4 (Golpeteo de dedos) - Participantes control (mano derecha e izquierda).....	43
Tabla 4.2: Resultados del ítem 3.4 (Golpeteo de dedos) - Participantes con enfermedad de Parkinson, mano derecha (fase ON y OFF) .....	44
Tabla 4.3: Resultados del ítem 3.4 (Golpeteo de dedos) - Participantes con enfermedad de Parkinson, mano izquierda (fase ON y OFF) .....	44
Tabla 4.4: Correlación entre las métricas de movimiento y el puntaje MDS-UPDRS para el ítem 3.4 (Golpeteo de dedos).....	47
Tabla 4.5: Resultados del ítem 3.15 (Temblor postural) - Participantes control (mano derecha e izquierda).....	49
Tabla 4.6: Resultados del ítem 3.15 (Temblor postural) - Participantes con enfermedad de Parkinson, mano derecha (fase ON y OFF).....	49
Tabla 4.7: Resultados del ítem 3.15 (Temblor postural) - Participantes con enfermedad de Parkinson, mano izquierda (fase ON y OFF) .....	49
Tabla 4.8: Correlación entre las métricas de movimiento y el puntaje MDS-UPDRS para el ítem 3.15 (Temblor postural) .....	51
Tabla 4.9: Resultados del ítem 3.17 (Temblor de reposo) - Participantes control (mano derecha e izquierda).....	52
Tabla 4.10: Resultados del ítem 3.17 (Temblor de reposo) - Participantes con enfermedad de Parkinson, mano derecha (fase ON y OFF).....	53
Tabla 4.11: Resultados del ítem 3.17 (Temblor de reposo) - Participantes con enfermedad de Parkinson, mano izquierda (fase ON y OFF).....	53
Tabla 4.12: Correlación entre las métricas de movimiento y el puntaje MDS-UPDRS para el ítem 3.17 (Temblor de reposo).....	55

## ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 2.1: Ubicación del sensor inercial en la mano del paciente .....	19
Figura 2.2: Diseño de un pulsioxímetro de pinza comercial.....	20
Figura 2.3: Prototipo 3D del dispositivo con zonas principales: (a) flexible, (b) rígida, (c) ergonómica .....	21
Figura 2.4: Estructura mecánica del sistema, el cual consiste en a) un sistema de soporte en forma de pinza, donde se utilizará el b) sensor inercial, el cual se fijará con c) pernos de sujeción removibles .....	22
Figura 2.5: Lógica de funcionamiento general del sistema.....	22
Figura 2.6: Componentes del sistema .....	23
Figura 3.1: Ubicación de los brazos en la silla.....	32
Figura 3.2: Flujo de procesos del protocolo de adquisición de vídeos .....	33
Figura 3.3: Gráfico de la amplitud del temblor postural en el tiempo de la mano izquierda del voluntario con la enfermedad de Parkinson en la etapa OFF.....	36
Figura 3.4: Etapas para el cálculo de cada una de las métricas.....	40
Figura 4.1: Espectro de frecuencia del golpeteo de dedos en los 3 ejes para voluntario control (A) y voluntario con la enfermedad de Parkinson (B). Voluntario control tiene menos picos de frecuencia, esto relacionado a menores temblores involuntarios .....	45
Figura 4.2: Gráfico de dispersión de la métrica $E_{ac}$ , en base a los resultados del ítem 3.4 (golpeteo de dedos) – Participantes con enfermedad de Parkinson, mano derecha .....	46
Figura 4.3: Gráfico de dispersión de la métrica $E_{ac}$ , en base a los resultados del ítem 3.4 (golpeteo de dedos) – Participantes con enfermedad de Parkinson, mano izquierda .....	47
Figura 4.4: Regresión lineal entre la métrica $E_{ac}$ y el puntaje MDS-UPDRS para el ítem 3.4 (Golpeteo de dedos) .....	48

Figura 4.5: Gráfico de la amplitud del temblor postural en el tiempo de la mano izquierda del voluntario control 4 (A) y la mano derecha del voluntario 6 con la enfermedad de Parkinson en la fase OFF (B). Voluntario tiene mayor valor de amplitud en el tiempo, esto relacionado a los temblores involuntarios presentes por la enfermedad.....	51
Figura 4.6: Regresión lineal entre la métrica $E_w$ y el puntaje MDS-UPDRS para el ítem 3.15 (Temblor postural) .....	52
Figura 4.7: Gráfico de dispersión de la métrica $F_{xyz}$ , en base a los resultados del ítem 3.17 (temblor de reposo) – Participantes con enfermedad de Parkinson, mano derecha .....	54
Figura 4.8: Gráfico de dispersión de la métrica $F_{xyz}$ , en base a los resultados del ítem 3.17 (temblor de reposo) – Participantes con enfermedad de Parkinson, mano izquierda .....	54
Figura 4.9: Regresión lineal entre la métrica $F_{xyz}$ y el puntaje MDS-UPDRS para el ítem 3.17 (Temblor de reposo).....	56
Figura 4.10: Análisis espectral de las señales obtenidas por el golpeteo de dedos en la mano izquierda del voluntario control 2 (A) y del participante 1 con la enfermedad de Parkinson, en la fase OFF (B) .....	57
Figura 4.11: Gráfico del espectro de frecuencia de la mano derecha del voluntario 6 con la enfermedad de Parkinson en la fase OFF .....	59
Figura 4.12: Gráfico de la amplitud del temblor postural en el tiempo de la mano izquierda del voluntario control 4, en la fase OFF (A) y la fase ON (B). Se observa una mejor estabilidad en la fase ON de la amplitud en comparación de la fase OFF .....	60

## INTRODUCCIÓN

La enfermedad de Parkinson es una patología neurodegenerativa progresiva que afecta principalmente los circuitos encargados del control del movimiento (National Institute of Aging, 2017). Se caracteriza por la disminución de la dopamina en los ganglios basales, lo que interfiere en la coordinación motora fina y gruesa (National Institute of Aging, 2017). Los síntomas de la enfermedad son variables; logrando presentar desde dificultades al caminar y hablar, además de memoria y fatiga; hasta problemas para dormir, rigidez y temblores involuntarios, siendo el temblor de las manos el más común (National Institute of Aging, 2017; Mayo Clinic, 2021).

A nivel global, la enfermedad de Parkinson representa la segunda causa más frecuente de trastornos neurodegenerativos (Miele et al., 2020). En 2019 se estimó que afectaba a alrededor de 10 millones de personas en el mundo (Ball, Teo, Chandra, & Chapman, 2019), y su mortalidad ha ido incrementándose en las últimas décadas, pasando de 65.2 a 97.9 por cada 100 000 habitantes varones en Estados Unidos en menos de veinte años; y de 28.4 a 43 por cada 100 000 habitantes mujeres en el mismo periodo de tiempo (Dorsey et al., 2007). En el contexto peruano, el Ministerio de Salud reportó en 2019 que aproximadamente 30 mil personas padecen esta enfermedad, registrándose cerca de 3 mil nuevos casos anualmente (MINSA, 2019).

El diagnóstico y monitoreo de la enfermedad de Parkinson se realizan mediante el uso de la Escala de calificación de la enfermedad de Parkinson unificada (MDS-UDPRS, por sus siglas en inglés) (Goetz et al., 2008). Esta herramienta permite valorar tanto los síntomas motores como los no motores, considerando el desempeño del paciente en sus actividades cotidianas y una evaluación clínica motora llevada a cabo por un especialista en neurología (Goetz et al., 2008). Durante la exploración motora el neurólogo evalúa la rigidez, el habla, los temblores presentes, la expresión facial, la marcha y la estabilidad postural. Lamentablemente, no todos los pacientes que sufren la enfermedad de Parkinson tienen acceso a un correcto diagnóstico debido al acceso limitado a un centro médico con especialistas en neurología, llegando a intensificarse

en poblaciones rurales, donde presentan indicios de una mayor prevalencia de paciente con dicha enfermedad (Willis, Evanoff, Lian, Criswell, & Racette, 2010). Ante ello, estudios recientes demostraron que las tele-consultas, mediante el uso de video en la web, produce resultados válidos y fiables en comparación de las evaluaciones presenciales (Tsao & Demaerschalk, 2015; Kurihara et al., 2020). Sin embargo, su principal desventaja es la necesidad de un buen servicio de internet, dificultado la atención mayormente en zonas desatendidas de infraestructura de telecomunicaciones como las rurales (Shalash, Spindler, & Cubo, 2021). Además, la evaluación MDS-UPDRS ha mostrado variabilidad en los resultados ya que depende del criterio del neurólogo (Stamatakis et al., 2013).

Por lo cual, se presenta como propuesta la implementación de un sistema de monitoreo basado en un sensor inercial que permita cuantificar el temblor en personas con enfermedad de Parkinson, con la finalidad de aplicarlo en zonas rurales del país. Para sustentar dicha propuesta, este trabajo incluye una revisión concisa de la escala MDS-UPDRS, así como de los sistemas de caracterización previamente desarrollados para medir el movimiento asociado al parkinsonismo. Del mismo modo, se identifican los requerimientos funcionales del sistema orientados a satisfacer las necesidades del usuario, y se seleccionan los componentes necesarios para su implementación. Además, se describe la metodología de diseño utilizada para la adquisición de datos y se presenta una estimación de los costos de fabricación. Finalmente, se exponen los resultados obtenidos, analizando la precisión del sistema mediante la comparación entre las mediciones registradas y las puntuaciones otorgadas por el médico utilizando la escala MDS-UPDRS.

Es importante mencionar que este trabajo es un estudio piloto, el cual tiene el enfoque de caracterizar el síndrome de parkinsonismo en las manos en 3 evaluaciones: reposo, posición postural y realizando golpeteo de dedos. Asimismo, dado que la población objetivo es la población peruana, el diseño del sistema considera particularidades propias de este grupo, incluyendo dimensiones características de las manos y los dedos.

## **CAPÍTULO 1**

### **ANTECEDENTES**

En este capítulo se introducen los aspectos esenciales de la enfermedad de Parkinson y sus procedimientos diagnósticos, se revisan investigaciones y soluciones comerciales destinadas a su detección, y los objetivos del presente trabajo.

#### **1.1 Enfermedad de Parkinson**

La enfermedad de Parkinson es una condición neurodegenerativa que compromete el sistema nervioso y diversas funciones corporales reguladas por este. Debido a esta enfermedad, se tiene una disminución de la dopamina. Esto origina una actividad cerebral anormal lo que produce alteraciones en el movimiento y otros síntomas que requieren atención clínica. Si bien esta enfermedad no tiene cura, existen medicinas, tratamientos quirúrgicos y otros métodos terapéuticos que ayudan a aliviar los síntomas. Entre ellos, la levodopa destaca como uno de los fármacos más utilizados y eficaces para mitigar los síntomas motores, los cuales representan el principal factor que deteriora la calidad de vida de los pacientes (Parkinson's Foundation, 2023).

#### **1.2 Método de diagnóstico de la enfermedad de Parkinson**

El número de personas mayores de 60 años continúa incrementándose con el paso del tiempo (World Health Organization, 2022), lo cual conlleva también un aumento en la proporción de población expuesta a desarrollar la enfermedad de Parkinson (Reeve, Simcox, & Turnbull, 2014; Coleman & Martin, 2022). Por tanto, un diagnóstico

temprano de la enfermedad es fundamental a fin de preservar la mejor calidad de vida posible para el paciente.

En la actualidad, no existe una prueba única y estandarizada que permita diagnosticar de manera definitiva la enfermedad de Parkinson. El neurólogo realiza una evaluación clínica que incluye sintomatológica y revisión de los antecedentes médicos. Además, si lo requiere necesario, realiza pruebas por imágenes médicas para descartar otros trastornos (Mayo Clinic, 2021).

La evaluación clínica de esta enfermedad se lleva a cabo mediante escalas estandarizadas. Aunque existen múltiples instrumentos para evaluar su presencia y progresión (ver Tabla 1.1), la herramienta de uso más extendido es la escala de calificación de la enfermedad de Parkinson unificada (MDS-UPDRS sus siglas en inglés) Esta preferencia se debe a que dicha escala integra tanto síntomas motores como no motores, además de incluir un cuestionario dirigido al paciente o al cuidador (Simon et al., 2019; Movement Disorder Society Task Force, 2003).

Tabla 1.1: Escalas clínicas para el diagnóstico de la enfermedad de Parkinson. Adaptado de Ministerio de Sanidad, Servicios Sociales e Igualdad (2019).

<b>Escala</b>	<b>Abreviación</b>
Hoehn y Yahr	H&Y
Schawb y England	SES
Calificación de la enfermedad de Parkinson unificada	MDS-UPDRS

La escala MDS-UPDRS es una herramienta ampliamente empleada para determinar la gravedad y el avance de la enfermedad de Parkinson. Su propósito es ofrecer una valoración detallada de los síntomas motores y no motores, facilitando así un seguimiento ordenado y continuo de la evolución clínica del paciente. Esta escala apoya de manera significativa en los tratamientos, ajustándolos en función de las necesidades del paciente (Parkinson's Foundation, 2020; Movement Disorder Society, 2008).

A continuación, se hará una descripción de la escala MDS-UPDRS.

### **1.2.1 Escala de calificación de la enfermedad de Parkinson unificada**

La MDS-UPDRS tiene cuatro partes (Parte I, Parte II, Parte III y Parte IV), en donde cada evaluación que contiene cada una de estas se califica en una escala del 0 al 4, siendo el valor 0 cuando el paciente está en el rango normal, y 4 cuando el paciente presenta niveles graves de características presentes en la enfermedad de Parkinson. A continuación, se presentará cada una de sus partes de la escala.

#### **1.2.1.1 Parte I: Experiencias no motoras de la vida diaria**

Esta sección de la escala valora el impacto que los síntomas no motores de la enfermedad de Parkinson tienen en la vida cotidiana del paciente. Consta de 13 ítems distribuidos en dos apartados: la Parte 1A, que incluye 6 preguntas formuladas por el evaluador, y la Parte 1B, un cuestionario autoadministrado compuesto por 7 preguntas relacionadas con experiencias no motoras en las actividades diarias. Estas preguntas son respondidas por el paciente o por su acompañante.

#### **1.2.1.2 Parte II: Experiencias motoras de la vida diaria**

Esta parte de la escala examina cómo los síntomas motores de la enfermedad de Parkinson afectan las actividades cotidianas del paciente. Consta de 13 preguntas dirigidas por el evaluador los cuales son respondidos por el paciente o por su acompañante.

#### **1.2.1.3 Parte III: Exploración motora**

Sección de la escala que evalúa los signos motores asociados a la enfermedad de Parkinson. Para ello, el evaluador debe proporcionar y demostrar una serie de instrucciones al paciente con el fin de identificar manifestaciones motoras propias del parkinsonismo. La sección contiene 18 evaluaciones en donde se observan los diversos signos motores. En la Tabla 1.2 se detallan los signos motores que se estudian en esta sección del protocolo.

Tabla 1.2: Signos motores que se evalúan en la exploración motora en la parte III de la escala MDS-UPDRS. Información extraída de Parkinson's Foundation (2020).

<b>Signos Relacionados con el Movimiento</b>	<b>Signos Relacionados con la Postura y Expresión</b>
Temblor en reposo	Hiponimia
Temblor postural y cinético	Marcha
Rigidez muscular	Postura
Bradicinesia	Estabilidad postural
Disartria	Micrografía
Aceleración de movimientos rápidos	Disquinesias

Uno de los signos motores que se evalúan en esta sección son los síntomas motores en la mano, las cuales son característicos y suelen ser una de las primeras señales de esta afección neurodegenerativa (MSD Manual, 2024). Por ello, se consideran uno de los síntomas clínicos más frecuentes en personas con enfermedad de Parkinson. Estas alteraciones no solo afectan la capacidad de realizar movimientos precisos y controlados, sino que también empeoran progresivamente sin un tratamiento adecuado.

La presencia de síntomas motores en las manos repercute de forma importante en la vida diaria de los pacientes, dificultando actividades como vestirse, alimentarse, escribir o llevar a cabo tareas manuales. La disminución de la precisión motora afecta la autonomía del individuo y, en consecuencia, reduce su calidad de vida.

El estudio del temblor en las manos representa una tarea clínica compleja dentro de la evaluación motora de la escala MDS-UPDRS, la cual incluye hasta seis pruebas específicas orientadas a caracterizar diferentes manifestaciones del temblor. Estas evaluaciones relacionadas con la mano se detallan en la Tabla 1.3.

Tabla 1.3: Tipos de evaluaciones en la mano en la exploración motora de la escala MDS-UPDRS  
(Parkinson's Foundation, 2020)

<b>Evaluaciones en la Mano</b>	
Movimiento con las manos	Temblor postural de las manos
Movimiento de pronación-supinación de las manos	Temblor de acción de las manos
Temblor en reposo de las manos	Golpeteo de los dedos

A continuación, se presentarán cada una de las evaluaciones en la mano que realiza la parte III de la escala:

#### **1.2.1.3.1 Golpeteo de los dedos**

El paciente debe golpear su dedo índice con el pulgar de una mano 10 veces, de la forma más rápida y ampliamente posible. En esta prueba se evalúa la velocidad, interrupciones y disminución de amplitud.

#### **1.2.1.3.2 Movimiento con las manos**

El paciente abre y cierra la mano 10 veces. En esta prueba se evalúa la velocidad, interrupciones y disminución de la amplitud.

#### **1.2.1.3.3 Movimiento de pronación-supinación de las manos**

El paciente debe estirar el brazo hacia adelante con la palma orientada hacia abajo y, posteriormente, alternar el giro de la mano hacia arriba y hacia abajo durante diez repeticiones. En esta prueba se evalúa velocidad, interrupciones y disminución de amplitud.

#### **1.2.1.3.4 Temblor en reposo de las manos**

Es el temblor más común y característico de la enfermedad de Parkinson (Gilden, 2020; Parkinson's Foundation, n.d.; American Parkinson Disease Association, n.d.). Para su evaluación, el paciente debe permanecer sentado, con las manos apoyadas cómodamente sobre los reposabrazos y los pies firmes en el suelo. En esta prueba se observa y registra la amplitud máxima del temblor.

#### **1.2.1.3.5 Temblor postural de las manos**

El paciente debe mantener el brazo extendido hacia el frente, con las palmas orientadas hacia abajo. La muñeca debe permanecer alineada y los dedos separados, evitando que se toquen entre sí. En esta evaluación se analiza la amplitud del temblor presente.

#### **1.2.1.3.6 Temblor de acción de las manos**

Es la evaluación en donde se realiza la acción dedo-nariz, en donde el paciente, con el brazo estirado, debe tocar tres veces la punta de su nariz utilizando un dedo de cada mano, alcanzando además la mayor distancia posible para contactar el dedo del evaluador. En esta prueba se evalúa la mayor amplitud observada.

#### **1.2.1.4 Parte IV: Complicaciones motoras**

Esta parte de la escala se centra en recopilar y analizar la información histórica proporcionada por el paciente y su cuidador, con el objetivo de valorar dos tipos de complicaciones motoras: discinesias (movimientos involuntarios) y fluctuaciones motoras (respuesta variable a la medicación). La sección contiene 6 preguntas que resumen el funcionamiento motor del paciente los últimos siete días.

### **1.3 Estado del arte**

La evaluación de la enfermedad de Parkinson es compleja. Sin embargo, el diagnóstico temprano del temblor en las manos es crucial ya que es uno de los primeros y más característicos síntomas de la enfermedad (MSD Manual, 2024). Además, su rápido deterioro perjudica la calidad de vida diaria hacia los pacientes. En la literatura se han

desarrollado múltiples investigaciones basadas en sensores y en técnicas de procesamiento de imágenes, orientadas a cuantificar el temblor de las manos de forma objetiva. A continuación, se describirá con mayor detalle cada enfoque de evaluación.

### 1.3.1 Sensores inerciales

Los sensores inerciales son sensores compuestos por acelerómetros y giroscopios. Estos sensores han sido utilizados en diversas aplicaciones biomédicas debido a su capacidad de capturar datos en tiempo real con una precisión alta, además de no ser invasivos en su utilización (Karaim, Noureldin, & Karamat, 2019). También, con el uso de sensores inerciales, es posible obtener mediciones cuantificables tales como: frecuencia, amplitud y variabilidad del temblor, lo que mejora la precisión del diagnóstico y la monitorización de los pacientes (Bremm et al., 2021). Por esos motivos se han realizado diversos estudios para cuantificar las evaluaciones en la mano presentes en la escala MDS-UPDRS, los cuales algunos de ellos se muestran en la Tabla 1.4.

Tabla 1.4: Resumen de estudios sobre evaluación del temblor en la mano con sensores inerciales

Estudio	Lugar del sensor	Síntomas evaluados	Algoritmo utilizado	Principales hallazgos	Aspectos a mejorar
Bremm et al. (2021)	Muñeca	Temblor, bradicinesia	Clasificación con SVM	Alta precisión (95%) en la clasificación del temblor	Estudio en sujetos sanos, sin validar en trastornos del movimiento
Cox et al. (2024)	Muñeca, pecho	Temblor, discinesia, bradicinesia y marcha	Análisis estadístico	Evaluación continua sin intervención médica	Costos elevados de implementación
Battista & Romanello (2018)	Mano	Temblor y otros síntomas motores	FFT y patrones de movimiento	Monitoreo continuo con análisis detallado de patrones	Necesita más estudios clínicos para validación.
Kostikis et al. (2014)	Mano	Temblor en reposo de mano	FFT, magnitud de aceleración, velocidad de rotación.	Correlación alta ( $r > 0.7$ , $p < 0.01$ ) entre smartphone y UPDRS	Limitado a smartphones específicos con sensores adecuados

Yang et al. (2021)	Dedo	Mano en reposo, golpeteo de dedos	en FFT, tiempo de movimiento	Detectó el temblor en los dedos con bajo consumo de energía	Incómodo en uso prolongado. Simulación solo en pacientes sanos
Heijmans et al. (2019)	Muñeca y pecho	Temblor y cambios motores	RMS, correlación cruzada, FFT	Evaluación en las muñecas fueron los más relevantes	Correlación moderada, requiere más optimización

### 1.3.2 Procesamiento por imágenes

El procesamiento por imágenes se usa para cuantificar temblores en la enfermedad de Parkinson porque es un método no invasivo, de bajo costo y permite un análisis detallado de las variaciones de movimiento, siendo capaz de diferenciar tipos de temblores (Zhang et al., 2023). Por ello, varios estudios han explorado su aplicación en el diagnóstico y monitoreo del Parkinson, algunos de los cuales se presentan en la Tabla 1.5.

Tabla 1.5: Estudios recientes por procesamiento por imágenes para la cuantificación de temblores en la enfermedad de Parkinson

Estudio	Síntomas evaluados	Algoritmo utilizado	Principales hallazgos	Aspectos a mejorar
Meza Rojas (2024)	Golpeteo de dedos	Segmentación automática de la mano y clasificación no supervisada mediante K-means	Correlación con puntaje UPDRS alto en dos conjuntos de datos (0.82 y 0.88)	Primer protocolo con limitaciones de resolución e iluminación. Segundo protocolo requiere mayores pruebas con pacientes.
Zumaeta Cuchca (2023)	Golpeteo de dedos, movimiento con las manos	Flujo óptico, Gunner Farnebäck	Correlación considerable entre el promedio de las secuencias (0.65)	Se requiere validar con pacientes con Parkinson, además de optimizar protocolo de adquisición.
Islam et al. (2023)	Golpeteo de dedos, temblor	Modelos de Machine Learning y	El modelo fue menos preciso que los neurólogos (error absoluto medio -	La dependencia de modelos específicos afecta la fiabilidad, y el error

			correlación con expertos	MAE- 0.53) pero superó a los expertos (MAE 0.83)	es mayor en casos graves.
Zhang et al. (2023)	Temblor en reposo, golpeteo de dedos y temblor postural	en de y	Redes Neuronales, AlphaPose, Eulerian Video Magnification(EVM)	Precisión del 91.3% y F1-score de 80.0%	No incluye pacientes severos y no está optimizado para tiempo real.
Zhang et al. (2022)	Temblor en reposo, golpeteo de dedos y postural	en de y	Redes Neuronales, OpenPose	Precisión del 90.9% y F1-score de 90.6%	Excluye pacientes severos y su precisión depende de la calidad del video.
Shaffer et al. (2022)	Golpeteo de dedos, abrir y cerrar manos, pronación - supinación	de y	DeepLabCut y HandGraphCN - N	Correlación con MDS-UPDRS III en tapping (0.609) y abrir-cerrar mano (0.701)	Falta validación en entornos clínicos. Las métricas no captan toda la variabilidad de la bradicinesia.

#### 1.4 Productos comerciales

En la actualidad, existen diversos dispositivos comerciales destinados al monitoreo de los síntomas motores asociados a la enfermedad de Parkinson. Entre ellos, los dispositivos más reconocidos son PKG™, Kinesia 360™, STAT-ON™, PDMonitor™ y KinesiaU™, los cuales utilizan sensores inerciales o sistemas multicomponentes de sensores para evaluar parámetros como bradicinesia, discinesia, temblor y congelación de la marcha.

De los dispositivos comerciales mencionados, solo PKG™, Kinesia 360™ y PDMonitor™ son aquellos que han demostrado capacidad validada para detectar temblores. Estos equipos poseen certificaciones internacionales y utilizan sensores ubicados en distintas zonas del cuerpo, tal como se detalla en la Tabla 1.6. Sin embargo, dichos dispositivos no replican las condiciones controladas y estandarizadas de la MDS-UPDRS, lo que limita su capacidad para asignar un puntaje clínico preciso del temblor en la mano.

Además, podemos observar que los costos de estos dispositivos son elevados para el contexto económico elevado. Teniendo un gasto de hasta 12000 £ durante 5 años de uso de uno de estos dispositivos, tal como se muestra en la Tabla 1.7.

Tabla 1.6. Dispositivos comerciales para cuantificar temblor en la enfermedad de Parkinson recomendados por el NICE (Reino Unido)

Dispositivo	Ubicación	País de desarrollo	Certificación	Desventajas
PKG™	Muñeca	Australia	CE (Clase IIa), FDA (Clase 2), TGA	Solo mide una muñeca, no distingue tipos de temblor según MDS-UPDRS
Kinesia 360™	Muñeca y tobillo	EE.UU.	FDA, CE (Clase I)	No mide temblor en condiciones estandarizadas de MDS-UPDRS
PDMonitor™	Cinco sensores en el cuerpo	Grecia	CE (Clase IIa)	No sincroniza bien con tareas clínicas de MDS-UPDRS

Tabla 1.7: Costos de dispositivos de monitorización continua remota. Traducido de Cox et al. (2024)

Dispositivo	Modelo de pago	Costo unitario (£)	Costo anual estimado (£)	Costo a 5 años estimado (£)
PKG™	Pago por uso	225	450	2250
Kinesia 360™	Suscripción mensual	224	2688	13440
PDMonitor™	Compra directa	12000	12000	12000

## 1.5 Declaración de la problemática

La enfermedad de Parkinson se encuentra entre las patologías más frecuentes en personas mayores de 60 años. Aunque la enfermedad no tiene cura, el diagnóstico y monitoreo de la enfermedad resultan esenciales para optimizar la calidad de vida de los pacientes. Sin embargo, este procedimiento presenta dos dificultades:

- Acceso a neurólogos especialistas: El diagnóstico de la enfermedad requiere realizarse por un neurólogo especializado. No todos los pacientes tienen acceso inmediato a estos especialistas.
- Subjetividad en la evaluación: La evaluación clínica realizada por los neurólogos pueden ser subjetivas, lo que conlleva a observar resultados

variables según el profesional que realiza la valoración, afectando así la precisión del diagnóstico y el monitoreo respecto hacia el paciente.

## **1.6 Objetivos de la investigación**

### **1.6.1 Objetivo general**

Desarrollar un sistema de monitoreo para la adquisición y procesamiento de datos de un sensor inercial ubicado en el dedo, orientado a la evaluación del síndrome parkinsoniano.

### **1.6.2 Objetivos específicos**

Proponer un sistema de adquisición basado en el protocolo MDS-UPDRS, utilizando las evaluaciones 3.4, 3.15 y 3.17, mediante el uso de un sensor inercial.

Adquirir, procesar y cuantificar las señales obtenidas por el sistema de monitoreo para un conjunto de personas control y con la enfermedad de Parkinson.

Evaluar la precisión de la cuantificación, comparando los resultados obtenidos con los puntajes de la escala MDS-UPDRS generados por la parte clínica.

## **CAPÍTULO 2**

### **DISEÑO DEL SISTEMA MECÁNICO Y ELÉCTRICO**

En el presente capítulo se expone las características técnicas del sistema de adquisición para cuantificar el temblor en la mano. Se explican los requerimientos principales del sistema, desde las condiciones preliminares para el diseño mecánico, hasta la selección de componentes electrónicos y su ensamblaje. Asimismo, se expone el funcionamiento general del sistema, incorporando también aspectos relacionados con el costo, con el objetivo de lograr una solución que garantice precisión y confiabilidad en las mediciones.

#### **2.1 Requerimientos del dispositivo**

Los requerimientos del dispositivo se establecen a partir de las necesidades del usuario y de los parámetros estándar asociados a la función específica que debe cumplir. Asimismo, se consideran otros aspectos relevantes, como la seguridad del usuario frente a posibles fallas del sistema, las condiciones ambientales a las que el equipo podría estar expuesto, la facilidad de mantenimiento de sus componentes, el método de ensamblaje y el costo de fabricación.

#### **Función principal**

El dispositivo está dirigido para cuantificar el temblor de manos en personas con Parkinsonismo o aquellas propensas a sufrirlas, en base a las evaluaciones de la escala

MDS-UPDRS, incluyendo movimientos como el golpeteo de dedos y la acción nariz-dedo. En consecuencia, su aplicación se realiza en el dedo del paciente y debe ser operado exclusivamente por el personal de salud encargado de la evaluación. Además, el dispositivo no debe generar molestias ni interferir con los movimientos del paciente, por lo que su presencia debe pasar inadvertida durante todo el proceso de medición.

### **Ergonomía**

Es fundamental considerar la ergonomía del dispositivo. Por ello, se requiere emplear elementos de sujeción que sean flexibles y ajustables, de modo que puedan adaptarse adecuadamente a la anatomía de las manos de cada usuario.

### **Fabricación y material**

Debido a que el dispositivo se utiliza para medir el temblor en la mano, se requiere que este sea lo más ligero posible, para evitar agotamiento de peso e interferencia en el temblor de la mano. Por ello, el diseño debe incorporar la menor cantidad posible de componentes y contar con una estructura optimizada que no interfiera en el movimiento propio de la mano. El uso de la impresión 3D ayudaría en reducir el peso del sistema, así como evitar interferencia con el temblor en la mano. Además, el material utilizado en la impresión 3D tiene que ser biocompatible, debido a su contacto con el paciente; biodegradable, para que el sistema contribuya a la preservación con el medio ambiente; y de fácil acceso en el país, para su facilidad de producción.

### **Energía**

La energía es vital para el funcionamiento del dispositivo. Por ello, la selección de la fuente de energía requiere considerar diversas características del equipo, así como las ventajas y limitaciones de cada alternativa. Dado que el dispositivo debe ser portátil y mantener un peso reducido, las opciones posibles se limitan principalmente a dos: Baterías de 5V o Fuente de alimentación externa. Debido a que el uso del dispositivo será solo para cuantificar el temblor en reposo de la mano siguiendo la escala MDS-UPDRS, su uso será durante 10 segundos por cada evaluación.

## **Seguridad**

La seguridad es un aspecto fundamental en dispositivos destinados al uso directo en personas. Por ello, el sistema debe garantizar un funcionamiento completamente seguro y estar diseñado para minimizar cualquier riesgo ante posibles fallas, protegiendo así la integridad del paciente. En este sentido, los materiales de fijación del dispositivo utilizados para las manos del paciente estarán hecho de materiales biocompatibles.

## **Montaje y mantenimiento**

Contar con un diseño modular en el dispositivo resulta ventajoso tanto para el paciente como para el personal de salud, pues facilita su colocación y utilización en la mano que se desea evaluar. Asimismo, los componentes seleccionados deben requerir un mantenimiento mínimo, dado que el equipo será empleado de manera frecuente. En consecuencia, se busca que el sistema funcione prácticamente sin necesidad de intervenciones de mantenimiento.

## **Uso**

El dispositivo estará destinado a su uso en entornos clínicos, principalmente en establecimientos de primer nivel de atención. En consecuencia, se encontrará expuesto a condiciones ambientales con temperaturas aproximadas de 24 °C y niveles de humedad relativa entre 45 % y 60 %, conforme a lo establecido en la Norma Técnica de Salud N° 113-MINSA/DGIEM-V.01 (Ministerio de Salud, 2015). Debido a la alta protección que existe hacia los dispositivos en dichos ambientes, el dispositivo debe tener un grado de protección IP20 como mínimo.

En la Tabla 2.1 presenta un compendio de los requerimientos esenciales que el dispositivo debe cumplir.

Tabla 2.1: Resumen de los requerimientos del dispositivo

<b>Parámetro</b>	<b>Descripción</b>
Función principal	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Uso en el dedo de las manos</li> <li>- No incomodar al paciente en todo el tiempo de uso</li> </ul>
Ergonomía	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Uso de componentes de fijación flexibles y ajustables</li> </ul>
Fabricación	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Impresión 3D, algunas piezas se podrían conseguir en el mercado</li> </ul>
Material	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Ligero, biodegradable, biocompatible, con estructura reducida</li> </ul>
Energía	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Baterías de 5V o mediante fuente de alimentación externa</li> </ul>
Seguridad	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Uso de aislante eléctrico</li> </ul>
Montaje	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Diseño modular</li> </ul>
Mantenimiento	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Bajo. Utilización de componentes diseñados para operar con muy poca necesidad de mantenimiento</li> </ul>
Uso	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Uso en ambiente clínicos, con una temperatura ambiental de 24 grados Celsius y una humedad relativa entre 40-60%</li> </ul>

## 2.2 Consideraciones preliminares para el diseño mecánico del dispositivo

En el diseño de la parte mecánica del dispositivo considerarse los siguientes aspectos fundamentales:

- El sistema será utilizado para caracterizar el temblor en las manos
- Los sensores inerciales son sensibles a las vibraciones

Ante ello, se requiere que el sensor inercial presente en el dispositivo esté fijo a la mano para evitar movimientos que no sean generados por este. Para desarrollar este componente de fijación debemos de conocer la antropometría de la mano, así como la ubicación del sensor.

### 2.2.1 Antropometría de la mano

La recolección de datos se realizará en personas mayores de 60 años, dado que este grupo etario presenta la mayor incidencia de la enfermedad de Parkinson. Con tal efecto, se debe tener en consideración las dimensiones antropométricas en los adultos mayores de 60, pertenecientes a la población peruana, debido a la mayor accesibilidad de contactar con dicha población. Sin embargo, no se encontró bibliografía pertinente sobre las dimensiones antropométricas de la mano de la población peruana, por lo que nos basaremos en las dimensiones antropométricas de la población latinoamericana.

Avila *et al.* desarrolló un estudio para obtener el perfil dimensional de la población latinoamericana, en donde se puede obtener las dimensiones antropométricas de las manos de la población mexicana, cubana, colombiana, chilena y venezolana. Sin embargo, en este estudio solo se observan dimensiones antropométricas en adultos mayores de 60 años originarios de México, tal como se muestra en la Tabla 2.2 (Avila, 2007).



Tabla 2.2: Dimensiones antropométricas en adultos mayores de 60 años originarios de México.

Modificado de (Avila, 2007)

Dimensiones (mm)			60-90 años (n=169)				
					Percentiles		
			$\bar{X}$	D.E.	5	50	95
39	Longitud mano	Varón	182	10.6	165	184	200
		Mujer	170	8	157	170	184
40	Longitud palma mano	Varón	105	5.7	95	104	114
		Mujer	98	5	89	97	106
41	Anchura mano	Varón	105	6.6	94	104	116
		Mujer	95	7	84	95	107
42	Anchura palma mano	Varón	86	4.7	79	86	94
		Mujer	77	4	71	77	84
43	Diámetro empuñadura	Varón	44	3.9	38	44	51
		Mujer	42	4	36	43	49

### 2.2.2 Ubicación del sensor

Los temblores en las manos, generados por el parkinsonismo, son variados y de manera involuntaria. Estos temblores pueden ser asimétricos y variar en su localización. Es decir, el temblor en la mano puede empezar con solo el temblor de un dedo y extenderse a toda la mano conforme avance la enfermedad del paciente (American Parkinson Disease Association, 2018; American Parkinson Disease Association, 2023). Por consiguiente, existirán casos los cuales se observarán temblores involuntarios generados solamente por los dedos.

Para cuantificar estos patrones de temblor durante la adquisición de datos, se posicionará el sensor en la tercera falange del dedo índice de la mano del paciente, como se ilustra en la Figura 2.1. Esta ubicación ha sido seleccionada estratégicamente porque permite evaluar de manera objetiva tareas motoras incluidas en la escala MDS-UPDRS, como el golpeteo de dedos. Dicha prueba es fundamental para analizar la bradicinesia y la coordinación motora fina, por lo que la colocación del sensor en esta región facilitará la recolección de datos precisos sobre el control motor del paciente.

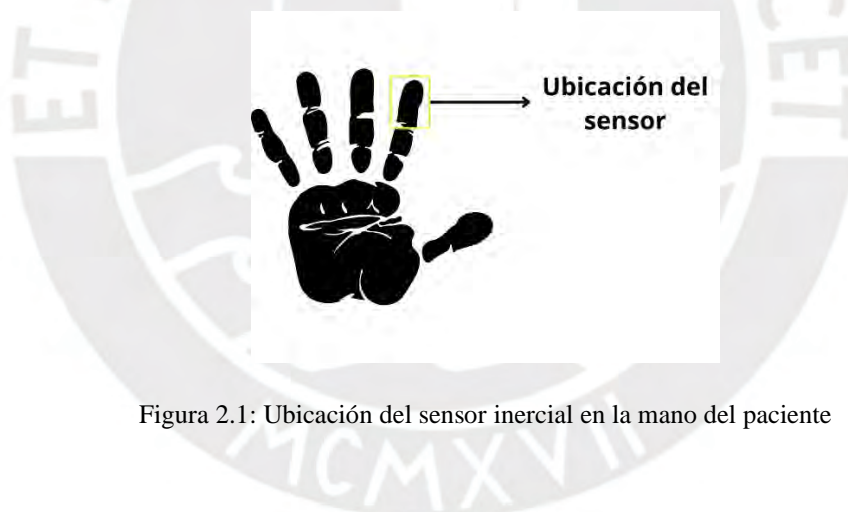


Figura 2.1: Ubicación del sensor inercial en la mano del paciente

### 2.3 Diseño de la estructura mecánica

El componente de fijación se colocará en la tercera falange del dedo índice, por lo que es necesario considerar las dimensiones de dicha región. Dado a la ausencia de información sobre las dimensiones antropométricas específicas del dedo índice, utilizaremos valores aproximados basados de la tabla 2.1. En este caso, asumiremos que el ancho de todos los dedos, excepto el pulgar, sea del mismo valor.

Asimismo, debido a que existen diferencias en las dimensiones de la mano entre hombres y mujeres, se optará por utilizar los valores máximos registrados. De esta

manera, se garantiza que el diseño del componente de fijación sea ergonómico y pueda adaptarse a distintos usuarios sin generar molestias durante su uso.

De la Tabla 2.1, sabemos que el promedio de la mayor anchura palma mano se encuentra en los varones, con un valor de 86 mm. Con ello, considerando que el ancho de cada dedo excepto el pulgar sea de valores iguales, el ancho del dedo índice sería:

$$\text{Ancho} = \frac{86}{4} = 21.5 \text{ mm}$$

Para asegurar una adecuada ergonomía, se plantea que el mecanismo de sujeción adopte un diseño semejante al de un pulsioxímetro de pinza comercial, ya que este tipo de dispositivo se ajusta con facilidad a distintos tamaños de dedo, tal como se aprecia en la Figura 2.2.

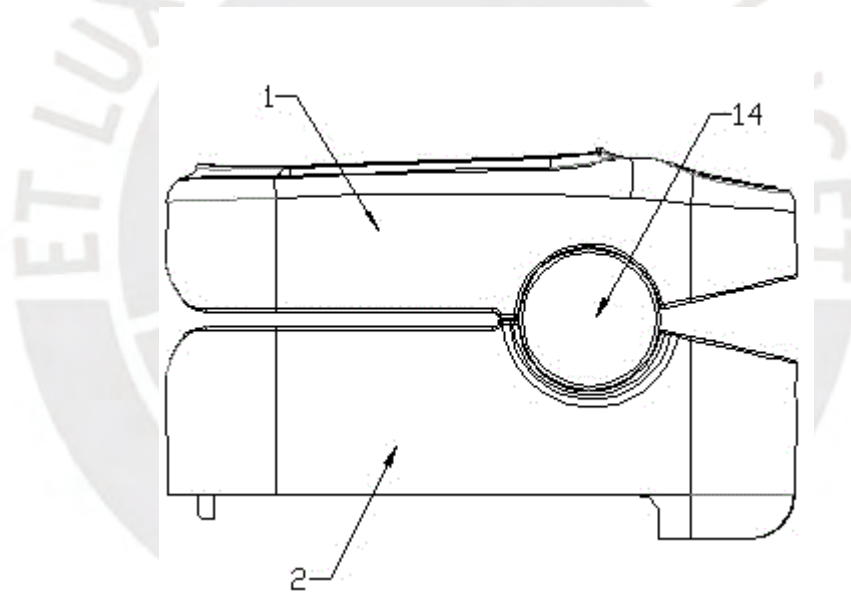


Figura 2.2: Diseño de un pulsioxímetro de pinza comercial. Extraído de [GUIGONG,2017]

Por ello, se emplea una estructura mecánica previamente desarrollada y validada en un estudio piloto por Romero et al. (2023). Dicho prototipo, fabricado mediante impresión 3D, fue creado con el propósito de cuantificar el golpeteo de dedos en pacientes con enfermedad de Parkinson, incorporando un sensor inercial montado sobre un soporte ajustable tipo abrazadera, tal como se muestra en la Figura 2.3.

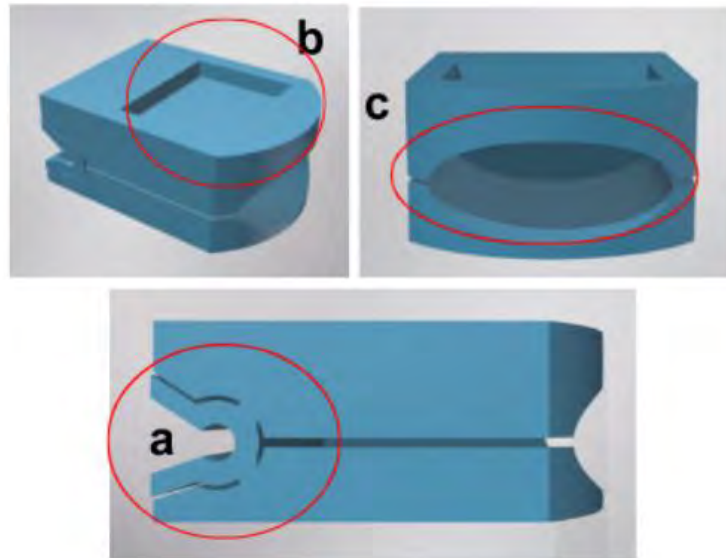


Figura 2.3: Prototipo 3D del dispositivo con zonas principales: (a) flexible, (b) rígida, (c) ergonómica.

Extraído de Romero et al. (2023).

La estructura consta de 3 partes:

**Zona flexible (a):** Parte de la estructura que actúa como una bisagra y permite que el dispositivo se ajuste al dedo de manera cómoda.

**Zona rígida (b):** Área en donde se aloja el sensor inercial MPU 6050.

**Zona ergonómica (c):** Esta zona está diseñada específicamente para acomodar el dedo índice del paciente, asegurando que el dispositivo se use de manera cómoda y eficiente.

Este diseño busca garantizar una colocación consistente del sensor entre evaluaciones, reducir artefactos derivados del movimiento involuntario de la mano completa y facilitar su integración en entornos clínicos y de investigación.

En el presente trabajo se reutiliza dicho diseño, adaptándolo únicamente en el área de inserción del dedo, que se estableció en 25 mm de diámetro para asegurar un espacio adecuado para el dedo índice. La versión final de la estructura mecánica se presenta en la Figura 2.4, mientras que el plano detallado del sistema se presenta en el Anexo A.

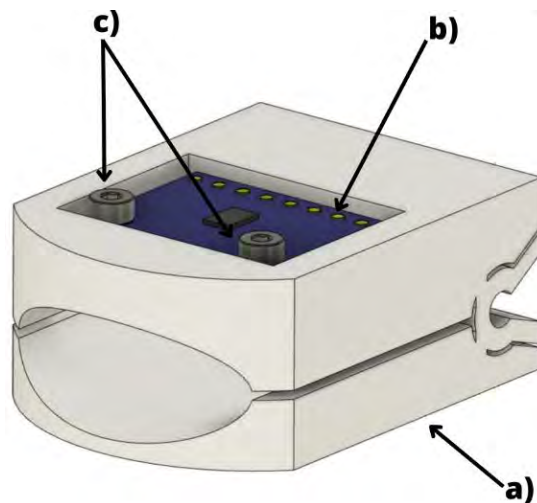


Figura 2.4: Estructura mecánica del sistema, el cual consiste en a) un sistema de soporte en forma de pinza, donde se ubicará el b) sensor inercial, el cual se fijará con c) pernos de sujeción removibles

#### 2.4 Lógica del funcionamiento general del sistema

El dispositivo está desarrollado con la finalidad de adquirir parámetros mediante el uso de sensor inercial. Entonces, cuando el sistema está encendido, el sistema comenzará a adquirir los parámetros obtenidos de dicho sensor (aceleración y velocidad angular), durante 10 segundos, tal como se muestra en la Figura 2.5.

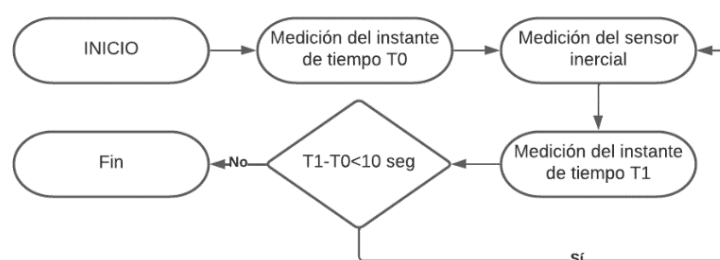


Figura 2.5. Lógica de funcionamiento general del sistema

Una vez que sistema detecta que transcurrieron los 10 segundos de tiempo de adquisición, el sistema procede a su detención.

#### 2.5 Selección de componentes

En esta sección se expondrán de manera detallada las consideraciones que se han tenido en cuenta al momento de seleccionar los componentes eléctricos y electrónicos

que conforman el sistema. Como resumen general, la Figura 2.6 ofrece una representación visual de los elementos que lo conforman y de las conexiones establecidas entre ellos.

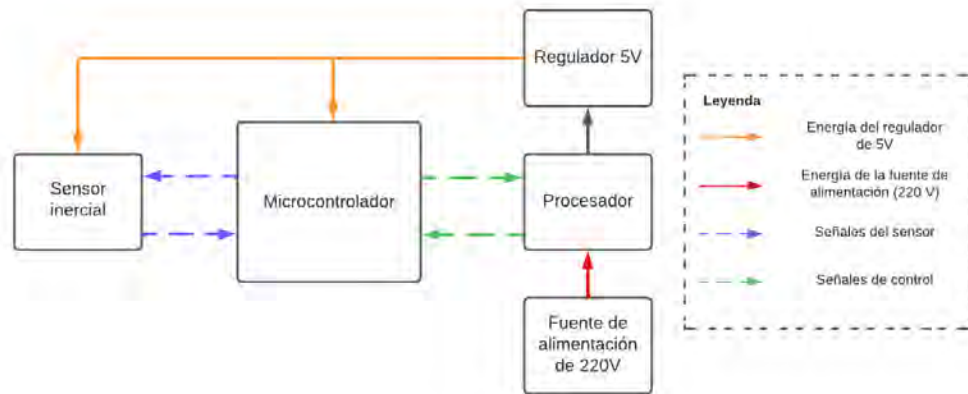


Figura 2.6: Componentes del sistema

### 2.5.1 Sensor inercial

Sensor indispensable para la cuantificación del temblor en reposo. Su función es registrar la velocidad angular y la aceleración de la mano en los tres ejes principales (x, y, z) durante un intervalo de 10 segundos. El sensor recibirá la señal de microcontrolador para empezar la adquisición. Asimismo, enviará la adquisición obtenida hasta que el controlador no reciba más información. Debido a que se quiere que el sistema sea económico y comercial, se requiere el uso de productos de bajo costo y comerciales a nivel nacional, por lo cual se optó por el uso del sensor MPU-6050.

### 2.5.2 Microcontrolador

La elección del microcontrolador se determina a partir de las características necesarias para garantizar el funcionamiento adecuado de los componentes con los cuales estará integrado. A continuación, se detalla el conjunto de especificaciones que este dispositivo debe cumplir para asegurar su capacidad de gestionar correctamente el sistema.

- 2 pines para comunicación con el sensor
  - o 1 para el SDA

- 1 para el SCL
- 2 pines para el flujo de corriente a los componentes
  - 1 para el VCC
  - 1 para el GND
- 1 puerto USB
  - Para enviar la información adquirida al procesador
  - Para activar el microcontrolador

Teniendo en consideración estos requisitos, se decidió el uso del microcontrolador comercial “ATmega328P”, del equipo “Arduino UNO R3”, pues cuenta con todas las funcionalidades antes presentadas, además de una frecuencia máxima de operación de 20 MHz con una arquitectura RISC de 8 bits, lo que le permite procesar señales con una velocidad adecuada para las demandas del sistema. Además, dispone de 2 KB de memoria RAM, cantidad suficiente para ejecutar el algoritmo encargado de la adquisición y transmisión de los datos.

### **2.5.3 Procesador**

La selección de procesador se basa en las características que requiere este dispositivo para la funcionalidad del microcontrolador, además de tener la capacidad para procesar la información recibida de este. A continuación, se detalla el conjunto de especificaciones que el procesador debe cumplir para asegurar el funcionamiento adecuado del sistema.

- 1 puerto USB
  - Para recibir la información adquirida por el microcontrolador
  - Para activar el microcontrolador
- Portátil
  - Para facilitar la adquisición de datos
- Debe poder utilizarse con batería

Para el desarrollo de este sistema de monitoreo, se usará la computadora portátil marca Asus, con un procesador Intel(R) Core (TM) i7, además de tener una RAM de 12 GB, con un sistema operativo de 64 bits. Estas características cumplen con los requisitos necesarios para garantizar el funcionamiento adecuado del sistema.

#### **2.5.4 Regulador de 5V**

Dado que el consumo energético del sistema es relativamente bajo debido a los componentes empleados para la adquisición de datos, además de que se optó por el uso del procesador “ATmega328P”; se decidió el uso del cable USB 2.0 tipo A/B, dado a que es una fuente de alimentación que envía un voltaje de 5V del procesador hacia el microcontrolador.

#### **2.5.5 Fuente de alimentación de 220V**

A pesar de que el procesador tiene la capacidad de utilizarse con una batería, este puede llegar a descargarse. Ante ello, se debe de tener una fuente de alimentación eléctrica de 220V para alimentar al dispositivo portátil en caso la batería esté baja, ya que no se puede detener la adquisición de datos de la mano.

### **2.6 Costos**

El costo total del dispositivo depende del proceso de fabricación, el cual comprende el precio de los componentes comerciales, los servicios de manufactura y el ensamblaje. A continuación, se describen las consideraciones tomadas en cuenta para cada uno de estos elementos, incluyendo los impuestos legales correspondientes.

#### **Costo de componentes comerciales**

Los costos de los componentes utilizados para el desarrollo del dispositivo se presentan en la Tabla 2.3. Estos valores fueron obtenidos a partir de cotizaciones de fabricantes o distribuidores disponibles en el mercado nacional. Es importante mencionar que los costos correspondientes a elementos como cables de conexión, aislante termoencogible, estaño para soldadura y tornillos (agrupados como “Otros componentes” en la Tabla 3.1) fueron estimados en función de la cantidad requerida y de los precios ofrecidos por los distribuidores, dado que estos insumos presentan una

amplia variedad de marcas y calidades, lo que produce diferencias significativas en sus costos.

Tabla 2.3: Costo de los componentes comerciales

<b>Componente</b>	<b>Cant.</b>	<b>Costo Unitario (S/.)</b>	<b>Costo total (S/.)</b>
MPU 6050 - Sensor inercial, incluye regulador 5V	1	18.00	18.00
Arduino UNO R3 - Microcontrolador	1	65.00	65.00
Laptop ASUS INTEL CORE I7 8VA GEN 12GB RAM 512GB SSD 15.6" - Procesador, incluye batería y fuente de alimentación de 220V	1	4000.00	4000.00
Otros componentes	1	10.20	10.20
<b>Total</b>			<b>4093.20</b>

### Costo de los servicios de manufactura

En costos de manufactura presentaremos el costo de manufactura aditiva para el desarrollo del sistema mecánico (Tabla 2.4).

Tabla 2.4: Costo de los servicios de manufactura

<b>Tipo de consumo</b>	<b>Costo (S/.)</b>
Filamento	0.66
Electricidad	0.42
Depreciación de la Impresora	0.07
Preparación	4.33
Post-Procesado	1.00
Consumibles	0.00
Imprevistos	0.64
<b>Total</b>	<b>7.12</b>

### Costo de ensamble

Este costo corresponde a una estimación de los honorarios que se asignarían a un asistente para llevar a cabo el ensamblaje de los componentes eléctricos y mecánicos. Los detalles asociados a este cálculo se presentan en la Tabla 2.5.

Tabla 2.5: Costo de ensamble

<b>Ensamble</b>	<b>Precio (S/.)</b>	<b>Cantidad</b>	<b>Honorarios (S/.)</b>
Circuito electrónico	50	1	50
Sistema mecánico	20	1	20
<b>Total</b>			<b>70</b>

### Costo total de fabricación

El costo indicado en la Tabla 2.6 integra la totalidad de los gastos de fabricación detallados en las secciones previas. Cabe resaltar que se incluyó un margen de seguridad respecto al presupuesto estimado; por ello, se añadió un 10 % adicional sobre la suma de los costos mencionados anteriormente al cálculo final.

Tabla 2.6: Costo total de fabricación

<b>Concepto</b>	<b>Costo (S/.)</b>
Componentes comerciables	4093.2
Manufactura	7.12
Ensamble	70
Imprevistos	417.03
<b>Total</b>	<b>4587.35</b>

## **CAPÍTULO 3**

### **METODOLOGÍA PARA LA IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA**

En este capítulo se expone el diseño experimental utilizado para evaluar el sistema de monitoreo del temblor en la mano mediante el uso de sensores inerciales. Se describen las características de los participantes, el protocolo clínico basado en la escala MDS-UPDRS aplicado durante las sesiones de evaluación, y la metodología seguida para la adquisición de señales. Asimismo, se explica el procesamiento de datos realizado para extraer métricas relevantes, tanto en fase ON como OFF en pacientes con enfermedad de Parkinson, así como en voluntarios control. Esta información constituye la base para el análisis cuantitativo y correlacional que se presenta en el capítulo siguiente.

#### **3.1 Consentimiento informado**

Antes de detallar la metodología de adquisición, es importante informar que cada participante dentro de este estudio dio su consentimiento explícito mediante la firma del documento de consentimiento informado para el análisis de los movimientos asociados al síndrome de parkinsonismo (Anexo B). Dicho procedimiento contó con la aprobación previa del Comité de Ética de la Pontificia Universidad Católica del Perú (Anexo D).


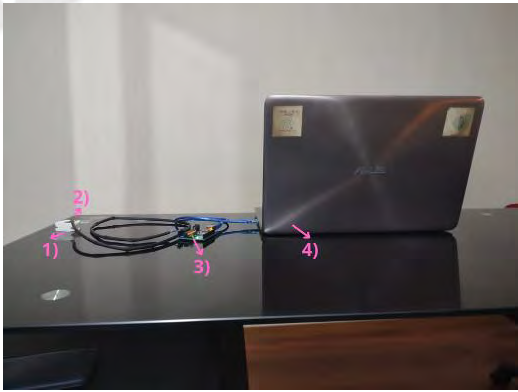
### 3.2 Metodología de adquisición de datos

A continuación, se proporciona una descripción de los materiales utilizados y de su disposición dentro del entorno destinado a la adquisición de datos. Asimismo, se detalla el procedimiento seguido para la ejecución de las tareas y el proceso de registro de la información.

#### 3.2.1 Descripción y caracterización del ambiente de adquisición

Se instaló un equipo de adquisición de datos en un ambiente centralizado para los pacientes, empleando un conjunto de materiales cuya descripción se presenta en la Tabla 3.5.

Tabla 3.1: Materiales para la caracterización del ambiente de adquisición

Material	Muebles	Imagen referencial
Muebles	Una silla de cualquier material que tenga reposabrazos, sobre el cual el paciente pueda apoyar sus manos. Además, una mesa en donde se pueda colocar la computadora portátil.	
Sistema de adquisición	Sistema de adquisición desarrollado en el presente estudio, el cual consiste en un componente de fijación mecánica del sensor (1), un sensor inercial (2), un microcontrolador (3), y un procesador (4)	

### Acondicionamiento del ambiente

Se colocó la silla al lado de la mesa, el cual servirá de apoyo para el procesador utilizado. La ubicación de la mesa debe de estar cercano a una fuente de alimentación de 220 V para utilizarlo en caso la batería del procesador se encuentra baja, además de ubicarse en un ambiente donde no se presente un ruido eléctrico o electromagnético mayor a lo que se presenta en una casa en promedio. Luego, se procedió a colocar el sistema de adquisición en la mesa antes mencionada. Finalmente, se procede la activación del sistema para corroborar su correcto funcionamiento.

### 3.2.2 Ejecución de tareas

Para este estudio, se utilizaron versiones modificadas de tres ítems de la parte III de la escala MDS-UPDRS (ítems 3.4, 3.15 y 3.17), las cuales evalúan aspectos clave del movimiento en las manos. Estas modificaciones tuvieron como objetivo uniformizar el tiempo de adquisición de datos a exactamente 10 segundos por tarea, permitiendo una captura estandarizada y comparable entre evaluaciones, lo que resulta especialmente relevante al trabajar con sensores inerciales. En la Tabla 3.6 se observa la descripción de actividades modificadas de cada ítem. Cada participante con temblores patológicos desarrolló 2 evaluaciones del temblor en reposo por cada mano (antes y después de tomar su medicamento), mientras que cada participante control (aquellos que no presenta temblores patológicos) realizó 1 evaluación de cada ítem por mano.

Tabla 3.2: Ítems modificados de la escala MDS-UPDRS aplicados en el estudio

Ítem	Evaluación MDS-UPDRS	Descripción de la tarea modificada (duración: 10 s)
3.4	Golpeteo de dedos	El paciente golpea el índice con el pulgar de la misma mano durante 10 segundos.
3.15	Temblor postural	El paciente extiende cada brazo al frente y los mantuvo en esa posición durante 10 segundos.
3.17	Temblor en reposo	El paciente coloca la mano en reposo en un reposabrazos durante 10 segundos.

En el caso de los participantes con enfermedad de Parkinson, las mediciones se tomaron en dos condiciones distintas: fase ON y fase OFF. La fase ON corresponde al periodo en el que los pacientes recibieron la medicación (Levodopa), mientras que la fase OFF representa el momento en que los efectos de la medicación se han desvanecido, y los pacientes experimentan una mayor severidad en sus síntomas, especialmente los temblores y la rigidez. Esta diferenciación es crucial para observar cómo las métricas de aceleración y variabilidad del temblor se ven afectadas por la medicación y para correlacionarlas con el puntaje clínico MDS-UPDRS.

Para los objetivos de este estudio, se evaluaron los temblores en ambas fases con el fin de observar cómo las métricas de aceleración y variabilidad del temblor se correlacionan con los puntajes clínicos de la escala MDS-UPDRS. La fase ON fue esperada para mostrar un comportamiento más suave en las métricas, mientras que la fase OFF reflejó una mayor variabilidad y energía, debido a la menor respuesta motora.

### **3.2.3 Adquisición de datos**

La responsabilidad de adquirir los datos en cada participante fue asignada a un evaluador y a un asistente de investigación. El evaluador tuvo a su cargo la entrega de las instrucciones y la supervisión de las pruebas, asegurando que se siguiera correctamente el protocolo establecido por la escala MDS-UPDRS. Por otro lado, el asistente de investigación fue el responsable del acondicionamiento del ambiente de adquisición e indicar al paciente el inicio de la prueba.

El proceso comenzaba con la presentación del equipo a cargo y la explicación del propósito del estudio. Si el participante aceptaba voluntariamente su participación y no presentaba dudas, se procede a la firma del consentimiento informado.

Luego, se invita al participante a sentarse en la silla que pertenece al ambiente donde se realizará la adquisición. Una vez ubicado, se solicita a colocar los brazos en posición de descanso sobre los reposabrazos, tal como se muestra en la Figura 3.1. El asistente de investigación verifica que las manos permanezcan relajadas y en reposo, para luego iniciar la adquisición de los ítems 3.4, 3.15 y 3.17, en ese orden. En el caso de participantes con la enfermedad de Parkinson, la primera adquisición se realiza en estado OFF. Concluida esta etapa, el participante ingiere su medicación y, tras alcanzar el estado ON, se repite la adquisición de los tres ítems.



Figura 3.1: Ubicación de los brazos en la silla

En aquellos casos en que el investigador principal o el asistente de investigación observen en el ambiente acondicionado una incorrecta adquisición de la mano (por ejemplo: movimiento realizado antes de la indicación del inicio, movimiento de las manos ejecutado por el participante), se solicita al voluntario amablemente repetir la adquisición.

Asimismo, durante todo el procedimiento se efectuó una grabación mediante una cámara web conectada al procesador, con el propósito de verificar el cumplimiento adecuado del protocolo de adquisición.

Finalmente, el asistente de investigación ingresará la información del participante en la ficha correspondiente de recolección de datos (Anexo C).

La Figura 3.2 presenta un resumen del proceso de adquisición aplicado tanto a los participantes con temblores patológicos en las manos como a los voluntarios control.

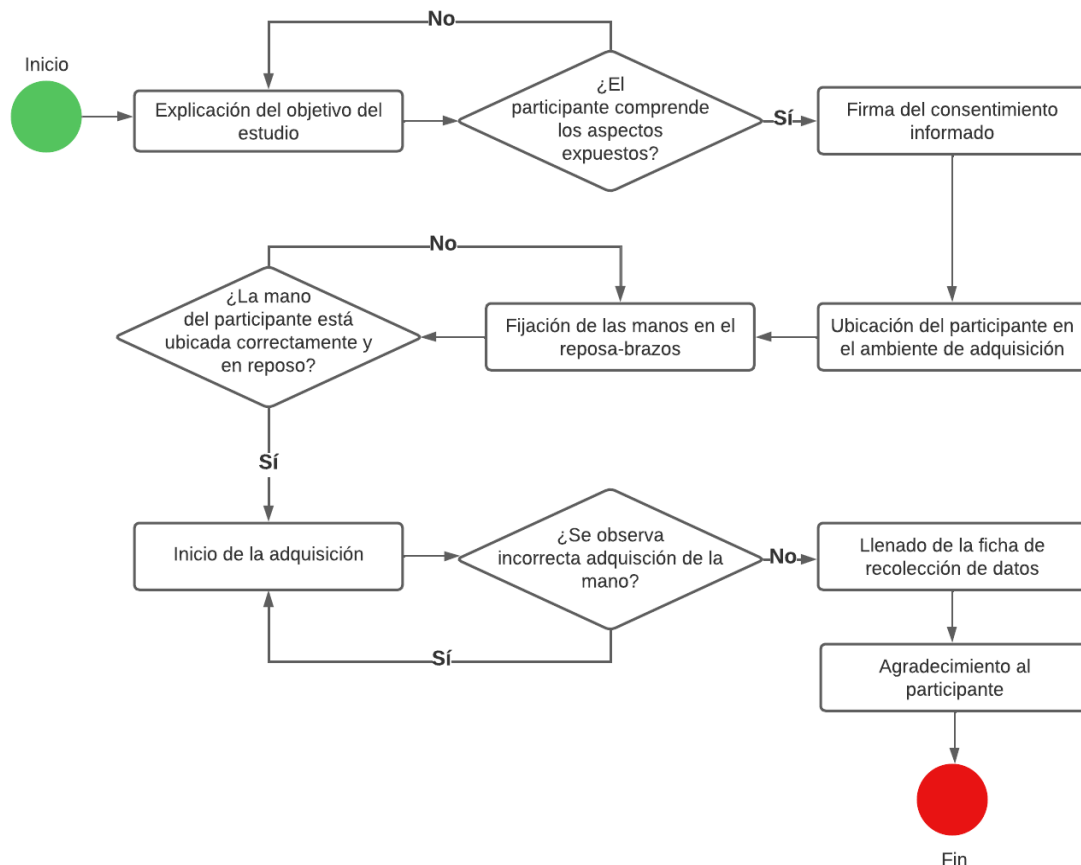


Figura 3.2: Flujo de procesos del protocolo de adquisición de vídeos

### 3.3 Base de datos

La base de datos consistió en un total de 15 personas, 7 de estas personas diagnosticadas con la enfermedad de Parkinson (edad:  $61.43 \pm 8.08$  años, género: 1 mujer y 6 varones), y 8 personas controles (edad:  $58.88 \pm 11.06$  años, género: 4 mujeres y 4 varones), las cuales son aquellas que no sufren ningún temblor patológico de la mano. En el grupo de pacientes con Parkinson se adquirieron en dos momentos: antes de tomar el medicamento denominado levodopa, el cual ayuda a disminuir los temblores; y después de su ingesta. En el caso de los participantes control, solo de adquirió una única vez por persona.

Sin embargo, no todos los registros fueron considerados aptos para el análisis. Se aplicaron criterios de exclusión, eliminando aquellos registros correspondientes a:

- Personas medicadas con otros fármacos neurológicos no controlados en el protocolo.
- Registros descartados debido a factores electrónicos.

En la Tabla 3.3 podemos observar los datos aptos para analizar por cada ítem.

Tabla 3.3: Base de datos aptos para la cuantificación de la enfermedad de Parkinson

Ítem modificado de la escala MDS-UPDRS	Datos aptos para analizar
3.4	29
3.15	21
3.17	27
<b>Total de datos</b>	<b>77</b>

De este modo, la base de datos final consiste en un total de 77 datos, obtenidos de 11 personas (edad:  $59.7 \pm 6.65$ ); 5 de estos son personas con enfermedad de Parkinson y 6 personas controles.

En la Tabla 3.4 presenta los datos obtenidos en las tres evaluaciones MDS-UPDRS para cada participante control. Se observan que se los registros correspondientes a los participantes 6, 7 y 8 no son válidos, debido a que recibían tratamiento con fármacos neurológicos no controlados en el protocolo.

Tabla 3.4: Selección de datos válidos obtenidos de las 3 evaluaciones MDS-UPDRS, a partir de participantes control

Participante control	Evaluaciones					
	ON			OFF		
	3.4	3.15	3.17	3.4	3.15	3.17
1	✓	✓	✓	✓	✓	✓
2	✓	✓	✓	✓	✓	✓
3	✓	✓	✓	✓	✓	✓
4	✓	✓	✓	✓	✓	✓
5	✓	✓	✓	✓	✓	✓
6	×	×	×	×	×	×
7	×	×	×	×	×	×
8	×	×	×	×	×	×



En la Figura 3.3 podemos observar uno de los datos dañados por dichos factores electrónicos.

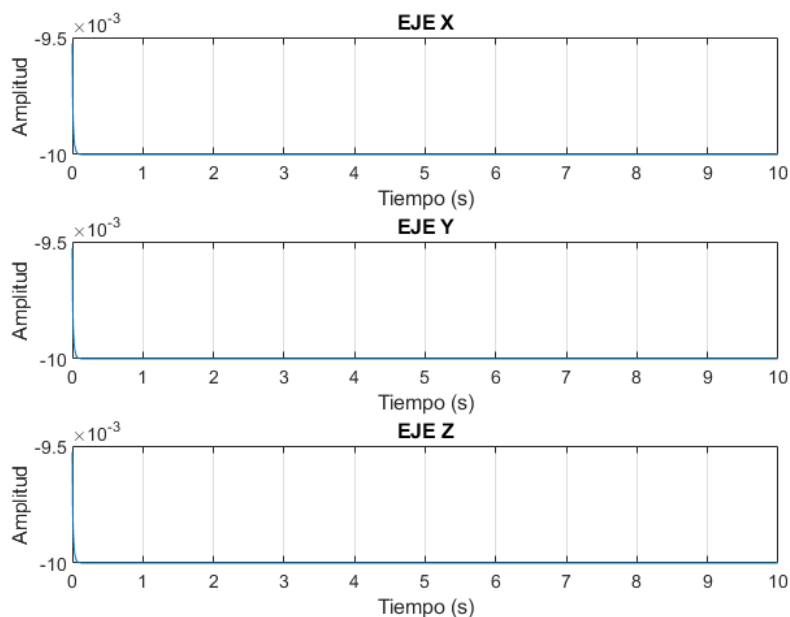


Figura 3.3: Gráfico de la amplitud del temblor postural en el tiempo de la mano izquierda del voluntario con la enfermedad de Parkinson en la etapa OFF.

#### 3.4 Proceso de anonimización de la base de datos

Los archivos obtenidos por los datos adquiridos gracias al sensor fueron codificados y ordenados en la computadora portátil, en formato “.mat”. Estos archivos se etiquetaron según el tipo de participante. Para los voluntarios con parkinsonismo, se etiquetó como: “Parkinsonismo\_#0X\_Y\_M\_Z”, en donde X representa el orden del voluntario con parkinsonismo, Y el número de ítem modificado de la parte 3 de la escala MDS-UPDRS con la que se realizó la evaluación, M el tipo de mano del paciente (derecha o izquierda) y Z si se adquirió antes del efecto de la levodopa (OFF) o después (ON). En el caso de los voluntarios controles, se etiquetó de la siguiente forma: “Control\_#0X\_Y\_M”, en donde X representa el orden del voluntario, Y el número de ítem modificado de la parte 3 de la escala MDS-UPDRS con la que se realizó la evaluación y M el tipo de mano del paciente (derecha o izquierda).

Finalmente, se subieron los archivos con su respectivo código a un servidor en la nube de almacenamiento de datos. Este proceso de organización y etiquetado fue esencial para asegurar la trazabilidad y consistencia durante las fases posteriores de análisis.

### 3.5 Procesamiento de la base de datos

Se utilizaron cuatro métricas: energía del vector aceleración ( $E_{ac}$ ); energía del vector velocidad angular ( $E_w$ ); la suma de las diferencias absolutas entre los valores consecutivos de los componentes de la aceleración ( $sd_{ac}$ ); y la suma de las frecuencias dominantes de cada eje ( $F_{xyz}$ ). A continuación, se presentarán las etapas a realizar en el procesamiento de los datos obtenidos.

#### Lectura de datos

Para el procesamiento, se cargó en MATLAB R2021b una carpeta correspondiente a cada voluntario, identificada con su respectivo código. En cada carpeta se encontraban los datos asociados al participante, los cuales habían sido preprocesados previamente (sección 3.5).

#### Eliminación del componente DC

Toda señal cuya amplitud media de onda sea distinta a cero presenta componente DC, generado por la corriente directa aplicado al sistema. Por lo cual, se le restará el promedio de los valores de la señal para eliminar el componente DC, tal como se muestra en la Ecuación 3.1.

$$S_f = S_i - S_{average} \quad (3.1)$$

#### Aplicación del filtro Kalman

El filtro Kalman es un algoritmo ampliamente reconocido por su eficacia en el procesamiento de señales provenientes de sensores inerciales, gracias a su capacidad para atenuar diversos tipos de ruido, como el ruido de alta frecuencia, ruido térmico y las interferencias electromagnéticas (Dubié et al., 2022). Este filtro no solo suaviza las señales, sino que también predice movimientos futuros basándose en mediciones pasadas, lo que lo convierte en una herramienta valiosa para mejorar la precisión en la cuantificación del temblor, en particular en pacientes con enfermedad de Parkinson (Samà et al., 2017). En este contexto, el filtro Kalman se emplea principalmente para suavizar señales ruidosas, proporcionando estimaciones más precisas de los

movimientos del paciente y ayudando a obtener datos más fiables para el diagnóstico y seguimiento del temblor.

### **Aplicación del filtro Savitzky-Golay**

El filtro Savitzky-Golay es una técnica de suavizado de señales que se distingue por su capacidad para preservar características locales de la señal, como los picos de temblor, mientras reduce el ruido de alta frecuencia, empleando un ajuste polinómico local dentro de una ventana deslizante para suavizar la señal sin alterar los detalles cruciales, como la frecuencia y amplitud del temblor (Li & Sun, 2020; Almeida et al., 2021). Este filtro se destaca por su simplicidad y bajo requerimiento computacional, ya que no requiere un modelo dinámico ni cálculos predictivos complejos, lo que lo hace más accesible y eficiente en entornos con limitaciones de recursos (Li & Sun, 2020). En contraste con el filtro Kalman, que es particularmente útil en situaciones donde se requiere una estimación adaptativa y un seguimiento continuo (Du & Sun, 2017), el filtro Savitzky-Golay es particularmente adecuado para eliminar ruido de alta frecuencia preservando la estructura dinámica de la señal. Por ello, constituye una herramienta valiosa para la cuantificación precisa del temblor en pacientes con enfermedad de Parkinson (He et al., 2022).

### **Cálculo de la energía total del vector aceleración ( $E_{ac}$ )**

Para calcular  $E_{ac}$  se realiza mediante la suma de los cuadrados de los componentes del vector aceleración en los 3 ejes (X, Y, Z). La fórmula de cálculo de  $E_{ac}$  se observa en la Ecuación 3.2.

$$E_{ac} = \sum_{i=1}^N (\alpha_x(i)^2 + \alpha_y(i)^2 + \alpha_z(i)^2) \quad (3.2)$$

Donde:

- $\alpha_x(i)$ ,  $\alpha_y(i)$ ,  $\alpha_z(i)$  son las componentes del vector de aceleración en los ejes X, Y, Z respectivamente, en el tiempo  $i$ .
- $N$  es el número total de muestras.

### **Cálculo de la energía total del vector velocidad angular ( $E_w$ )**

El cálculo de  $E_w$  se realiza mediante la suma de los cuadrados de los componentes del vector velocidad angular en los 3 ejes (X, Y, Z). La fórmula de cálculo de  $E_w$  se observa en la Ecuación 3.3.

$$E_w = \sum_{i=1}^N (w_x(i)^2 + w_y(i)^2 + w_z(i)^2) \quad (3.3)$$

Donde:

- $w_x(i)$ ,  $w_y(i)$ ,  $w_z(i)$  son las componentes del vector velocidad angular en los ejes X, Y, Z respectivamente, en el tiempo  $i$ .
- $N$  es el número total de muestras.

#### **Cálculo de la suma de las diferencias absolutas entre los valores consecutivos de los componentes de la aceleración ( $sd_{ac}$ )**

En el estudio desarrollado por Kostikis *et al.* (2014) se utiliza la métrica  $sd_{ac}$  con la finalidad de cuantificar la variabilidad del temblor en pacientes con Parkinson. El cálculo de la métrica se realiza mediante la suma de las diferencias absolutas entre los valores consecutivos de las componentes del vector de aceleración en los 3 ejes (X, Y, Z) para cada instante de tiempo. Se recorre cada uno de los 3 ejes y se calcula la diferencia absoluta entre dos instantes de tiempos consecutivos, sumando estas diferencias para todos los instantes de tiempo y ejes, tal como se observa en la Ecuación 3.4 (Kostikis et al., 2014).

$$sd_{ac} = \sum_{i=1}^{N-1} \sum_{k \in \{x,y,z\}} |\alpha_k(i) + \alpha_k(i+1)| \quad (3.4)$$

Donde:

- $\alpha_k(i)$  es el valor de la aceleración en el instante  $i$  para el eje  $k$ .
- $N$  es el número de muestras.

#### **Cálculo de la suma de las frecuencias dominantes de cada eje ( $F_{xyz}$ )**

El cálculo de  $F_{xyz}$  se basa en la suma de las frecuencias máximas de cada eje de la señal obtenida por el sensor (Ecuación 3.5).

$$F_{xyz} = f_x + f_y + f_z \quad (3.5)$$

Donde:

- $f_x, f_y, f_z$  son las frecuencias máximas en los ejes X, Y, Z respectivamente.

En la Figura 3.4 se resumen las etapas del procesamiento para el cálculo de cada una de estas métricas.

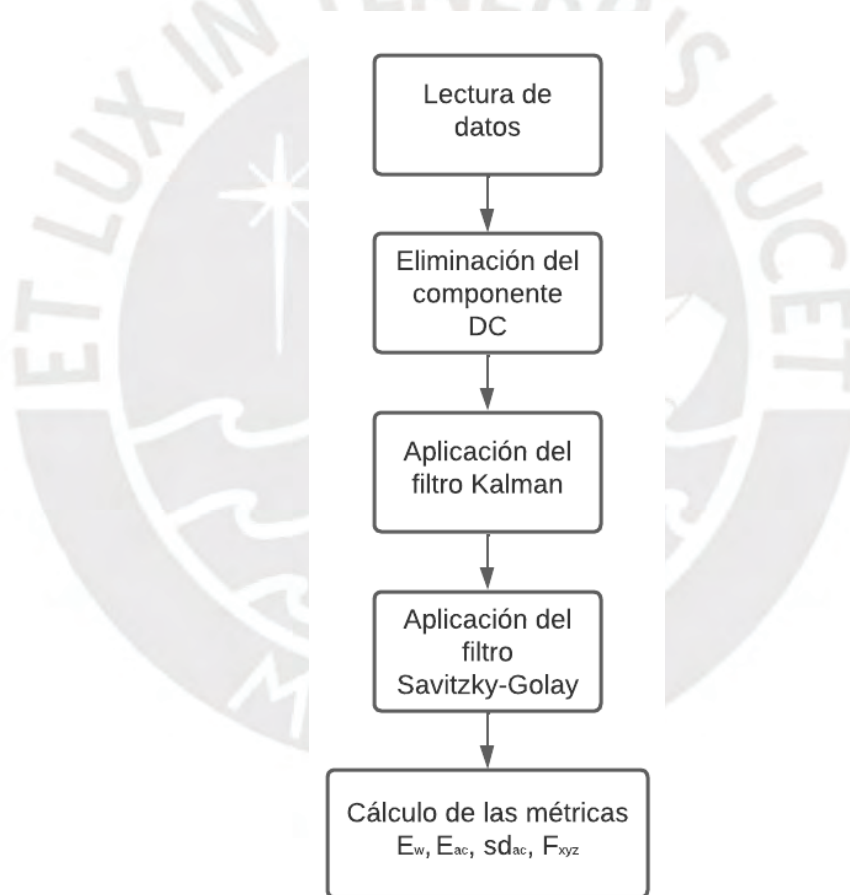


Figura 3.4: Etapas para el cálculo de cada una de las métricas

### 3.6 Procedimiento estadístico

Una vez obtenidos los valores de las métricas para cada uno de los movimientos registrados, se procedió a calcular el coeficiente de correlación de Pearson con el fin

de analizar la relación lineal entre dichas métricas y los puntajes clínicos asignados a cada paciente según la escala MDS-UPDRS. El coeficiente de correlación de Pearson proporciona una medida de la fuerza y la dirección de la relación entre las dos variables, donde un valor cercano a +1 o -1 indica una fuerte correlación, mientras que un valor cercano a 0 sugiere que no hay una relación lineal significativa (Field, 2013). Para verificar la significancia de las correlaciones de las métricas, se calculó el valor  $p$  asociado a cada coeficiente de correlación. Se consideró una significancia estadística del 1% ( $p < 0.01$ ), lo que significa que los resultados obtenidos tienen una alta probabilidad de no haber ocurrido por azar (Field, 2013).

Se utilizaron gráficos de dispersión para visualizar la relación entre las métricas calculadas y los puntajes MDS-UPDRS. Los gráficos permitieron observar de manera clara las tendencias y patrones en los datos de temblor en relación con los puntajes clínicos.



## CAPÍTULO 4

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En este último capítulo se presentan los resultados obtenidos a partir del procesamiento realizado para calcular las cuatro métricas descritas en el Capítulo 3 ( $E_{ac}$ ,  $E_w$ ,  $sd_{ac}$ ,  $F_{xyz}$ ), así el puntaje obtenido con relación a la escala MDS-UPDRS y la correlación de este y las 4 métricas calculadas. Cabe mencionar que existen 2 tipos de voluntarios (control y con temblor patológico) y 4 ítems modificados evaluados (ver Tabla 3.6). De este modo, se analizará los resultados obtenidos de manera separada de estas 4 evaluaciones modificadas.

Cada tarea fue ejecutada durante un tiempo uniforme de 10 segundos, con el objetivo de permitir la comparación entre registros bajo condiciones equivalentes. Además, para cada evaluación se calcularon las cuatro métricas cuantitativas previamente descritas en el Capítulo 3, permitiendo caracterizar el temblor desde distintas dimensiones: magnitud, variabilidad y frecuencia.

Los resultados se organizan según:

- El tipo de ítem modificado (golpeteo de dedos, temblor postural, temblor de acción, temblor en reposo).
- El grupo de participante (voluntarios con temblores patológicos vs. controles).
- La mano evaluada (izquierda o derecha).

- Y, en el caso de los participantes con Parkinson, también se distingue entre los estados OFF (antes de la medicación con Levodopa) y ON (después de la medicación).

Para cada ítem, se incluyen tablas que detallan los valores de cada métrica y su correspondiente puntaje MDS-UPDRS otorgado por el evaluador clínico. Asimismo, se reportan las correlaciones entre las métricas y las evaluaciones clínicas, como base para validar la utilidad del sistema propuesto en entornos reales de evaluación.

Por otro lado, las siguientes abreviaturas se utilizan de forma constante en todas las tablas:

- $E_{ac}$ : Energía del vector de aceleración total
- $E_w$ : Energía del vector de velocidad angular
- $sd_{ac}$ : Suma de diferencias absolutas de aceleración
- $F_{xyz}$ : Suma de frecuencias dominantes

#### 4.1 Golpeteo de dedos

A continuación, se presentan los resultados obtenidos de la evaluación del ítem 3.4 (golpeteo de dedos). La Tabla 4.1 muestra los resultados obtenidos en la evaluación del golpeteo de dedos para los voluntarios control, mientras que las Tablas 4.2 y 4.3 presentan los resultados para los participantes con temblores patológicos en la mano derecha e izquierda, respectivamente. En las 3 tablas, se incluyen las métricas de energía de aceleración ( $E_{ac}$ ), velocidad angular ( $E_w$ ), diferencias absolutas ( $sd_{ac}$ ) y frecuencias dominantes ( $F_{xyz}$ ), así como los puntajes MDS-UPDRS correspondientes. Las métricas  $E_{ac}$  y  $E_w$  se expresan en millones ( $\times 10^6$ ),  $sd_{ac}$  va en miles ( $\times 10^3$ ).

Tabla 4.1: Resultados del ítem 3.4 (Golpeteo de dedos) – Participantes control (mano derecha e izquierda)

Participante	Mano	Métricas				Puntaje MDS-UPDRS
		$E_{ac}(\times 10^6)$	$E_w(\times 10^6)$	$sd_{ac}(\times 10^3)$	$F_{xyz}$	
1	Derecha	24.341	28.662	19.034	3.3	0
	Izquierda	32.743	27.638	27.248	6.8	0
2	Derecha	35.588	53.576	28.215	5.7	0
	Izquierda	34.001	39.565	26.773	2.1	0
3	Derecha	38.783	41.333	28.208	5.1	0
	Izquierda	29.675	38.137	24.378	7.1	0
4	Derecha	31.467	40.837	19.093	8.4	0
	Izquierda	25.868	40.329	19.199	8.2	0

5	Derecha	35.207	41.647	28.666	6.4	0
	Izquierda	32.192	47.152	23.918	5.2	0

Tabla 4.2: Resultados del ítem 3.4 (Golpeteo de dedos) – Participantes con enfermedad de Parkinson, mano derecha (fases ON y OFF)

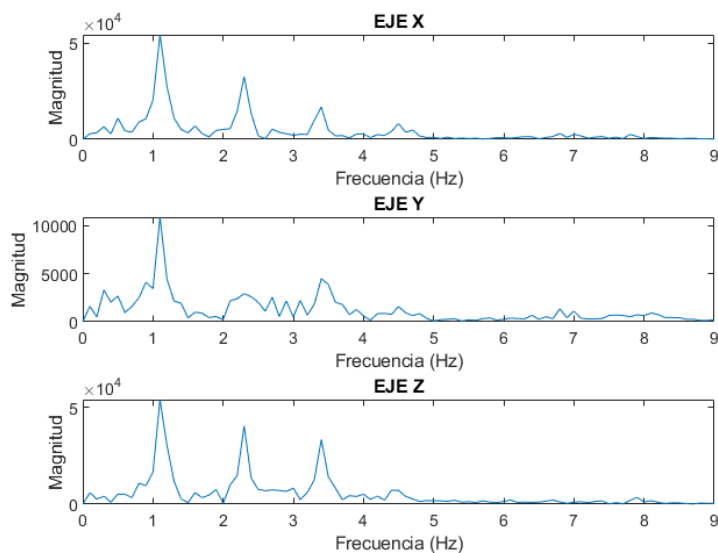
Participante	Estado	Métricas				Puntaje MDS-UPDRS
		$E_{ac}(x10^6)$	$E_w(x10^6)$	$sd_{ac}(x10^3)$	$F_{xyz}$	
1	ON	-	-	-	-	-
	OFF	23.644	30.187	33.240	10.3	3
2	ON	26.226	41.017	10.741	2.7	1
	OFF	17.316	30.451	28.207	3.6	1
3	ON	27.326	25.193	9.352	1.4	0
	OFF	27.547	40.851	7.597	4.4	1
4	ON	29.626	32.533	13.269	2.8	2
	OFF	26.461	26.339	8.273	3.1	3
5	ON	-	-	-	-	-
	OFF	-	-	-	-	-
6	ON	22.283	20.394	12.948	3.9	2
	OFF	19.995	4.105	5.990	4.3	3

Tabla 4.3: Resultados del ítem 3.4 (Golpeteo de dedos) – Participantes con enfermedad de Parkinson, mano izquierda (fases ON y OFF)

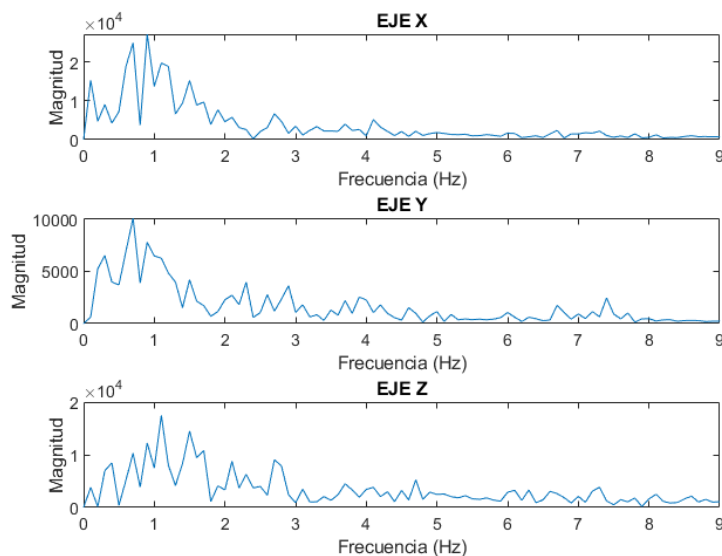
Participante	Estado	Métricas				Puntaje MDS-UPDRS
		$E_{ac}(x10^6)$	$E_w(x10^6)$	$sd_{ac}(x10^3)$	$F_{xyz}$	
1	ON	-	-	-	-	-
	OFF	20.877	11.727	10.405	3.2	3
2	ON	18.333	31.258	11.687	3.6	1
	OFF	20.892	37.319	19.060	4.5	1
3	ON	29.035	35.645	9.297	4.4	1
	OFF	29.043	42.456	8.768	3.6	1
4	ON	25.741	29.452	11.078	3.1	2
	OFF	27.841	34.959	11.845	2.1	2
5	ON	-	-	-	-	-
	OFF	26.178	68.820	8.239	2.7	2
6	ON	17.865	13.803	14.030	4.3	2
	OFF	19.056	15.144	12.026	7	2

Los resultados obtenidos en los participantes control tienen valores mayores a los mostrados en aquellos con Parkinson. Este aumento de valor en las métricas se debe a que los participantes con la enfermedad de Parkinson tienen una disminución de la

amplitud o interrupciones durante el movimiento del golpeteo, a diferencia de los participantes control, generando menor energía de movimiento (ver Figura 4.1). Este hallazgo valida de que los sensores inerciales pueden distinguir de manera efectiva entre individuos sanos y aquellos con Parkinson.



(A)



(B)

Figura 4.1: Espectro de frecuencia del golpeteo de dedos en los 3 ejes para voluntario control (A) y voluntario con la enfermedad de Parkinson (B). Voluntario control tiene menos picos de frecuencia, esto relacionado a menores temblores involuntarios.

Por otro lado, los pacientes con la enfermedad de Parkinson mostraron una diferencia significativa entre las fases ON y OFF en cuanto a los valores obtenidos por las métricas de temblor. En particular, se observó un aumento de la estabilidad y regularidad del temblor en la fase ON, tras la administración de medicación (Levodopa). Además, los valores de temblor en la fase ON fueron generalmente más altos en comparación con los obtenidos en la fase OFF, lo que sugiere una relación inversamente proporcional con el puntaje MDS-UPDRS, como se ilustra en la Figura 4.2 y la Figura 4.3. Todo ello confirma que el dispositivo tiene la capacidad de detectar diferencias sutiles de temblor entre los estados ON y OFF del paciente.

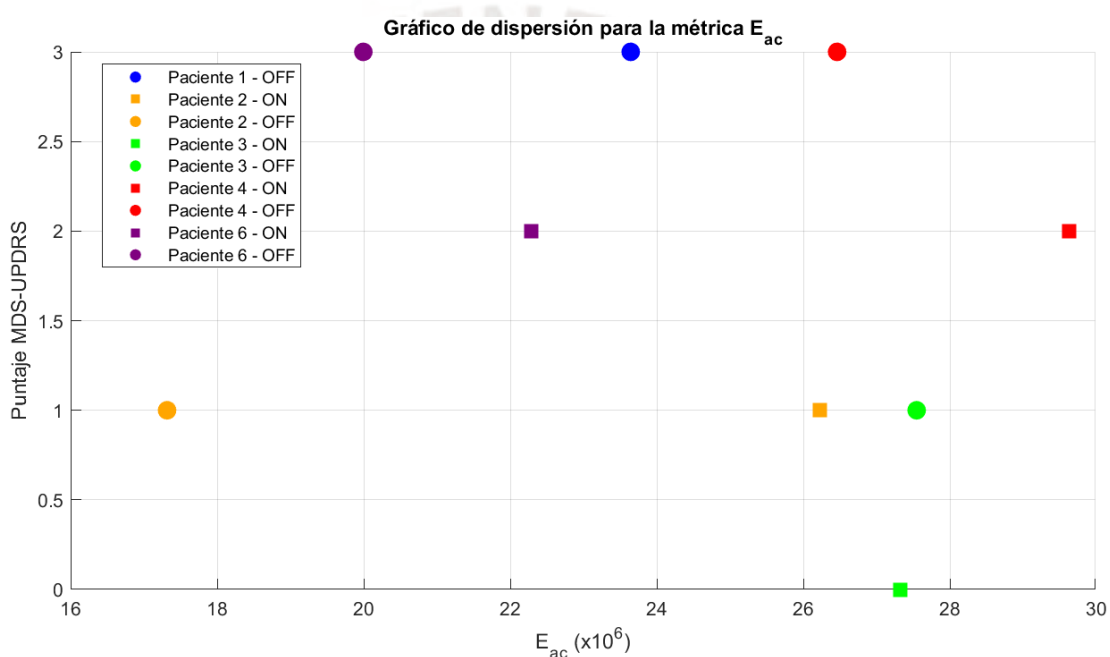


Figura 4.2: Gráfico de dispersión de la métrica  $E_{ac}$ , en base a los resultados del ítem 3.4 (golpeteo de dedos) – Participantes con enfermedad de Parkinson, mano derecha.

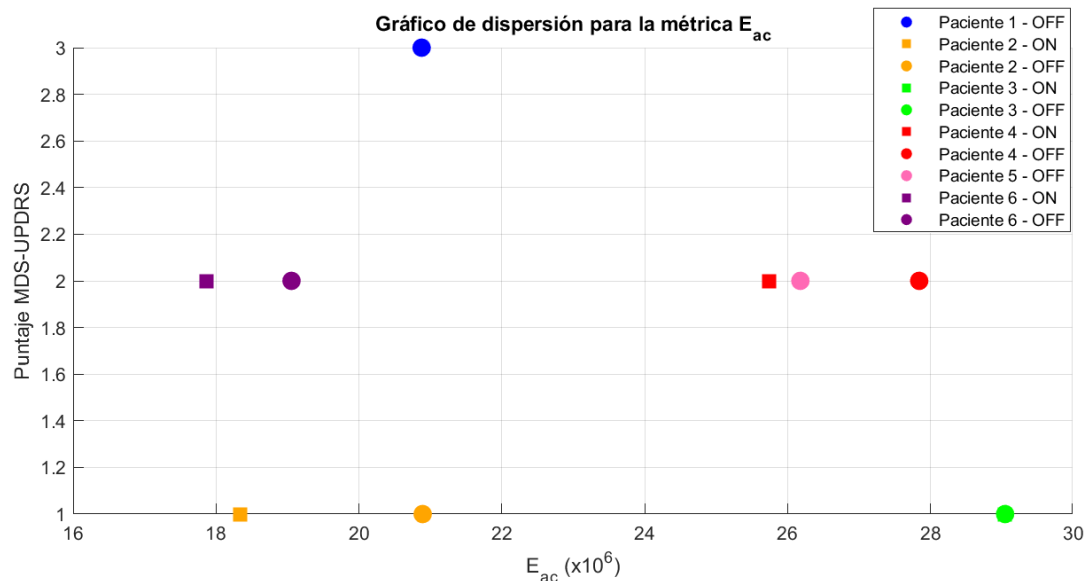


Figura 4.3: Gráfico de dispersión de la métrica  $E_{ac}$ , en base a los resultados del ítem 3.4 (golpeteo de dedos) – Participantes con enfermedad de Parkinson, mano izquierda.

En la Tabla 4.4, se observa la correlación que tiene cada una de las métricas con el puntaje MDS-UPDRS; en donde  $E_w$ ,  $sd_{ac}$ ,  $F_{xyz}$  muestran una correlación baja ( $-0.6 < r < 0.6$ ), por lo que demuestra que estas métricas no son indicativas de temblor patológico para la evaluación del temblor en reposo. Sin embargo, la energía de aceleración  $E_{ac}$  presenta una correlación de  $r = -0.60$ , lo que sugiere una cierta relación entre esta métrica y el puntaje clínico MDS-UPDRS. Esto implica que la magnitud del temblor, medida a través de la energía de aceleración, es un buen indicador de la severidad de los síntomas en los pacientes con Parkinson, teniendo así la capacidad de monitorear la progresión de la enfermedad y evaluar la eficacia del tratamiento.

Tabla 4.4: Correlación entre las métricas de movimiento y el puntaje MDS-UPDRS para el ítem 3.4 (Golpeteo de dedos)

Métrica	Correlación con MDS-UPDRS (r)	p-value (p)
$E_{ac}$	-0.60	0.0007
$E_w$	-0.49	0.0063
$sd_{ac}$	-0.49	0.0071
$F_{xyz}$	-0.16	0.4088

En la Figura 4.4 se observa como la escala MDS-UPDRS se correlaciona con la métrica  $E_{ac}$ , generando una tendencia lineal con una pendiente de  $a_{\text{golpeteo}} = -3.0963$ , calculado a partir de la Ecuación 4.1.

$$a_{\text{golpeteo}} = r \frac{\sigma_{ac}}{\sigma_u} \quad (4.1)$$

Donde:

- $r$  es la correlación de Pearson entre los puntajes MDS-UPDRS y la métrica  $E_{ac}$ .
- $\sigma_{ac}$  es la desviación estándar de los valores de  $E_{ac}$ .
- $\sigma_u$  es la desviación estándar de los puntajes MDS-UPDRS.

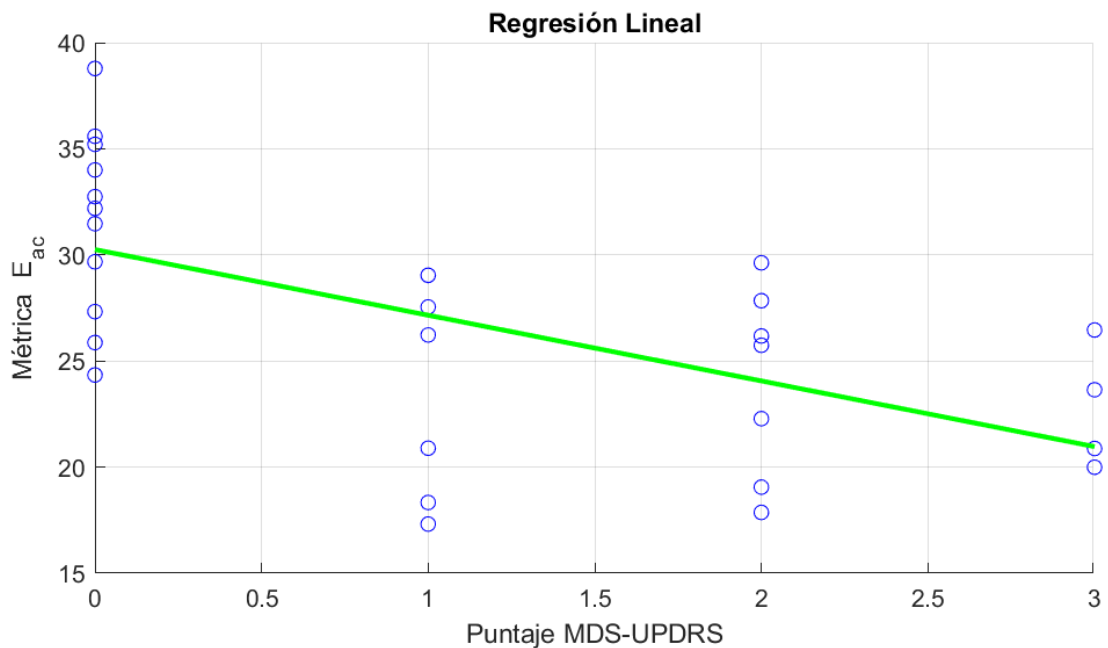


Figura 4.4: Regresión lineal entre la métrica  $E_{ac}$  y el puntaje MDS-UPDRS para el ítem 3.4 (Golpeteo de dedos)

## 4.2 Temblor postural

Se presentan los resultados obtenidos de la evaluación del ítem 3.15 (temblor postural). La Tabla 4.5 muestra los resultados obtenidos en la evaluación del temblor postural para los voluntarios control, mientras que las Tablas 4.6 y 4.7 presentan los resultados para los participantes con temblores patológicos en la mano derecha e izquierda, respectivamente. En las 3 tablas, se incluyen las métricas de energía de aceleración ( $E_{ac}$ ), velocidad angular ( $E_w$ ), diferencias absolutas ( $sd_{ac}$ ) y frecuencias dominantes ( $F_{xyz}$ ), así como los puntajes MDS-UPDRS correspondientes.

La métrica  $E_{ac}$  se expresa en millones ( $\times 10^6$ ),  $E_w$  se expresa en miles ( $\times 10^3$ ).

Tabla 4.5: Resultados del ítem 3.15 (Temblor postural) – Participantes control (mano derecha e izquierda)

Participante	Mano	Métricas				Puntaje MDS-UPDRS
		$E_{ac}(x10^6)$	$E_w(x10^3)$	$sd_{ac}$	$F_{xyz}$	
1	Derecha	18.378	29.559	382.385	1.3	1
	Izquierda	18.214	41.195	435.243	2.4	1
2	Derecha	17.876	29.253	238.875	3.4	0
	Izquierda	19.432	110.944	643.221	5.1	1
3	Derecha	17.452	30.887	341.991	2.4	1
	Izquierda	18.667	659.147	1122.285	1.8	1
4	Derecha	20.278	56.575	502.095	0.4	0
	Izquierda	17.191	60.398	660.322	1.4	0
5	Derecha	17.556	25.092	143.919	1.6	0
	Izquierda	18.070	23.921	134.287	1.9	0

Tabla 4.6: Resultados del ítem 3.15 (Temblor postural) – Participantes con enfermedad de Parkinson, mano derecha (fases ON y OFF)

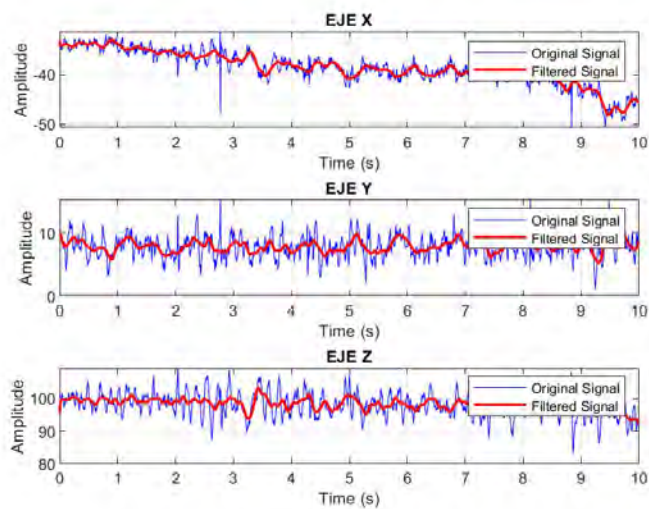
Participante	Estado	Métricas				Puntaje MDS-UPDRS
		$E_{ac}(x10^6)$	$E_w(x10^3)$	$sd_{ac}$	$F_{xyz}$	
1	ON	-	-	-	-	-
	OFF	-	-	-	-	-
2	ON	27.378	6.534	445.584	2.3	0
	OFF	-	-	-	-	-
3	ON	27.669	4.051	283.822	1.0	0
	OFF	-	-	-	-	-
4	ON	-	-	-	-	-
	OFF	25.615	1816.515	1051.556	0.5	0
5	ON	-	-	-	-	-
	OFF	27.095	154.641	1823.886	4.0	1
6	ON	-	-	-	-	-
	OFF	25.276	4325.902	16010.916	10.5	2

Tabla 4.7: Resultados del ítem 3.15 (Temblor postural) – Participantes con enfermedad de Parkinson, mano izquierda (fases ON y OFF)

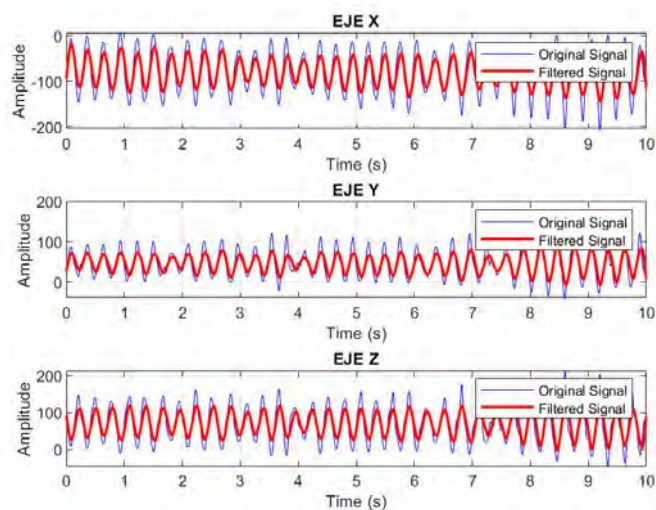
Participante	Estado	Métricas				Puntaje MDS-UPDRS
		$E_{ac}(x10^6)$	$E_w(x10^3)$	$sd_{ac}$	$F_{xyz}$	
1	ON	-	-	-	-	-
	OFF	-	-	-	-	-
2	ON	-	-	-	-	-
	OFF	26.982	36.852	1770.207	1.6	1
3	ON	26.998	30.642	898.670	12.5	1
	OFF	-	-	-	-	-
4	ON	28.250	6.608	342.319	2.6	0
	OFF	27.838	36.864	585.111	3	0

5	ON	-	-	-	-	-
	OFF	27.014	142.385	1800.376	3.6	2
6	ON	-	-	-	-	-
	OFF	10.975	12232.173	7415.306	0.3	3

Los resultados obtenidos en los voluntarios control muestran que los valores de las métricas fueron consistentemente bajas en su mayoría, lo que refleja una mano sin señales significativas de interrupciones o aumento espontáneo de la amplitud. Por otro lado, al comparar los resultados de dichos voluntarios con los participantes con la enfermedad de Parkinson en fase OFF, se evidenció un aumento considerable en los valores de las métricas. Esto se debe al aumento de la amplitud de la mano en este estado ocasionado por los temblores patológicos en la mano, siendo coherente al puntaje MDS-UPDRS evaluado en los participantes (ver Figura 4.5).



(A)



(B)

Figura 4.5: Gráfico de la amplitud del temblor postural en el tiempo de la mano izquierda del voluntario control 4 (A) y la mano derecha del voluntario 6 con la enfermedad de Parkinson en la fase OFF (B). Voluntario tiene mayor valor de amplitud en el tiempo, esto relacionado a los temblores involuntarios presentes por la enfermedad.

Estos hallazgos de las métricas en los controles no solo confirmaron la estabilidad del temblor (o la falta de él), sino que también sirven como referencia para los resultados de los pacientes con la enfermedad de Parkinson.

Por otro lado, en la Tabla 4.8, se observa la correlación que tiene cada una de las métricas con el puntaje MDS-UPDRS. Se muestra que las métricas  $E_{ac}$  y  $F_{xyz}$  presentan una correlación baja ( $-0.6 < r < 0.6$ ), a diferencia de las métricas  $E_w$  y  $sd_{ac}$ . De estas dos últimas, la energía de la velocidad angular presenta una mayor correlación ( $r = 0.70$ ). Esto implica que la magnitud del temblor, medida a través de la energía de vector de velocidad angular, es el mejor indicador de las 4 métricas desarrolladas para evaluar la severidad de los síntomas en los pacientes con Parkinson.

Tabla 4.8: Correlación entre las métricas de movimiento y el puntaje MDS-UPDRS para el ítem 3.15 (Temblor postural)

Métrica	Correlación con MDS-UPDRS (r)	p-value (p)
$E_{ac}$	0.05	0.8301
$E_w$	0.70	0.0004
$sd_{ac}$	0.64	0.0019
$F_{xyz}$	0.28	0.2130

En la Figura 4.6 se observa como la escala MDS-UPDRS se correlaciona con la métrica  $E_w$ , generando una tendencia lineal con una pendiente de  $a_{postural} = 2277.8803$ , calculado a partir de la Ecuación 4.2.

$$a_{postural} = r \frac{\sigma_w}{\sigma_u} \quad (4.2)$$

Donde:

- $r$  es la correlación de Pearson entre los puntajes MDS-UPDRS y la métrica  $E_w$ .
- $\sigma_w$  es la desviación estándar de los valores de  $E_w$ .
- $\sigma_u$  es la desviación estándar de los puntajes MDS-UPDRS.

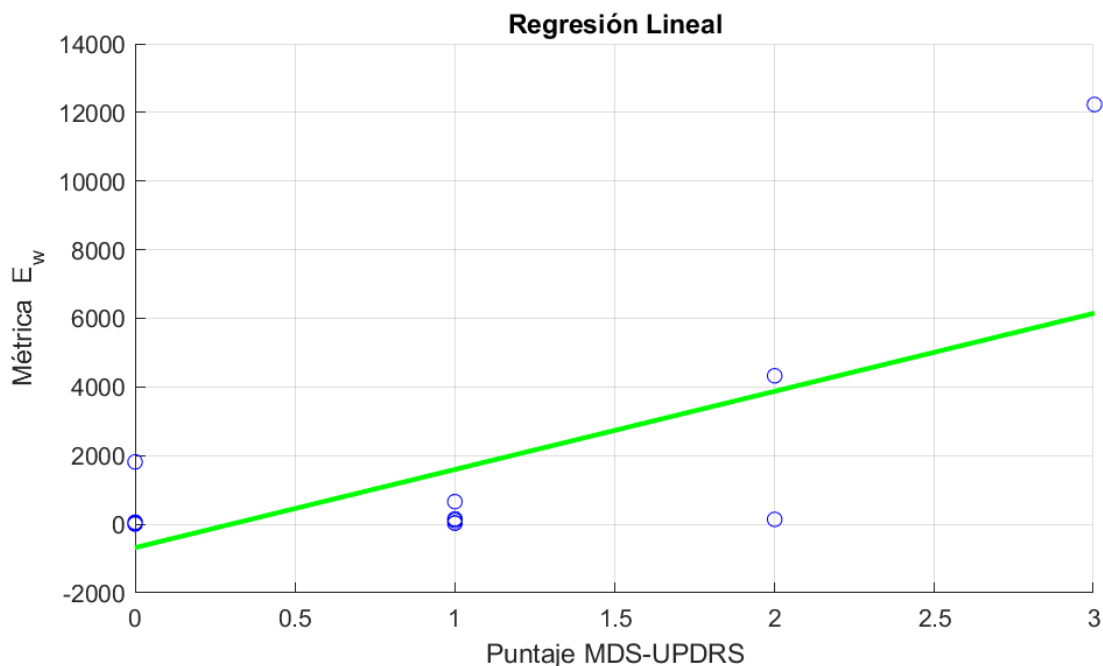


Figura 4.6: Regresión lineal entre la métrica  $E_w$  y el puntaje MDS-UPDRS para el ítem 3.15 (Temblor postural)

### 4.3 Temblor de reposo

Se presentan los resultados obtenidos de la evaluación del ítem 3.17 (Temblor de reposo). La Tabla 4.9 muestra los resultados obtenidos en la evaluación del temblor de reposo para los voluntarios control, mientras que las Tablas 4.10 y 4.11 presentan los resultados para los participantes con temblores patológicos en la mano derecha e izquierda, respectivamente. En las 3 tablas, se incluyen las métricas de energía de aceleración ( $E_{ac}$ ), velocidad angular ( $E_w$ ), diferencias absolutas ( $sd_{ac}$ ) y frecuencias dominantes ( $F_{xyz}$ ), así como los puntajes MDS-UPDRS correspondientes.

La métrica  $E_{ac}$  se expresa en millones ( $\times 10^6$ ); la métrica  $E_w$  en miles ( $\times 10^3$ ).

Tabla 4.9: Resultados del ítem 3.17 (Temblor de reposo) – Participantes control (mano derecha e izquierda)

Participante	Mano	Métricas				Puntaje MDS-UPDRS
		$E_{ac}(\times 10^6)$	$E_w(\times 10^3)$	$sd_{ac}$	$F_{xyz}$	
1	Derecha	28.604	30.947	394.85	2.8	0
	Izquierda	21.556	27.773	141.87	0.5	0
2	Derecha	35.095	27.378	86.56	0.5	0
	Izquierda	21.028	27.839	95.35	0.5	0
3	Derecha	33.213	28.426	92.48	0.9	0
	Izquierda	21.777	34.105	272.21	0.3	0
4	Derecha	37.871	81.644	137.72	0.6	0

	Izquierda	26.463	44.699	305.58	0.3	0
5	Derecha	33.497	26.173	64.24	0.6	0
	Izquierda	26.164	25.810	70.61	0.6	0

Tabla 4.10: Resultados del ítem 3.17 (Temblor de reposo) – Participantes con enfermedad de Parkinson, mano derecha (fases ON y OFF)

Participante	Estado	Métricas				Puntaje MDS-UPDRS
		$E_{ac}(x10^6)$	$E_w(x10^3)$	$sd_{ac}$	$F_{xyz}$	
1	ON	-	-	-	-	-
	OFF	-	-	-	-	-
2	ON	24.710	20.892	427.40	3.1	0
	OFF	24.238	12.595	420.61	2.9	0
3	ON	24.273	58.231	1351.10	11.5	0
	OFF	26.176	203.798	1449.83	0.3	1
4	ON	24.147	3.555	120.78	2	0
	OFF	25.075	6.509	135.33	0.3	0
5	ON	-	-	-	-	-
	OFF	24.777	1826.426	5600.83	8.7	2
6	ON	26.430	325.763	2447.12	7.7	1
	OFF	30.337	52.076	1568.19	10.1	2

Tabla 4.11: Resultados del ítem 3.17 (Temblor de reposo) – Participantes con enfermedad de Parkinson, mano izquierda (fases ON y OFF)

Participante	Estado	Métricas				Puntaje MDS-UPDRS
		$E_{ac}(x10^6)$	$E_w(x10^3)$	$sd_{ac}$	$F_{xyz}$	
1	ON	-	-	-	-	-
	OFF	-	-	-	-	-
2	ON	-	-	-	-	-
	OFF	25.377	14.750	397.36	3.5	1
3	ON	47.382	28781.191	44763.94	12	3
	OFF	29.528	12133.763	31369.32	12.6	3
4	ON	23.034	4.935	124.79	0.3	0
	OFF	25.646	15.160	209.49	2.9	0
5	ON	-	-	-	-	-
	OFF	24.225	699.962	1896.55	4.4	2
6	ON	20.767	58.951	569.71	6.3	2
	OFF	29.456	18750.350	15114.04	9.9	3

Los resultados obtenidos en los voluntarios control muestran que las métricas obtuvieron en su mayoría valores bajos y constantes, especialmente en la métrica  $F_{xyz}$ , lo que refleja una mano en reposo, sin interrupciones por temblores patológicos.

Por otro lado, al comparar los resultados de los voluntarios con la enfermedad de Parkinson en la fase OFF y la fase ON, se observa que existe un aumento en el valor

de las métricas en la fase OFF, a comparación en la fase ON, para aquellos voluntarios cuyo puntaje en la escala MDS-UPDRS sea mayor en la fase OFF (ver Figuras 4.7 y 4.8).

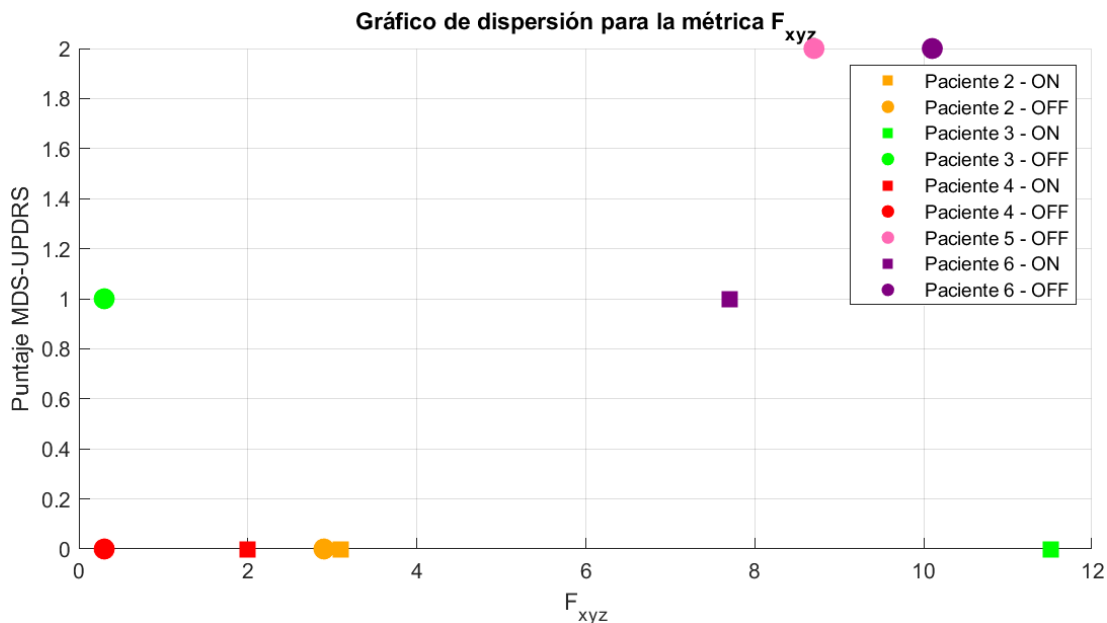


Figura 4.7: Gráfico de dispersión de la métrica  $F_{xyz}$ , en base a los resultados del ítem 3.17 (temblor de reposo) – Participantes con enfermedad de Parkinson, mano derecha.

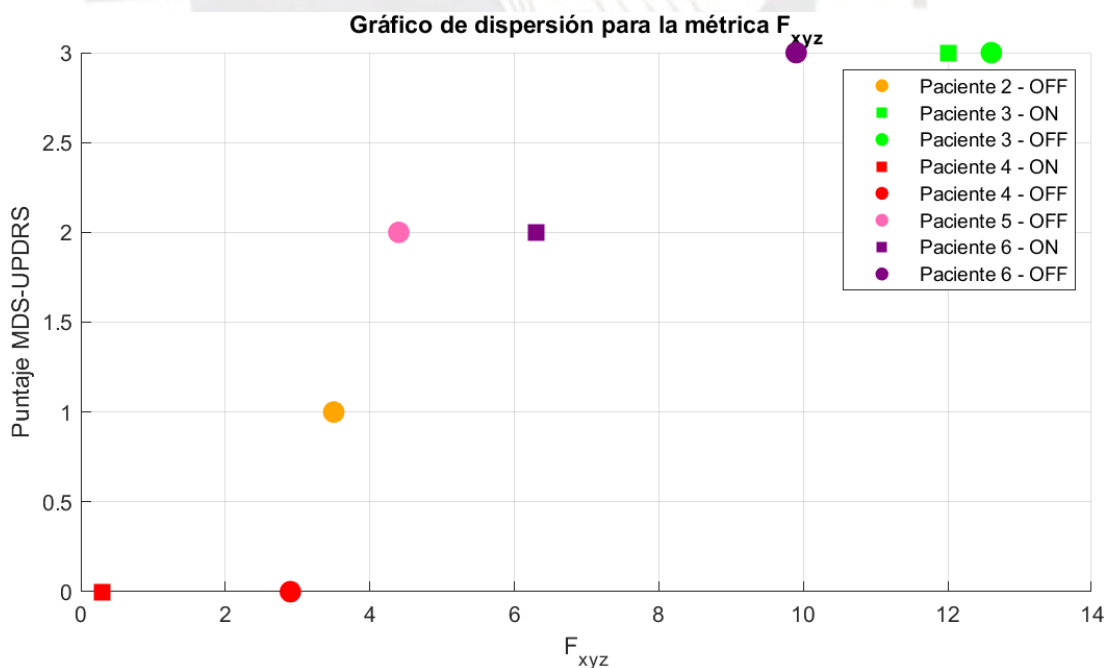


Figura 4.8: Gráfico de dispersión de la métrica  $F_{xyz}$ , en base a los resultados del ítem 3.17 (temblor de reposo) – Participantes con enfermedad de Parkinson, mano izquierda.

Además, se observa un aumento de valor en las métricas aquellos voluntarios que presentan mayor puntaje en la escala MDS-UPDRS, lo que generaría que las métricas presentan cierta correlación con el puntaje MDS-UPDRS. Para ello, se requiere obtener la correlación de Pearson de cada una de las métricas para observar con mayor precisión la correlación presente en cada una de estas. En la Tabla 4.12, se observa la correlación que tiene cada una de las métricas con el puntaje MDS-UPDRS, en donde se observa que las métricas  $E_w$ ,  $sd_{ac}$  y  $F_{xyz}$  presentan una alta correlación, siendo la última la que presenta una correlación mayor que las otras ( $r = 0.79$ ). Esto implica que la magnitud del temblor, medida a través de la suma de frecuencias dominantes, es el mejor indicador de las métricas presentadas de la severidad de los síntomas en los pacientes con Parkinson.

Tabla 4.12: Correlación entre las métricas de movimiento y el puntaje MDS-UPDRS para el ítem 3.17 (Temblor de reposo)

Métrica	Correlación con MDS-UPDRS	p-value
$E_{ac}$	0.29	0.14269
$E_w$	0.72	2.4692e-05
$sd_{ac}$	0.73	1.6285e-05
$F_{xyz}$	0.79	8.7366e-07

En la Figura 4.9 se observa como la escala MDS-UPDRS se correlaciona con la métrica  $E_w$ , generando una tendencia lineal con una pendiente de  $a_{\text{reposo}} = 3.0594$ , calculado a partir de la Ecuación 4.4.

$$a_{\text{reposo}} = r \frac{\sigma_f}{\sigma_u} \quad (4.4)$$

Donde:

- $r$  es la correlación de Pearson entre los puntajes MDS-UPDRS y la métrica  $F_{xyz}$ .
- $\sigma_f$  es la desviación estándar de los valores de  $F_{xyz}$ .
- $\sigma_u$  es la desviación estándar de los puntajes MDS-UPDRS.

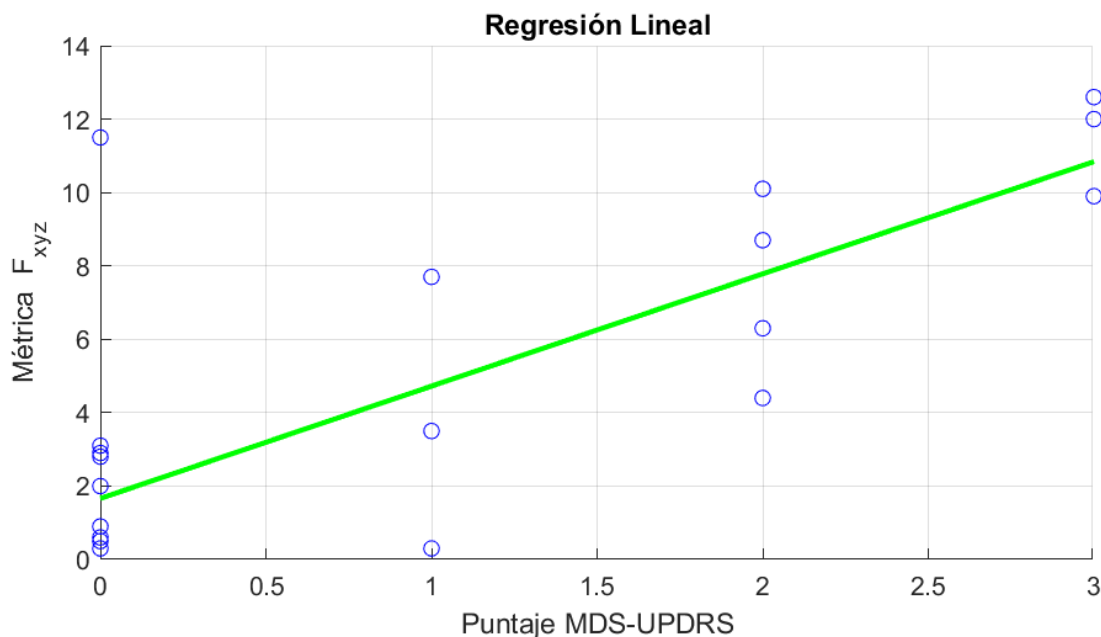


Figura 4.9: Regresión lineal entre la métrica  $F_{xyz}$  y el puntaje MDS-UPDRS para el ítem 3.17 (Temblor de reposo)

#### 4.4 Discusión

##### Golpeteo de dedos

En esta tarea se observó una clara diferenciación entre los grupos evaluados. Todos los voluntarios sanos obtuvieron un puntaje clínico de 0 en la escala MDS-UPDRS, lo que indica ausencia de alteraciones motoras evidentes. Este resultado fue coherente con las señales registradas por el sistema inercial, las cuales evidenciaron una ejecución rítmica y regular del movimiento, así como valores esperados en las métricas derivadas. Estos hallazgos respaldan la capacidad del sistema propuesto para identificar patrones motores normales (ver Tabla 4.1).

En el análisis espectral de las señales, todos los voluntarios sanos exhibieron un perfil energético bien definido, con la mayor concentración de energía en la frecuencia dominante. Este patrón indica un control motor repetitivo y preciso. En contraste, los pacientes con enfermedad de Parkinson, especialmente en estado OFF, mostraron un contenido espectral más disperso (ver Figura 4.11), lo que se interpreta como una ejecución motora más errática, con mayor variabilidad en la frecuencia del movimiento. Esta diferencia espectral apoya la sensibilidad del sistema para detectar irregularidades asociadas a la enfermedad.

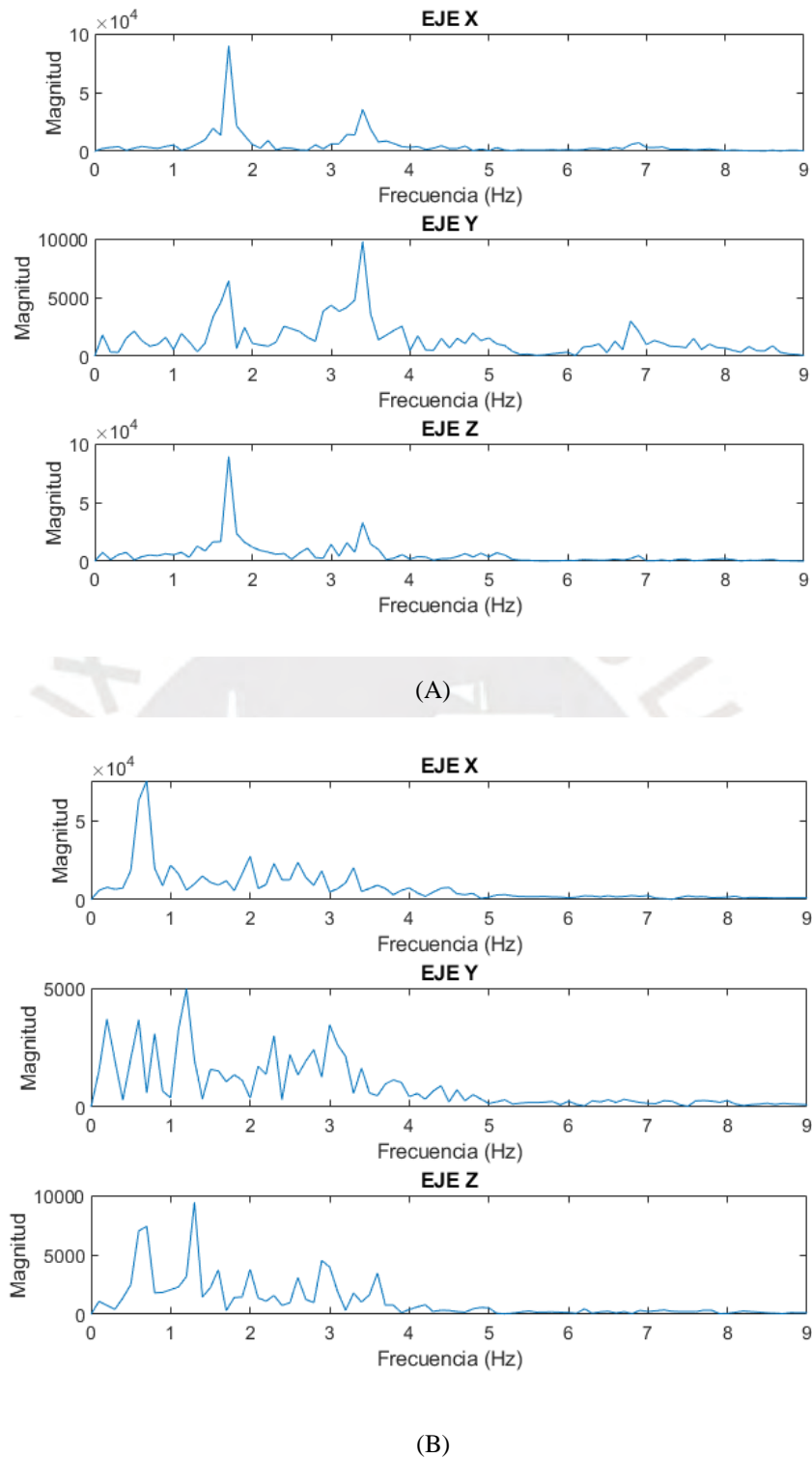


Figura 4.10: Análisis espectral de las señales obtenidas por el golpeteo de dedos en la mano izquierda del voluntario control 2 (A) y del participante 1 con la enfermedad de Parkinson, en la fase OFF.

Una de las métricas más relevantes en esta tarea fue la energía de aceleración ( $E_{ac}$ ), la cual presentó una tendencia decreciente desde los sujetos sanos, pasando por los pacientes en estado ON, hasta los pacientes en estado OFF. Este comportamiento se

debe a que, en ausencia de interrupciones o rigidez, como ocurre en los voluntarios sanos, el movimiento es continuo y mantiene un nivel de aceleración elevado. En cambio, en el estado OFF, la presencia de bradicinesia, temblores o pausas reduce la energía de la señal. Aunque la correlación de  $E_{ac}$  con el puntaje clínico no fue la más alta (0.6), sí mostró una capacidad significativa para distinguir entre los estados OFF y ON, lo que le otorga valor como métrica discriminativa.

Además, esta diferenciación fue observable en ambas manos, lo que indica que la métrica  $E_{ac}$  es robusta frente a la lateralidad del movimiento. Esta característica es especialmente útil considerando la variabilidad interindividual de los síntomas en la enfermedad de Parkinson (Liu et al., 2022).

En conjunto, los resultados del golpeteo de dedos confirman que el sistema de medición basado en sensores inerciales es capaz de reflejar las diferencias clínicas observadas entre estados ON y OFF, así como entre pacientes y controles. La combinación de métricas de amplitud, energía y características espectrales aporta una visión integral del desempeño motor de cada individuo, lo que refuerza el potencial del sistema para su uso en contextos de evaluación remota o seguimiento domiciliario.

### **Temblor postural**

El análisis del temblor postural permitió caracterizar objetivamente la presencia de oscilaciones involuntarias al mantener los brazos extendidos contra la gravedad, una postura que exige control motor fino y estabilidad postural.

En los voluntarios sanos, se observó que la mayoría obtuvo una puntuación clínica de 0. Sin embargo, en algunos casos se registró un puntaje de 1. Esta variabilidad no necesariamente refleja una alteración patológica, sino que puede atribuirse a la aparición de temblor fisiológico inducido por la exigencia de mantener una postura anti gravitatoria de forma prolongada, presentes en mayor frecuencia en adultos mayores. Este tipo de temblor transitorio es común en personas sanas, especialmente ante la fatiga muscular o el esfuerzo sostenido, y es considerado una respuesta normal del sistema neuromuscular.

A nivel cuantitativo, esta diferencia también se reflejó en los valores de la métrica  $E_w$ : aquellos voluntarios con puntaje clínico de 1 tendieron a presentar valores de  $E_w$  ligeramente más elevados, aunque aún muy por debajo de los registrados en pacientes con Parkinson con puntaje clínico mayor de 1. Por el contrario, los participantes con puntuación 0 mostraron valores de  $E_w$  consistentemente bajos. Este comportamiento

respalda la sensibilidad del sistema inercial para capturar diferencias sutiles en el control postural, incluso dentro del rango fisiológico, lo cual complementa adecuadamente la observación clínica tradicional.

En los pacientes con enfermedad de Parkinson en estado OFF, las señales inerciales mostraron un comportamiento periódico claramente definido. En el dominio temporal, se presentaron oscilaciones constantes con amplitud sostenida (ver Figura 4.5), mientras que en el dominio de frecuencia se observaban picos de energía centrados entre 3 y 7 Hz (ver Figura 4.12), típicos del temblor postural parkinsoniano (He et al., 2022). En este grupo, la métrica  $E_w$  alcanzó valores considerablemente más altos que en los sujetos sanos, evidenciando una manifestación motora intensa y patológica.

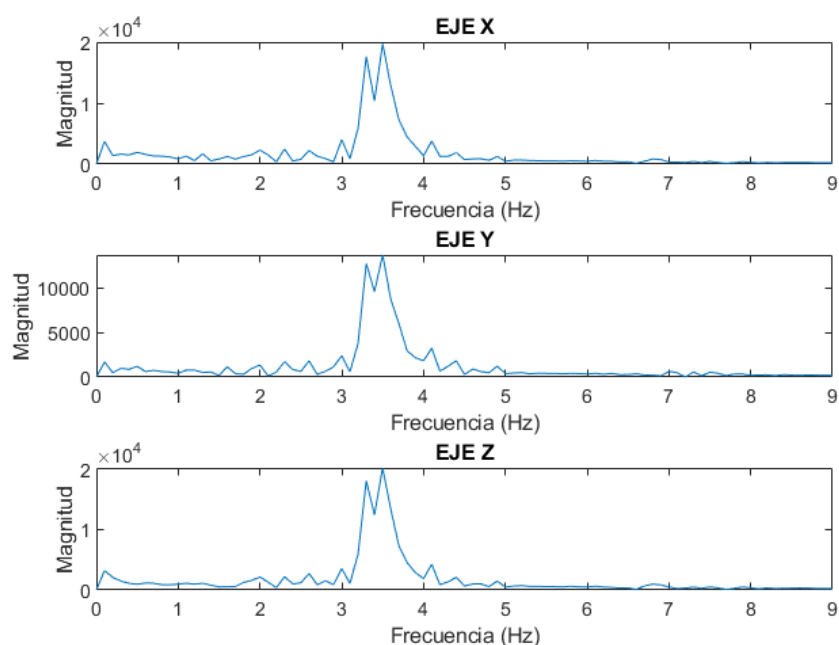
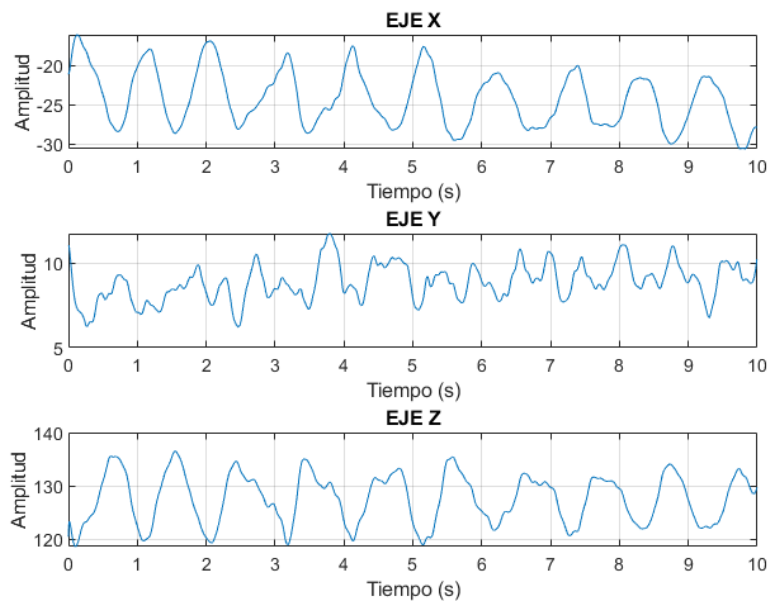
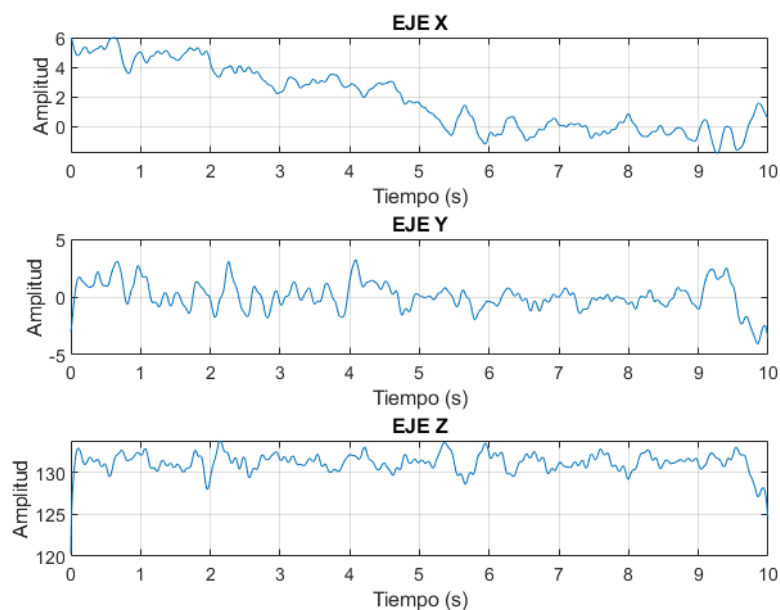


Figura 4.11: Gráfico del espectro de frecuencia de la mano derecha del voluntario 6 con la enfermedad de Parkinson en la fase OFF.

Tras la administración de levodopa, en el estado ON, los pacientes presentaron una mejora clínica evidente. Las señales mostraron una regularidad de las oscilaciones (ver Figura 4.13), y la energía espectral se redujo de forma significativa. En algunos casos persistió actividad oscilatoria leve, pero el descenso en los valores de  $E_w$  fue consistente, reflejando una mayor estabilidad postural y el efecto terapéutico de la medicación.



(A)



(B)

Figura 4.12: Gráfico de la amplitud del temblor postural en el tiempo de la mano izquierda del voluntario control 4, en la fase OFF (A) y la fase ON (B). Se observa una mejor estabilidad en la fase ON de la amplitud en comparación de la fase OFF.

Un hallazgo particularmente relevante fue la detección de energía espectral leve en algunos sujetos clínicamente evaluados con puntuación 0, lo que sugiere que el sistema inercial podría tener una mayor sensibilidad frente a temblores incipientes,

intermitentes o subclínicos, que no son fácilmente perceptibles a simple vista. Esta ventaja técnica podría ser clave para diagnósticos tempranos o monitoreo más preciso en entornos ambulatorios.

### **Temblor en reposo**

El temblor de reposo constituye uno de los signos cardinales de la enfermedad de Parkinson y se manifiesta típicamente cuando el músculo está relajado. Para este análisis se consideró la métrica  $F_{xyz}$ , que representa la frecuencia dominante del temblor medida por el módulo de las componentes del acelerómetro en los tres ejes. Esta métrica permite caracterizar la frecuencia principal del movimiento oscilatorio, el cual suele encontrarse entre 4 y 6 Hz en casos de temblor parkinsoniano. Además, se observó que es la métrica con mayor coeficiente de correlación (0.79) (ver Tabla 4.16).

En la Tabla 4.13, correspondiente a los participantes control, se observa que los valores de  $F_{xyz}$  se mantienen en rangos bajos, comprendidos entre 0.3 Hz y 2.8 Hz, lo cual es coherente con la ausencia de temblor de reposo clínicamente evidente (puntaje 0 en MDS-UPDRS para todos los casos). Estos valores podrían deberse a micro movimientos fisiológicos o ruido de fondo, pero no representan actividad patológica. Por el contrario, en las Tablas 4.14 y 4.15, que presentan los datos de los participantes con Parkinson para ambas manos en fases ON y OFF, se evidencian diferencias marcadas. Aquellos casos con puntajes mayores a 1 en la escala MDS-UPDRS presentan valores de  $F_{xyz}$  significativamente superiores. Por ejemplo:

- El participante 5 en fase OFF (mano derecha) presenta una  $F_{xyz} = 8.7$  Hz con un puntaje de 1, y en la izquierda, 4.4 Hz con un puntaje de 2.
- El participante 6 en fase OFF muestra  $F_{xyz} = 10.1$  Hz (mano derecha) y 9.9 Hz (mano izquierda), con puntajes de 2 y 3, respectivamente.
- El participante 3 en la mano izquierda muestra  $F_{xyz} = 12$  Hz (ON) y 12.6 Hz (OFF), ambos con puntajes de 3.

Estos valores están muy por encima del rango fisiológico normal y sugieren una fuerte correlación entre el aumento en la frecuencia del temblor  $F_{xyz}$  y la severidad del temblor evaluada clínicamente. En general, se aprecia que los valores más elevados de  $F_{xyz}$  se encuentran en las fases OFF, lo cual es esperable dado que la medicación con levodopa tiene un efecto mitigador sobre el temblor en reposo.

Cabe señalar también que algunos casos con puntaje 0 o 1 presentan valores elevados de  $F_{xyz}$  (por ejemplo, 3.1 Hz, 3.5 Hz, 4.4 Hz), lo que puede deberse a una mayor sensibilidad del sensor inercial para detectar temblores sutiles que podrían no ser perceptibles clínicamente. Esto sugiere que la métrica  $F_{xyz}$  podría ser útil como un complemento objetivo en la evaluación de temblores de reposo, especialmente en fases tempranas o casos leves, permitiendo detectar manifestaciones que podrían pasar desapercibidas durante la evaluación visual tradicional.

En conjunto, los resultados muestran que la métrica  $F_{xyz}$  tiene un potencial valor diagnóstico, ya que permite distinguir claramente entre sujetos control y pacientes con enfermedad de Parkinson, especialmente en fases OFF, y presenta coherencia con los puntajes clínicos asignados mediante la escala MDS-UPDRS.



## CONCLUSIONES

Se elaboró un sistema de adquisición orientado a detectar el temblor en reposo mediante el uso de un sensor inercial. Asimismo, se aplicó este sistema en una base de datos 15 personas.

Los algoritmos de procesamiento de datos se aplicaron sobre una muestra de 11 personas, ya que 4 fueron descartadas debido a que estaban medicadas con fármacos para tratar problemas neurológicos. De los 11 participantes, se obtuvieron un total de 102 datos, de los cuales 25 fueron corruptos debido a que la adquisición de los mismos se realizó de manera incorrecta, debido a factores electrónicos como limitaciones del bus I<sup>2</sup>C o fluctuaciones en la alimentación eléctrica.

Se observó que el temblor aumentó antes de la ingesta del medicamento (fase OFF) en comparación con después de la ingesta (fase ON). Esto sugiere que el sistema es sensible a las fluctuaciones de los síntomas motrices, lo que es fundamental para el diagnóstico y monitoreo de los pacientes, especialmente al evaluar la efectividad de los tratamientos.

Finalmente, El dispositivo propuesto podría tener un gran potencial en zonas rurales, donde el acceso a neurólogos y centros médicos especializados es limitado. La capacidad de monitorear y evaluar el temblor de los pacientes de manera continua y no invasiva podría mejorar significativamente el diagnóstico temprano y el seguimiento remoto de la enfermedad.

## OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

En cuanto al ambiente de adquisición, se destacó la importancia de optimizar los requisitos relacionados con el tipo de silla utilizada durante el proceso. Por lo tanto, se recomienda en futuros trabajos una mayor profundización en estos aspectos para minimizar ruidos externos y mejorar la precisión de las mediciones.

Durante la adquisición de datos, se observó que la longitud de los cables de conexión entre el sensor y el microcontrolador era insuficiente, lo que dificultaba la ubicación del sensor al transferirlo de una mano a otra. Se sugiere aumentar la longitud de los cables en 30 cm para facilitar su manejo y mejorar la ergonomía del sistema.

Asimismo, se identificaron problemas de datos corrompidos debido a la configuración del sistema de monitoreo. Para evitar estos errores en futuras mediciones, se recomienda revisar y mejorar la configuración de la comunicación I<sup>2</sup>C, especialmente en casos de cables largos, que pueden aumentar la capacitancia y ocasionar errores en la transmisión de datos. Se recomienda utilizar resistencias pull-up externas en lugar de las internas del microcontrolador y ajustar la velocidad del bus de comunicación, con el fin de minimizar los efectos asociados a la longitud del cable.

En cuanto a la percepción del paciente, reflejada en la ficha de recolección de datos (Anexo C), se observó incomodidad al colocar el sistema de soporte, ya que algunos voluntarios experimentaron molestias debido a que el diámetro del soporte no se ajustaba al tamaño de su dedo. Se recomienda modificar el diámetro del sistema de soporte para adaptarlo mejor a las diferentes morfologías de los voluntarios y evitar incomodidades.

Además, se observó que los voluntarios control presentaron mejores resultados en la cuantificación del temblor en comparación con los voluntarios con temblores patológicos. Esta diferencia se atribuye a la ubicación del sensor, ya que en las terceras falanges de los dedos se registraron valores de aceleración más altos que en la muñeca, que es la ubicación propuesta en el estudio de Kostikis et al. Por lo tanto, se recomienda realizar una comparación entre los datos obtenidos por un sensor colocado en la

muñeca y uno en la tercera falange del dedo índice en futuros estudios, para determinar cuál ubicación proporciona los mejores resultados.

Finalmente, en este estudio se han analizado únicamente los puntos 3.4, 3.15 y 3.17 de la escala MDS-UPDRS. Sin embargo, es crucial el desarrollo de tecnologías que permitan abordar otras evaluaciones, como el análisis mioelectrográfico y el procesamiento de imágenes. Por lo tanto, es necesario ampliar investigaciones similares a otras áreas de la escala, con el objetivo de cuantificar de manera más completa los síntomas motores de la enfermedad.



## BIBLIOGRAFÍA

- Almeida, J., et al. (2021). *Wearable sensor-based tremor analysis in Parkinson's disease: Evaluation of signal processing techniques*. *Computers in Biology and Medicine*, 133, 104385. <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2021.104385>.
- Alfian, R. I., Ma'arif, A., & Sunardi, S. (2021). Noise reduction in the accelerometer and gyroscope sensor with the Kalman filter algorithm. *Journal of Robotics and Control (JRC)*, 2(3), 180–189.
- American Parkinson Disease Association. (2018). First symptoms of Parkinson's disease. *American Parkinson Disease Association*. Retrieved October 5, 2024, from <https://www.apdaparkinson.org/article/first-symptoms-of-parkinsons/>
- American Parkinson Disease Association. (2023). Finger twitching and tremor. *American Parkinson Disease Association*. Retrieved October 5, 2024, from <https://www.apdaparkinson.org/article/finger-twitching-and-tremor/>
- American Parkinson Disease Association. (n.d.). Tremor. *American Parkinson Disease Association*. Retrieved October 5, 2024, from <https://www.apdaparkinson.org/what-is-parkinsons/symptoms/tremor/>
- Ball, N., Teo, W.-P., Chandra, S., & Chapman, J. (2019). Parkinson's disease and the environment. *Frontiers in Neurology*, 10, 218. <https://doi.org/10.3389/fneur.2019.00218>
- Battista, L., & Romaniello, A. (2018). A novel device for continuous monitoring of tremor and other motor symptoms. *Neurological Sciences*, 39(8), 1333–1343. <https://doi.org/10.1007/s10072-018-3414-2>
- Bremm, R. P., Werle, A., Auer, C., Hertel, F., Gonçalves, J., & Koch, K. P. (2021). *TreCap: A wearable device to measure and assess tremor data of visually guided hand movements in real time*. arXiv. <https://doi.org/10.48550/arXiv.2108.01736>
- Coleman, C., & Martin, I. (2022). Unraveling Parkinson's disease neurodegeneration: Does aging hold of *Parkinson's Disease*, 12(2), 2321–2338. <https://doi.org/10.3233/JPD-223363>
- Cox, E., Wade, R., Hodgson, R., Fulbright, H., Phung, T. H., Meader, N., Walker, S., Rothery, C., & Simmonds, M. (2024). *Devices for remote continuous monitoring of people with Parkinson's disease: A systematic review and cost-effectiveness analysis*. *Health Technology Assessment*, 28(30). <https://doi.org/10.3310/YDSL3294>
- Dorsey, E., Constantinescu, R., Thompson, J., Biglan, K., Holloway, R., Kieburtz, K., Marshall, F., Ravina, B., Schitto, G., Siderowf, A., & et al. (2007). Projected number of people with Parkinson disease in the most populous nations, 2005 through 2030. *Neurology*, 68(5), 384–386.
- Du, H., & Sun, J. (2017). *Comparison of Kalman filter and Savitzky–Golay filter in biomedical signal denoising*. *Biomedical Signal Processing and Control*, 38, 1–10. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2017.01.001>
- Dubié, N., Laroche, E., Vassallo, R., & Plamondon, R. (2022). Attitude and heading estimation using a two-step extended Kalman filter with bias and magnetic disturbance modeling. *Sensors*, 22(9), 3416. <https://doi.org/10.3390/s22093416>
- Field, A. (2013). *Discovering statistics using IBM SPSS statistics* (4th ed.). SAGE Publications.
- Gilden, J. L. (2020). Parkinson disease: Brief update on diagnosis and treatment. *American Family Physician*, 102(11), 679–684. Retrieved from <https://www.aafp.org/pubs/afp/issues/2020/1201/p679.html>

Goetz, C. G., Tilley, B. C., Shaftman, S. R., Stebbins, G. T., Fahn, S., Martinez-Martin, P., ... Zweig, R. M. (2008). Movement Disorder Society-sponsored revision of the Unified Parkinson's Disease Rating Scale (MDS-UPDRS): Scale presentation and clinimetric testing results. *Movement Disorders*, 23, 2129–2170. <https://doi.org/10.1002/mds.22340>

He, S., Zhang, J., Zhang, W., et al. (2022). *Quantitative assessment of postural tremor in Parkinson's disease using wearable sensors*. *Sensors*, 22(7), 2543. <https://doi.org/10.3390/s22072543>

Heijmans, M., Habets, J., Kuijf, M., Kubben, P., & Herff, C. (2019). Evaluation of Parkinson's disease at home: Predicting tremor from wearable sensors. *2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2019.8857717>

Karaim, M., Noureldin, A., & Karamat, T. B. (2019). *Low-cost IMU data denoising using Savitzky-Golay filters*. 2019 IEEE International Symposium on Inertial Sensors and Systems (INERTIAL), 1–4. <https://doi.org/10.1109/INERTIAL.2019.8739465>

Kostikis, N., Hristu-Varsakelis, D., Arnaoutoglou, M., & Kotsavasiloglou, C. (2014). Smartphone-based evaluation of parkinsonian hand tremor: Quantitative measurements vs clinical assessment scores. *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC 2014*, 906–909. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2014.6943738>

Kurihara, K., Nahaki, K., Inoue, K., Yamamoto, S., Mishima, T., Fujioka, S., Ouma, S., & Tsuboi, Y. (2020). Attitudes toward telemedicine of patients with Parkinson's disease during the COVID-19 pandemic. *Neurology and Clinical Neuroscience*, 9(1), 77–82. <https://doi.org/10.1111/ncn3.12465>

Li, X., & Sun, J. (2020). *Efficient implementation of Savitzky-Golay smoothing filter for real-time signal processing*. *IEEE Access*, 8, 102312–102322. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.2998249>.

Liu, C., Fang, Y., Li, H., Zhang, X., Wang, J., & Chen, Y. (2022). *Interindividual variability in motor and non-motor symptoms of Parkinson's disease: Insights from wearable sensors and clinical assessments*. *NPJ Parkinson's Disease*, 8, 89. <https://doi.org/10.1038/s41531-022-00385-6>

Mayo Clinic. (2021). Parkinson's disease. *Mayo Clinic*. Retrieved March 28, 2022, from <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/parkinsons-disease/symptoms-causes/syc-20376055>

Meza Rojas, H. J. (2024). *Evaluación cuantitativa de la prueba de golpeteo de dedos en pacientes con Parkinson mediante un algoritmo basado en técnicas de visión por computadora* (Tesis de licenciatura, Pontificia Universidad Católica del Perú). PUCP.

Miele, G., Straccia, G., Moccia, M., Leocani, L., Tedeschi, G., Bonavita, S., ... & Digital Technologies, Web and Social Media Study Group of the Italian Society of Neurology. (2020). Telemedicine in Parkinson's disease: How to ensure patient needs and continuity of care at the time of COVID-19 pandemic. *Telemedicine and e-Health*, 26(12), 1533–1536.

Ministerio de Sanidad, Servicios Sociales e Igualdad. (2019). *Guía de práctica clínica sobre el manejo de pacientes con Parkinson* [Versión resumida]. Portal de Guías de Salud. Retrieved from [https://portal.guiasalud.es/wp-content/uploads/2019/12/resumida-parkinson-anexo\\_01.pdf](https://portal.guiasalud.es/wp-content/uploads/2019/12/resumida-parkinson-anexo_01.pdf)

Ministerio de Salud. (2015). *Norma técnica de salud N° 113-MINSA/DGIEM-V.01: Infraestructura y equipamiento de los establecimientos de salud del primer nivel de atención* (1ª ed.). Dirección General de Infraestructura, Equipamiento y Mantenimiento. <https://www.dgiem.gob.pe>

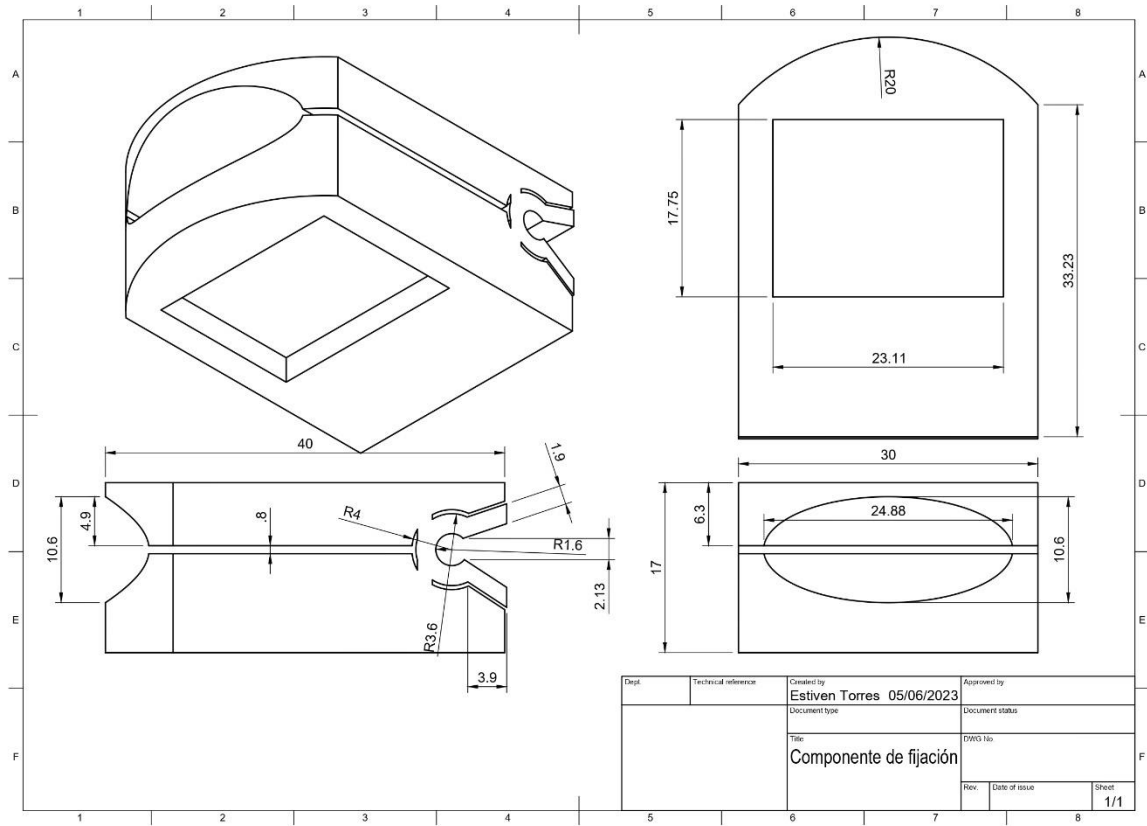
Ministerio de Salud. (2019, abril 10). El Parkinson afecta a unas 30 mil personas en el Perú. *Gobierno del Perú*. <https://www.gob.pe/institucion/minsa/noticias/27375-el-parkinson-afecta-a-unas-30-mil-personas-en-el-peru>

- McNames, J., Shah, V. V., Mancini, M., Curtze, C., El-Gohary, M., Aboy, M., ... Horak, F. (2019). A two-stage tremor detection algorithm for wearable inertial sensors during normal daily activities. *2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2019.8857133>
- Movement Disorder Society. (2008). *MDS-UPDRS: Movement Disorder Society-sponsored revision of the Unified Parkinson's Disease Rating Scale*. International Parkinson and Movement Disorder Society. Retrieved from <https://www.movementdisorders.org/MDS/MDS-Rating-Scales/MDS-UPDRS.htm>
- Movement Disorder Society Task Force. (2003). The Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS): Status and recommendations. *Movement Disorders*, 18(7), 738–750. <https://doi.org/10.1002/mds.22340>
- MSD Manual. (2024). *Enfermedad de Parkinson – Trastornos del movimiento y cerebelosos*. <https://www.msmanuals.com/es/professional/trastornos-neuro%C3%B3gicos/trastornos-del-movimiento-y-cerebelosos/enfermedad-de-parkinson>
- Parkinson's Foundation. (2020). Episode 83: Staging PD – UPDRS: What it measures and what your score means. *Parkinson's Foundation*. Retrieved October 5, 2024, from <https://www.parkinson.org/library/podcast/83>
- Parkinson's Foundation. (2023). Levodopa. *Parkinson's Foundation*. Retrieved April 5, 2023, from <https://www.parkinson.org/living-with-parkinsons/treatment/prescription-medications/levodopa>
- Parkinson's Foundation. (2024.). Tremor. *Parkinson's Foundation*. Retrieved October 5, 2024, from <https://www.parkinson.org/understanding-parkinsons/movement-symptoms/tremor>
- Reeve, A., Simcox, E., & Turnbull, D. (2014). Ageing and Parkinson's disease: Why is advancing age the biggest risk factor? *Ageing Research Reviews*, 14, 19–30. <https://doi.org/10.1016/j.arr.2014.01.004>
- Samà, A., Pérez-López, C., Rodríguez-Martín, D., Català, A., Cabestany, J., de Mingo, E., Moreno, J. M., Romagosa, J., Bayés, À., & Rodríguez-Molinero, A. (2017). Estimating bradykinesia and tremor in Parkinson's disease patients using a waist-worn inertial sensor. *Sensors*, 17(3), 592. <https://doi.org/10.3390/s17030592>
- Shalash, A., Spindler, M., & Cubo, E. (2021). Global perspective on telemedicine for Parkinson's disease. *Journal of Parkinson's Disease*, 11(s1), S11–S18.
- Stamatakis, J., Ambrose, J., Crémers, J., Sharei, H., Delvaux, V., Macq, B., & Garraux, G. (2013). Finger tapping clinimetric score prediction in Parkinson's disease using low-cost accelerometers. *Computational Intelligence and Neuroscience*, 2013, 1–9. <https://doi.org/10.1155/2013/717853>
- Simon, D. K., Tanner, C. M., Brundin, P., & Parkinson's Progression Markers Initiative. (2019). Parkinson disease epidemiology, pathology, genetics, and pathophysiology. *Clinical Geriatrics Medicine*, 35(1), 1–12. <https://doi.org/10.1016/j.cger.2018.08.002>
- Tsao, J. W., & Demaerschalk, B. M. (2015). *Teleneurology in practice* (Vol. 10). Springer.
- Willis, A. W., Evanoff, B. A., Lian, M., Criswell, S. R., & Racette, B. A. (2010). Geographic and ethnic variation in Parkinson disease: A population-based study of US Medicare beneficiaries. *Neuroepidemiology*, 34(3), 143–151. <https://doi.org/10.1159/000275491>
- World Health Organization. (2022). Ageing and health. *World Health Organization*. <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/ageing-and-health>
- Zumaeta Cuchca, K. M. (2023). *Caracterización de movimientos repetitivos mediante algoritmos de procesamiento de imágenes* (Tesis de licenciatura, Pontificia Universidad Católica del Perú). PUCP.



# ANEXOS

## Anexo A: Plano del sistema mecánico



## Anexo B: Consentimiento informado

**“Desarrollo de un prototipo para caracterizar el movimiento y el habla a través del análisis multimodal cuantitativo sensorial, de video y audio en pacientes con enfermedad de Parkinson y controles sanos como prueba de concepto.”**

### Consentimiento informado

Yo,

\_\_\_\_\_  
con D.N.I. ó Cédula de Identidad: \_\_\_\_\_, con \_\_\_\_\_ años de edad  
y \_\_\_\_\_ domiciliado (a) \_\_\_\_\_ en  
\_\_\_\_\_ doy mi  
consentimiento para participar en el presente estudio y soy consciente de que mi  
participación es enteramente *VOLUNTARIA*.

He recibido información en forma verbal sobre el estudio mencionado anteriormente y he leído la información escrita adjunta la cual indica que el estudio propuesto es un proyecto que tiene como objetivo validar un sistema de tele-monitoreo cuantitativo sincrónico y asíncrono para la identificación y calificación de síntomas motores de la enfermedad de Parkinson a través del análisis sensorial y procesamiento de audio y video en poblaciones con dificultad de traslado y necesidad de constante medicación. Esta metodología permitirá monitorear a los pacientes sin la necesidad de un neurólogo presente, con el fin de ampliar la capacidad de atención. La tecnología será desarrollada para cuantificar el temblor en las manos y la rigidez muscular; así como el movimiento de golpeteo de dedos y voz con el fin de realizar estudios de prueba de concepto para el uso en tele-consultas para pacientes neurológicos.

Previamente, he tenido la oportunidad de discutir sobre el estudio y hacer preguntas correspondientes a mi caso.

DOY CONFORMIDAD A QUE no tengo enfermedades respiratorias u otras que me impidan participar en este estudio. Además, doy conformidad a lo siguiente:

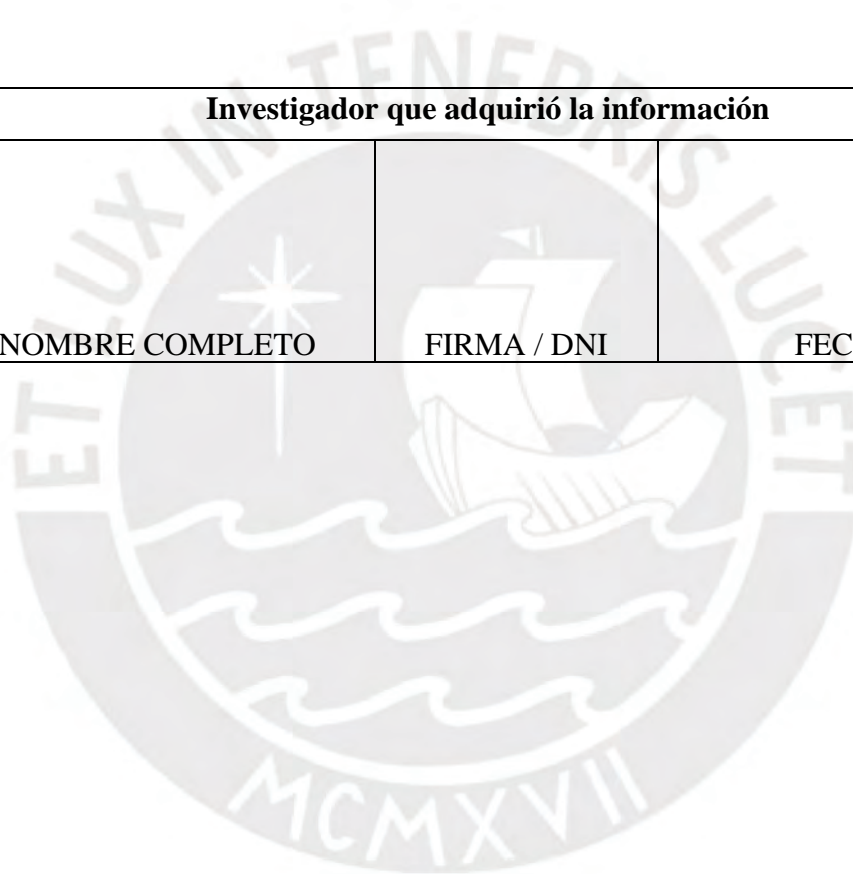
- Soy un voluntario sin enfermedad de Parkinson.
- Soy un paciente con enfermedad de Parkinson.

Al firmar este documento estoy de acuerdo con que mis datos personales, incluyendo datos relacionados a mi salud física o condición, podrían ser usados según lo descrito en la hoja de información que detalla la investigación en la que estoy participando.

Entiendo que puedo finalizar mi participación en el estudio en cualquier momento, sin que esto represente algún perjuicio para mí.

<b>Participante</b>		
NOMBRE COMPLETO	FIRMA / DNI	FECHA

<b>Investigador que adquirió la información</b>		
NOMBRE COMPLETO	FIRMA / DNI	FECHA



## Anexo C: Ficha de recolección de datos

**“Desarrollo de un prototipo para caracterizar el movimiento y el habla a través del análisis multimodal cuantitativo sensorial, de video y audio en pacientes con enfermedad de Parkinson y controles sanos como prueba de concepto.”**

### Ficha de recolección de datos

<b>Código de paciente*</b>			
Indique primera vez o # de seguimiento			
Fecha de adquisición de datos			
<b>Información Sociodemográfica</b>			
Sexo		Talla (cm)	
Edad (años)		Peso (kg)	
<b>Condiciones crónicas</b>			
<b>Medicamentos</b>			
<b>Percepción de usabilidad del sistema</b>			

\*El código de paciente debe contener la fecha de ingreso al estudio, las iniciales del médico tratante, un número aleatorio de cuatro dígitos. Por ejemplo: 20220425\_RIHP\_0004

\*\*Las fotos y videos deberán ser grabados de la siguiente manera: código de paciente, número de adquisición (tres dígitos), número de foto en esta adquisición (dos dígitos). Por ejemplo: 20220425\_RIHP\_0004\_013\_08

## Anexo D: Dictamen del comité de ética

### DICTAMEN

#### Datos del documento:

Número de dictamen:	N° 002-2022-CEICVyTech/PUCP
Título del protocolo:	Desarrollo de un prototipo para caracterizar el movimiento y el habla a través del análisis multimodal cuantitativo sensorial, de video y audio en pacientes con enfermedad de Parkinson y controles sanos como prueba de concepto
Número de solicitud:	N° 004-2021-CEICVyTech/PUCP

#### Documentos revisados:

1. Solicitud de evaluación al CEI para Ciencias de la Vida y Tecnologías
2. Declaración de compromiso con los principios éticos de la investigación con seres humanos
3. Protocolo de investigación
4. Anexos
  - Información para los participantes
  - Consentimiento informado
  - Ficha de recolección de datos
  - Medidas a tomar ante posibles eventualidades durante la ejecución del estudio

#### Dictamen<sup>1</sup>:

**Aprobado**

#### Fecha de aprobación:

8 de febrero del 2022

<sup>1</sup>**Sin dictamen:** significa que el protocolo de investigación no es lo suficientemente claro. Por ello el CEICVyTech decide no dictaminar, sino solicitar que el investigador o investigadora a cargo realice una serie de modificaciones para clarificar los objetivos, los procedimientos a seguir o los resultados que se busca obtener.

**No aprobado:** significa que el protocolo no es aceptable, incluso con modificaciones importantes.

**Aprobado condicional:** significa que el CEICVyTech solicita modificaciones al protocolo de investigación como condición para su aceptabilidad. Estas modificaciones son denominadas observaciones y son de obligatorio cumplimiento por parte del investigador.

**Aprobado:** significa que el protocolo de investigación, tal como ha sido presentado, es aceptable y puede llevarse a cabo.

**Aprobado con recomendaciones:** es un dictamen equivalente al aprobado, solo que el CEICVyTech decide emitir recomendaciones que considera podrían coadyuvar en la ejecución del proyecto. Las recomendaciones NO son de obligatorio cumplimiento, sino que será el investigador o investigadora quien decida si las lleva a cabo o no.

Instituciones o lugares en los que se realizarán el protocolo experimental

Lugar de residencia de participantes (en compañía de personal entrenado del equipo investigador)

Sobre el/la investigador/a principal

Nombre completo: Benjamin Castañeda  
Institución a la que está adscrita: Pontificia Universidad Católica del Perú (PUCP)

Datos del CEI que ha evaluado el presente proyecto:

CEI para Ciencias de la Vida y Tecnologías  
Dirección: Av. Universitaria 1801, San Miguel (aulas móviles B)  
Correo: [otiiic.secretariatecnica@pucp.edu.pe](mailto:otiiic.secretariatecnica@pucp.edu.pe)

Información sobre la constitución y funcionamiento del CEI:

Número de miembros:

Se encuentra compuesto de 16 miembros: 8 titulares y 8 alternos.  
Se logra el quórum con 5 miembros

Miembros presentes en la toma de decisión:

Dra. María Elena López Herrera (Presidenta)  
Dr. Roberto Lavarello (Vicepresidente)  
Dra. Isabel Quispe Trinidad  
Dr. Nicola Tarque Ruiz  
Dra. Sandra Pérez Buitrago  
Dr. Cesar Beltrán Castañon  
Dr. Manuel Yarlequé Medina  
Dra. Maria de los Ángeles Fernández Flecha  
Mg. María Isabel La Rosa Cormack de Pavletich  
Mg. Richard Donal Muñante Gutierrez (Secretario Técnico)

Fechas de las secciones en las que se evaluó el proyecto

12 de marzo del 2021:	Se plantearon observaciones, las cuales fueron enviadas al investigador principal.
23 de abril del 2021:	Se plantearon observaciones en la nueva documentación, las cuales fueron enviadas al investigador principal.
15 de octubre del 2021:	Se plantearon observaciones en la nueva documentación, las cuales fueron enviadas al investigador principal.

28 de enero del 2022:	Se revisó la documentación corregida, quedando observaciones menores.
8 de febrero del 2022	El proyecto fue aprobado luego de que la Secretaría Técnica verificó que las observaciones de emitidas fueron levantadas

**Información a tener en cuenta:**

1. El presente protocolo de investigación solo podrá llevarse a cabo en el centro de investigación que se ha indicado y bajo la conducción de la investigadora principal a partir del día siguiente de contar con la aprobación ética respectiva.
2. Cualquier enmienda que desee realizar, debe ser comunicada a la secretaria técnica del CEICVyTech-PUCP, antes de la realización de la misma.
3. Asimismo, si surgieran eventos adversos serios, reacciones adversas serias o inesperadas, o la necesidad de desviar el protocolo, el investigador está obligado a reportarlos al CEICVyTech-PUCP.
4. Este dictamen es válido solo para el proyecto evaluado por el CEICVyTech-PUCP. Cualquier otro proyecto que se quiera llevar a cabo utilizando las muestras transferidas en el marco de este proyecto, debe solicitar la evaluación ética correspondiente.



---

Dra. María Elena López  
Presidenta  
Comité de Ética de la investigación para  
Ciencias de la Vida y Tecnologías