

# **UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO**

FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

UNIDAD DE INVESTIGACIÓN



INFORME FINAL PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

## **“DISEÑO DE SISTEMA DE MEDICIÓN DE SEÑALES BIOMECÁNICAS DE LAS MANOS PARA VALORACIÓN EN PACIENTES CON PARKINSON”**

**AUTOR: JACOB ASTOCONDOR VILLAR**

(PERIODO DE EJECUCION: Del 01 de julio del 2019 al 30 de junio del 2020)

(Resolucion de aprobación N° 759-2019-R)

Callao, 2020

PERÚ

A small, square image of a handwritten signature in blue ink, located in the top right corner of the page.

**PÁGINA DE RESPETO**

A small, square image of a handwritten signature in blue ink, located in the top right corner of the page. The signature is stylized and appears to be the initials 'AS' followed by a surname.

## HOJA DE REFERENCIA DE APROBACION



# Dedicatoria

A Dios por guiarme, darme salud, fortalezas...  
A mis hijos Lizbeth y Jacob Jr. Porque son mi motivación



# Agradecimiento

Durante la realización de este proyecto, ustedes han sido mi mano derecha y quien me ha guiado en este complicado proceso, por sus consejos, aportaciones y recomendaciones.

**Gracias a la Unidad de Investigación de la FIEE**



# INDICE

<b>informacion básica</b>	<b>5</b>
<b>Lista de figuras</b>	<b>5</b>
<b>Lista de tablas</b>	<b>7</b>
<b>Resumen</b>	<b>7</b>
<b>Introduccion</b>	<b>7</b>
<b>1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA</b>	<b>12</b>
1.1. Descripción de la realidad problemática . . . . .	12
1.2. Formulación del problema . . . . .	13
1.3. Objetivos de la investigación . . . . .	13
1.3.1. Objetivo General . . . . .	13
1.3.2. Objetivos Especificos . . . . .	13
1.4. Limitantes de la investigación . . . . .	14
1.5. Alcances de la investigación . . . . .	14
1.5.1. Codificación de la investigación según UNESCO . . . . .	14
1.6. La importancia y la justificación de la investigación Aporte Científico y/o Tecnológico de la Investigación . . . . .	15
1.6.1. Justificación. . . . .	15



<b>2. MARCO TEORICO</b>	<b>17</b>
2.1. Antecedentes . . . . .	17
2.1.1. Antecedentes internacionales . . . . .	17
2.2. Bases Teóricas . . . . .	21
2.2.1. Biomecánica y movimientos de la mano . . . . .	21
2.2.2. Las características de la Enfermedad de Parkinson (EP) . . . . .	22
2.2.3. Movimientos de las manos . . . . .	23
2.3. Sensores de Medición Inercial (IMU) . . . . .	24
2.3.1. Acelerómetros y Aceleración . . . . .	24
2.4. Definición de términos . . . . .	27
2.4.1. Consideraciones . . . . .	29
<b>3. HIPOTESIS Y VARIABLES</b>	<b>30</b>
3.1. Hipótesis general e hipótesis específicas . . . . .	30
3.1.1. Hipótesis General . . . . .	30
3.1.2. Hipótesis Específicas . . . . .	30
3.2. Definición de las variables . . . . .	31
3.2.1. Operacionalización de Variable . . . . .	31
<b>4. DISEÑO METODOLÓGICO</b>	<b>33</b>
4.1. Tipo de investigación . . . . .	34
4.2. Método de investigación . . . . .	35
4.2.1. Hardware general del sistema. . . . .	35
4.2.2. Selección del sensor . . . . .	37
4.2.3. Ubicación de los sensores para toma de datos . . . . .	39
4.2.4. Procesamiento de la señales biomecánicas de la mano . . . . .	40
4.2.5. Obtención de la velocidad . . . . .	41
4.2.6. Acondicionamiento de la velocidad . . . . .	42
4.2.7. Obtencion del posicionamiento de la mano . . . . .	43
4.2.8. Representación y cálculo de las señales medidas en sus tres ejes . . . . .	45



4.2.9. Medición de los valores máximos de la señal medida de posición . . .	45
4.2.10. Determinación de la amplitud de oscilación de la mano . . . . .	47
4.2.11. Filtrado de las señales de amplitud lineal y vectorial . . . . .	49
4.2.12. Datos de la Amplitud del movimiento más significativo . . . . .	49
4.3. Población y muestra . . . . .	50
4.4. Lugar de estudio y periodo de desarrollo . . . . .	50
4.5. Técnica e Instrumentos para recolección de información . . . . .	51
4.6. Evaluación de las señales Parkinsoniano . . . . .	51
4.6.1. Lógica difusa . . . . .	51
4.6.2. Estructura del modelo difuso para valoración biomecánica . . . . .	59
4.6.3. Diseño del modelo fuzzy . . . . .	59
4.6.4. Diseño de las reglas del sistema Fuzzy . . . . .	65
<b>5. RESULTADOS</b>	<b>69</b>
5.1. RESULTADOS PARA CONDICIONES DE PRUEBA ESTÁNDAR . . . . .	69
5.1.1. Respuesta del sistema en un paciente normal sin la enfermedad de Parkinson (mano extendida) . . . . .	69
5.1.2. Respuesta del sistema de medición y valoración a paciente con enfer- medad Parkinson . . . . .	69
<b>6. DISCUSION DE RESULTADOS</b>	<b>71</b>
6.1. Contrastación y demostración de la hipótesis con los resultados . . . . .	71
6.2. Contrastación de los resultados con otros estudios similares . . . . .	72
<b>7. CONCLUSIONES</b>	<b>75</b>
<b>8. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS (Bibliografía propuesta)</b>	<b>78</b>
<b>9. ANEXOS</b>	<b>81</b>
<b>A. Anexo:Estructura del programa con dsPIC33FJMC202</b>	<b>82</b>
<b>B. Anexo:Estructura del programa con Arduino</b>	<b>85</b>



<b>C. Anexo:Estructura del programa con Matlab</b>	<b>86</b>
<b>D. Anexo:Matriz de consistencia</b>	<b>87</b>
<b>E. Anexo:Resolucion Rectoral</b>	<b>88</b>



# Lista de Figuras

1.	Diagrama de bloques del método de diseño del sistema de medición de señales biomécanicas . . . . .	18
2.	a) Movimiento de golpeteo de los dedos b) movimiento de apertura y cierre de la mano c) movimiento de pronación-supinación de la mano . . . . .	23
3.	Posiciones del acelerómetro . . . . .	26
4.	Ubicación de los sensores. . . . .	28
5.	Diagrama de bloques del método de diseño del sistema de medición de señales biomécanicas . . . . .	36
6.	Etapas del sistema de medición-hardware . . . . .	36
7.	Vista del sensor . . . . .	38
8.	ubicación del sensor . . . . .	40
9.	<b>Señal</b> de aceleración compensada . . . . .	42
10.	Velocidad de los temblores de la mano . . . . .	43
11.	Velocidad de los temblores de la mano filtrada con ruido . . . . .	43
12.	Velocidad de los temblores de la mano filtrada sin ruido . . . . .	44
13.	<b>Posición de la mano con los temblores con datos filtrado del ruido</b>	44
14.	Posición de la mano con temblores con datos obtenidos en forma Vectorial .	46
15.	.Desplazamientos de la posición de la mano con temblores con valores máximos y mínimos . . . . .	46
16.	.Valor mínimo de las posiciones de la mano con temblores . . . . .	47



17	.Gráfico de superficie de la relación entre los parámetros de entrada y salida	48
18.	Amplitud vectorial del movimiento de la mano . . . . .	49
19.	Valores de la distancia de las amplitudes ajustadas de los temblores de la mano	50
20	.Estructura del sistema Fuzzy para evaluar las <b>señales del temblor</b>	<b>52</b>
21.	Tipos de funciones de pertenencia . . . . .	53
22.	Tipos de funciones de pertenencia . . . . .	54
23.	Sistema de inferencia difusa . . . . .	56
24	.Diagrama de flujo de las etapas del algoritmo por logica Fuzzy . . . . .	58
25.	Metodologia de desarrollo del proyecto -fase final . . . . .	60
26.	Arquitectura del sistema propuesto . . . . .	61
27	.Funcion de membresia de la amplitud de los tembores de la mano para el rango de 0 a 15cms . . . . .	62
28.	Funcion de membresia de la Frecuencia . . . . .	63
29 .	Funcion de membresia de la diferencia de datos de los temblores de la mano	64
30.	Funcion de membresia del resultado valoracion . . . . .	66
31.	Salida grafica del resultado de medicion o valoracion : Reglas Difusa . . . . .	67
32.	Superficie de la relacion entre los parametros de entrada y salida . . . . .	68
33.	Funcion de membresia de la Frecuencia . . . . .	73
34.	Diagrama de flujo del modelo realizado como comparacion . . . . .	74



# Lista de Tablas

1.	Operacionalización de las variables . . . . .	32
2.	Tipos de vibraciones producidas para diferentes tipos de temblor . . . . .	34
3.	Funciones de membresia de la amplitud de los temblores de la mano . . . . .	62
4.	Funciones de membresia de la frecuencia de los temblores de la mano . . . . .	63
5.	Funciones de membresia la Diferencia de datos de los tembores de la mano . . . . .	64
6.	Funcion de membresia de la diferencia de datos de los temblores de la mano . . . . .	65
<b>7</b>	Evaluación de Temblores de la mano extendida en paciente normal . . . . .	70
8.	Respuesta de resultados con paciente con Parkinson . . . . .	70
9.	Escala unificada de la enfermedad de Parkinson . . . . .	72



# Resumen

Este proyecto de investigación ofrece una visión del sistema de medición de las señales biomecánicas de la mano en pacientes con Enfermedad de Parkinson (PE) Para analizar dichos movimientos y su valoración, se utilizan técnicas con sensores inerciales.

La etapa de procesamiento de dichas señales es realizada por procesador dsPIC de la familia dsPIC33F.

En este trabajo se realiza el diseño y procesamiento de las señales de la mano, considerando la apertura y cierre de la mano, movimiento de pronación y supinación, luego realizar el análisis de estos movimientos para evaluar su condición neurológica, los resultados obtenidos pueden ser considerado como referencia, para ser comparados con los considerados por los especialistas médicos de cada acción o actividad realizado por los pacientes , se realiza algoritmos en el procesamiento de medida de las señales de cada acción o actividad realiza por el paciente .

El sistema realizado demuestra que puede ser considerado en centros médicos o postas ; en los centros de salud como son postas médicas y otros lugares; la gran mayoría de las valoraciones que se realizan a los pacientes con la enfermedad de Parkinson (PE) son de tipo subjetivo, ya están basadas en evaluaciones que son estimadas por el especialista, lo cual genera en algunos casos el problema de precisión de los resultados que sirven para su tratamiento posterior de dicha enfermedad, que depende de la apreciación visual del médico tratante, luego considerando que actualmente se dispone de sensores y procesadores especializados en sistemas de medición de señales es posible un resultado mejor y diagnóstico . Palabras claves:

A small, square image in the top right corner containing a handwritten signature in blue ink. The signature is stylized and appears to be 'A. S.' or similar.

Parkinson, sensor inercial, escala UPDRS



# Abstract

This research project offers an insight into the system for measuring biomechanical signals from the hand in patients with Parkinson's disease (PE) ; To analyze these movements and their evaluation, techniques with inertial sensors are used. The processing stage of said signals is performed by the dsPIC processor of the dsPIC33F family. In this work, the design and processing of hand signals is carried out, considering the opening and closing of the hand, movement of pronation and supination, then perform the analysis of these movements to assess their neurological condition, the results obtained can be considered As a reference, to be compared with those considered by medical specialists for each action or activity performed by patients, algorithms are performed to measure the signals of each action or activity performed by the patient. The system carried out shows that it can be considered in medical centers or posts In health centers such as medical posts and other places; the vast majority of evaluations performed on patients with Parkinson's disease (PE) are subjective, based on evaluations that are estimated by the specialist, which in some cases generates the problem of precision of the results that serve for their subsequent treatment of said disease, which depends on the visual appreciation of the treating physician, then considering that currently there are sensors and processors specialized in signal measurement systems, a better and diagnostic result is possible.

Keywords: Parkinson, inertial sensor, UPDRS scale



# Introducción

El análisis de movimiento humano es un área de investigación de la biomecánica donde se busca explicar, a partir de diversos tipos de sensores, que movimientos realiza una persona y como los realiza.

Una tarea importante de esta área de investigación radica en proponer modelos computacionales capaces de representar el movimiento humano .

La medición del movimiento de la mano es importante en muchos campos, como la evaluación funcional en el diagnóstico patológico, el seguimiento en rehabilitación, el análisis de la técnica deportiva o la evaluación ergonómica del uso de productos.

Para su medición se utilizan diferentes técnicas como los goniómetros, los guantes instrumentados o la captura de movimiento a partir de imágenes . Muchas veces, la mayoría, es deseable la medición del movimiento mediante el uso de técnicas que no interfieran en el normal desarrollo de las actividades a realizar por la mano.

En este trabajo de investigación se realiza el diseño de un sistema de medición de datos del temblor de las manos de paciente con Parkinson (PE), mediante sensores acelerómetros inerciales y procesador (microcontrolador), los datos serán almacenados en memoria , para luego ser analizado y posteriormente hacer la valoración de las señales y su tratamiento.



# 1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

## 1.1. Descripción de la realidad problemática

Los síntomas tempranos de la enfermedad de Parkinson son tenues y se producen gradualmente.

Las personas afectadas pueden sentir temblores leves o tener dificultad para levantarse de una silla.

Pueden notar que hablan muy suavemente o que su escritura es lenta y parece apretada o pequeña.

Pueden perder la pista de una palabra o un pensamiento, o pueden sentirse cansados, irritables, o deprimidos sin una razón aparente.

Este período muy temprano puede durar largo tiempo antes de que aparezcan los síntomas más clásicos y obvios.

Las personas con Parkinson a menudo desarrollan la llamada marcha parkinsoniana que comprende una tendencia a inclinarse hacia adelante, dar pasos pequeños y rápidos como apurándose hacia adelante (llamada festinación), y balanceo disminuido de los brazos. También pueden tener dificultad para iniciar el movimiento (vacilación del inicio), y pueden detenerse súbitamente al caminar (congelación).

La Enfermedad de Parkinson es difícil de diagnosticar porque no hay una prueba específica

para la condición. Los síntomas de la Enfermedad de Parkinson varían de persona a persona y una serie de otras enfermedades presentan síntomas similares.

En zonas alejadas o rurales en el país (Perú) los métodos de apoyo para el diagnóstico del estado del paciente con enfermedad de Parkinson, se basan en escalas que requieren el diagnóstico del médico y que incluye consideraciones cuantitativas durante la exploración motora, que depende de la percepción del médico y que es subjetivo dando lugar a que podría dar una indicación baja de los indicadores biométricos relacionados con la evaluación de la enfermedad.

## **1.2. Formulación del problema**

¿En qué medida el sistema de medición de señales biomecánicas de las manos para valoración en pacientes con Parkinson; mejoran las valoraciones realizado por el médico tratante que son de tipo subjetivo y que depende totalmente de una valoración visual lo que podría ocasionar una falta de precisión para darle un seguimiento de la enfermedad del paciente?

## **1.3. Objetivos de la investigación**

### **1.3.1. Objetivo General**

Desarrollar el diseño de sistema de medición de señales biomecánicas de las manos para valoración en pacientes con Parkinson y mostrar el desempeño del mismo en base a simulaciones

### **1.3.2. Objetivos Especificos**

- En este proyecto, se realizan las mediciones de las señales de las manos mediante unidades inercial (IMU) en pacientes con enfermedad o en prevención de Parkinson
- Analizar las mediciones de las señales de las manos durante la exploración realizada.
- Realizar el procesamiento de las señales y obtención de los indicadores biomecánicos de los movimientos de las manos

- Implementar el algoritmo de logica Fuzzy para la evaluación de los temblores de las manos

## **1.4. Limitantes de la investigación**

### **1. Teórico.**

Para realizar “Diseño de sistema de medición de señales biomecánicas de las manos para valoración en pacientes con Parkinson” se realiza el sensado, procesamiento y visualización de las señales biomecánicas de la mano , conocer las características, su análisis, se indica que la información es limitada al respecto

### **2. Temporal.**

Este trabajo de investigación se desarrolla en los meses de julio 2019 a junio del 2020

### **3. Espacial**

El proyecto de investigación se realiza en los laboratorios de la FIEE-UNAC, no contamos con un prototipo del sistema, pero se hace uso de los sistemas informáticos y informaciones de otras unidades de investigacion

## **1.5. Alcances de la investigación**

Este proyecto de investigación nos permite analizar las señales de las manos en reposo; realizadas mediante sensores, procesador y su evaluación así mismo de los temblores producidos. En el análisis del sistema en estudio, se utiliza , programas o códigos para su simulación utilizando el software MALAB, Scilab, MPLABx, Compilador x16c; este sistema permite se rde apoyo nacional en el pais en zonas rurales y tambien como referencia en biomedica

### **1.5.1. Codificación de la investigación según UNESCO**

Según la Nomenclatura internacional de UNESCO para los campos de Ciencia y Tecnología, el presente trabajo se sitúa en el 3311 según detalle: Instrumentos Médicos (también 331110.)

## 1.6. La importancia y la justificación de la investigación

### Aporte Científico y/o Tecnológico de la Investigación

Basados en la problemática expuesta, el aporte científico y/o tecnológico el enfoque del presente trabajo se estableció sobre los siguientes puntos:

- **Dimensionamiento del sistema.** El objetivo del proyecto es diseñar un sistema de medición de señales biomecánicas de las manos para valoración en pacientes con Parkinson El proyecto consta de tres estructuras principales que son:
  - **El primer paso:**  
Sensar, acondicionar y realizar el procesamiento para Obtener las señales biomecánicas de las manos luego realizar la evaluación de los temblores presentes en los pacientes con Parkinson y hacer cálculos para obtener los indicadores
  - **El segundo paso:**  
Realizar el algoritmo del Modelamiento del Sistema, para evaluar los movimientos o temblores de la mano.
  - **Tercer paso:**  
Estudio de la etapa de control. Obtener una base de datos de las señales biomecánicas de los pacientes con Parkinson,
  - **Cuarto paso**  
Por último, se realizó la simulación del sistema

#### 1.6.1. Justificación.

El trabajo de investigación comprende la calibración de los sensores (acelerómetros) , acondicionamiento, procesamiento ; así como la importación de datos por medio de una tarjeta de adquisición de datos a un software que permite la visualización y análisis de los mismos. Este trabajo se llevó a cabo en los laboratorios de la Facultad de Ingeniería Eléctrica y Electrónica de la Universidad Nacional del Callao ( primera parte) con apoyo de los laboratorios de Biomédica ; Control y Automatización.



Este trabajo de investigación permitirá profundizar el estudio de medición de señales biomecánicas en la Facultad (FIEE) , considerando que actualmente en su curricula tienen asignaturas en el área de Ingeniería Biomédica y también en la Unidad de Posgrado en el programa de Maestría de Ingeniería biomédica.

- **Innovación.** Disponer de sistemas de medición de señales Biomecánicas en la valoración de enfermedades como Parkinson con este proyecto se contribuye en el aspecto de aplicación y conocimiento de la técnica de instrumentación Bio Medica, para difundir su aplicación
- **Evolución:** Con los algoritmos de control desarrollados permiten actualizar y evolucionar un sistema de Medición de señales biomecánicas con inteligencia artificial.
- **Económico:** Disponer de un sistema de Medición de señales biomecánicas cuyo mantenimiento es menos costoso.
- **Seguridad:** Prevenir enfermedades, mayor seguridad



## 2. MARCO TEORICO

### 2.1. Antecedentes

En el presente trabajo de investigación se ha revisado temas más saltantes sobre trabajos relacionados con el tratamiento de la enfermedad de Parkinson (PE) esto considerando la situación del campo médico en el Perú y en ingeniería biomédica. Se realiza la revisión de los dispositivos electrónicos (chips) para sensar movimientos del pacientes, esto con la finalidad hacer mediciones en la mano del paciente, también considerando los métodos de medición con dispositivos actuales; para valorar el temblor en la mano. Se menciona trabajos actuales tales como:

#### 2.1.1. Antecedentes internacionales

##### 1.Sensor de uñas con inteligencia artificial para el tratamiento del Parkinson

Investigadores de IBM han desarrollado un “sensor de uñas” que mide continuamente la forma en que la uña de una persona se dobla y se mueve en actividades diarias, un indicador clave de la fuerza de agarre y una métrica útil a la hora de, por ejemplo, determinar la efectividad de la medicación en pacientes con Parkinson, el grado de función cognitiva en personas esquizofrénicas, el estado de salud cardiovascular de un individuo o la mortalidad por causas en geriátricas.

Este pequeño dispositivo portátil e inalámbrico presentado por IBM Research, el primero de su clase, cuenta con medidores conectados a la uña y una pequeña computadora (microcon-

trolador) que toma muestras de los valores de tensión, recopila datos del acelerómetro y se comunica con un reloj inteligente.

El reloj también utiliza modelos de aprendizaje automático para evaluar la bradicinesia (lentificación de los movimientos, especialmente de los voluntarios complejos), el temblor y la discinesia (movimientos anormales e involuntarios), que son síntomas de la enfermedad de Parkinson. El sensor mide los movimientos de las uñas y las curvas, y recopila datos que



**Figura 1.:** Diagrama de bloques del método de diseño del sistema de medición de señales biomécanicas

Fuente:(2019) IBM

son estudiados por algoritmos de Inteligencia Artificial para indicar patrones, lo que puede aportar a los médicos una imagen más clara de la fuerza de agarre a lo largo del tiempo y proporcionar recomendaciones de tratamiento más personalizadas.

Actualmente, un método para medir la progresión de una enfermedad es conectar sensores basados en la piel para capturar cosas como el movimiento, la salud de los músculos y las células nerviosas, o los cambios en la actividad de las glándulas sudoríparas, que pueden reflejar la intensidad del estado emocional de una persona. Pero en el caso de pacientes de mayor edad, estos sensores basados en la piel a menudo pueden causar problemas, incluidos distintos tipos de infecciones.

Tal y como indican los investigadores, interactuamos con objetos a lo largo del día utilizando



nuestras manos, como la detección táctil de la presión, la temperatura, las texturas de la superficie y más.

El equipo de IBM Research se dio cuenta de que podría ser posible obtener señales interesantes de los movimientos de las uñas y cómo se doblan a lo largo del día, ya que usamos nuestros dedos para interactuar con nuestro entorno.

Una de las funciones de las uñas humanas es orientar la punta del dedo en el objeto que se está manipulando.

Y es que las uñas se deforman se doblan y se mueven de manera estereotipada cuando son empleadas para agarrar, e incluso flexionar y extender nuestros dedos.

Esta deformación no es visible a simple vista, ya que se realiza en micrones (milésima parte de un milímetro). Los investigadores de IBM han aprovechado el poder de la inteligencia artificial y el aprendizaje automático para analizar y obtener información valiosa a partir de estos datos.

Al llevar el cálculo al final de nuestros dedos, hemos encontrado un nuevo uso para nuestras uñas al detectar y caracterizar sus movimientos sutiles.

Con el sensor, podemos obtener información sobre el estado de salud y habilitar un nuevo tipo de interfaz de usuario.

Este trabajo también ha servido como inspiración para un nuevo dispositivo modelado en la estructura de la punta del dedo que algún día podría ayudar a los cuadripléjicos a comunicarse, destacan desde IBM Research.

Para seguir esta línea de investigación, tratar de comprender mejor la enfermedad y allanar el camino para tratamientos más efectivo, la Fundación Michael J. Fox para la Investigación de Parkinson ha puesto a disposición de IBM sus datos de Parkinson's Progression Markers Initiative (PPMI), un estudio observacional que ha recopilado una gran cantidad de datos longitudinales anónimos en las cohortes de pacientes de Parkinson.

## **2. ESTUDIO DE REFERENCIA DE LA ENFERMEDAD DE PARKINSON**

Otro trabajo considerado para desarrollar este proyecto se considero ; **La Iniciativa de marcadores de progresión de Parkinson** (PPMI, por sus siglas en inglés) es un estudio



clínico observacional de referencia para evaluar exhaustivamente cohortes de interés significativo utilizando imágenes avanzadas, muestreo biológico y evaluaciones clínicas y conductuales para identificar biomarcadores de la progresión de la enfermedad de Parkinson.

**PPMI** se lleva a cabo en sitios clínicos en los Estados Unidos, Europa, Israel y Australia.

Los datos y las muestras adquiridas de los participantes en el estudio permiten el desarrollo de una base de datos y un biorrepositorio de Parkinson , que actualmente está disponible para la comunidad científica para realizar investigaciones que cambien el campo.

PPMI es posible gracias a los esfuerzos concertados de varios colaboradores. Este estudio está patrocinado por la Fundación Michael J. Fox para la Investigación del Parkinson

### **3. Machine learning rastrea la gravedad del temblor en pacientes con Parkinson**

Se realizó revisión de trabajos actuales en el campo de tratamiento de la enfermedad de Parkinson (EP) en otras universidades y centros de investigación tales como :

El caso de que Investigadores de la Facultad de Ingeniería y Ciencias de la Computación de la Florida Atlantic University, en colaboración con la Escuela de Medicina Icahn en Mount Sinai y el Centro Médico de la Universidad de Rochester, están enseñando máquinas para lograr este trabajo.

Han desarrollado algoritmos que, combinados con sensores portátiles, pueden monitorear continuamente a los pacientes y estimar el temblor parkinsoniano total a medida que realizan una variedad de movimientos corporales libres en sus entornos naturales.

Los resultados del estudio, publicado en la revista Sensors, indican que este nuevo enfoque tiene un gran potencial para proporcionar un espectro completo de los temblores de los pacientes a lo largo del día.

Se indica que un solo examen clínico en el consultorio de un médico a menudo no logra capturar el continuo completo de temblores de un paciente en su vida diaria de rutina. dijo Behnaz Ghoraani, Ph.D., autor principal, profesor asistente en el Departamento de Computación de la FAU y Ingeniería Eléctrica y Ciencias de la Computación, y miembro del Instituto de Sistemas de Redes Embebidas y Detección de FAU (I-SENSE) y del Instituto del Cerebro de FAU (I-BRAIN).

”Los sensores portátiles, combinados con los algoritmos de aprendizaje automático, se pueden usar en el hogar o en cualquier otro lugar para estimar la gravedad de los temblores de un paciente en función de la forma en que se manifiesta en los patrones de movimiento”.

Para el estudio, los investigadores estudiaron la aplicación de dos algoritmos de aprendizaje automático: refuerzo de árbol de gradiente y aprendizaje profundo basado en LSTM.

Estos métodos estimaron automáticamente la gravedad del temblor (reposo y acción) utilizando datos de dos sensores de giroscopio colocados en la muñeca y el tobillo más afectados de los pacientes con EP.

Recopilaron datos mientras los pacientes realizaban una variedad de actividades, como caminar, descansar, comer y vestirse.

Los resultados del estudio mostraron que el método de impulso del árbol de gradiente estimó el temblor total, así como la sub-puntuación del temblor en reposo con alta precisión y, en la mayoría de los casos, con los mismos resultados estimados usando el UPDRS.

## 2.2. Bases Teóricas

### 2.2.1. Biomecánica y movimientos de la mano

La biomecánica estudia el análisis de la mecánica del movimiento del cuerpo humano.

Es la ciencia que explica cómo y por qué el cuerpo humano se mueve de la forma que lo hace. Esto incluye la interacción existente entre la persona que ejecuta el movimiento y el equipamiento o el entorno.

En la biomecánica, considera los conceptos de cinética (estudio de las fuerzas que actúan sobre el cuerpo) y la cinemática (estudio de los movimientos del cuerpo).

Se indican que las componentes de la biomecánica más importantes son: el movimiento, la fuerza, el momento, las palancas y el equilibrio:

- **Movimiento.** Es el desplazamiento del cuerpo o de un objeto a través del espacio. La velocidad y la aceleración son componentes importantes del movimiento.
- **Fuerza.** Es el empuje o la tracción que provocan que una persona o un objeto aceleren,



reduzcan la velocidad, se detengan o cambien de dirección.

- **Momento.** Es el resultado de una masa y de su velocidad en su desplazamiento.
- **Palancas.** Las extremidades superiores y inferiores (brazos y piernas) funcionan a modo de palancas; una palanca está formada por tres componentes: el brazo de resistencia, el punto de apoyo y el eje de rotación.
- **Equilibrio** Un principio importante del equilibrio es la alineación del centro de gravedad del cuerpo sobre la base de apoyo. Tener un buen equilibrio es importante para la práctica de muchos deportes y ejercicios.

## 2.2.2. Las características de la Enfermedad de Parkinson (EP)

En el año del 1817 fue descrito por el médico británico Sir James Parkinson la enfermedad de Parkinson (EP), considero el cuadro clínico constituido por lentitud de movimientos (bradicinesia), junto con temblor de reposo y aumento del tono muscular (rigidez).

El nombre de Enfermedad de Parkinson (EP) se usa para definir el síndrome descrito, cuando no se detectan para el mismo unas causas concretas.

El nombre de Síndrome Parkinsoniano describe el conjunto de signos y síntomas (esto es lo que significa síndrome) caracterizados por rigidez, temblor y torpeza motriz, cuando éste se debe a otras causas neurológicas.

- **Pobreza de movimientos, torpeza, lentitud.**

Disminución de los movimientos faciales con poca expresividad, reducción del parpadeo espontáneo y del braceo durante la marcha, lentitud al vestirse o asearse, pérdida de habilidad y destreza, trastornos de la escritura que se hace lenta y de trazos pequeños, dificultad para la masticación y la deglución. Disminución del tono de voz. Pérdida de la entonación al hablar. La marcha se hace más lenta con dificultades para los giros. En algunos casos, aceleración irrefrenable al andar, con dificultad para pararse.

- **Temblor**

Al principio se interpreta como de nerviosismo. Suele ser temblor de reposo que, en las

primeras fases, disminuye cuando se inicia un movimiento. Afecta a los brazos, y más tarde a las piernas.

- **Rigidez**

Aumento del tono muscular. Normalmente el paciente no lo valora, pero el médico lo descubre con facilidad cuando intenta mover pasivamente sus extremidades.

- **Otros síntomas:**

Depresión, llanto, insomnio, pérdida de apetito, desorientación, trastornos de la memoria y de la concentración, aumento de la secreción sebácea de la piel de la frente y de la cara, trastornos de la micción, dificultad para tragar.

### 2.2.3. Movimientos de las manos

Se describen movimientos de las manos: golpeteo de los dedos, apertura, cierre de las manos y pronación – supinación de las manos, ver figura 2.0



**Figura 2.:** a) Movimiento de golpeteo de los dedos b) movimiento de apertura y cierre de la mano c) movimiento de pronación-supinación de la mano

Fuente:(2020) Autoría propia

#### 1. Movimiento de golpeteo de los dedos.

El movimiento de golpeteo de los dedos, se debe medir el número de repeticiones que la persona en estudio golpea el pulgar con el índice en repeticiones y con la amplitud en un intervalo de tiempo adecuado y definido por el médico, ver Figura 2a.



## 2. Movimiento de apertura - cierre de las manos

Este proceso requiere medir el número de repeticiones que el paciente abre y cierra la mano en repetidas sucesiones y con la mayor amplitud posible en un intervalo de tiempo adecuado y definido por el médico, ver Figura 2b

## 3. Movimiento de pronación – supinación de las manos

El proceso del movimiento de pronación – supinación de las manos, requiere medir el número de repeticiones que el paciente rota la mano en sentido vertical, esto es, realiza el movimiento de pronación (rotación del antebrazo situando la palma hacia adelante) y supinación (rotación del antebrazo situando la palma hacia atrás), con la mayor amplitud posible en un tiempo adecuado y definido por el médico , ver Figura 2c.

## 2.3. Sensores de Medición Inercial (IMU)

El sensor denominado unidad de medición inercial ((Inertial Measurement Units *IMU*) nos permite realizar mediciones de la orientación de un cuerpo combina un acelerómetro con ejes y un giroscopio ejes.

Los sensores IMU es muy utilizado en navegación, goniometría, estabilización, etc. Estos sensores cuentan con acelerómetros, giroscopio, magnetómetro, barómetro, dispone internamente procesador con protocolo de comunicaciones

### 2.3.1. Acelerómetros y Aceleración

La aceleración es la variación de la velocidad por unidad de tiempo es decir razón de cambio en la velocidad respecto al tiempo:

$$a = \frac{dv}{dt} \quad (2-1)$$

Así mismo la segunda ley de Newton indica que en un cuerpo con masa constante, la aceleración del cuerpo es proporcional a la fuerza que actúa sobre él mismo:

$$a = \frac{F}{m} \quad (2-2)$$



Este segundo concepto es utilizado por los acelerómetros para medir la aceleración

Los acelerómetros internamente tienen un MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) que de forma similar a un sistema masa resorte permite medir la aceleración.

Con un acelerómetro podemos medir la aceleración, teniendo en cuenta que a pesar que no exista movimiento, siempre el acelerómetro estará sensando la aceleración de la gravedad.

Con el acelerómetro podemos hacer mediciones indirectas como por ejemplo si integramos la aceleración en el tiempo tenemos la velocidad y si la integramos nuevamente tenemos el desplazamiento, necesitando en ambos casos la velocidad y la posición inicial respectivamente.

### Mediciones con el acelerómetro

El acelerómetro mide la aceleración en 3 ejes: X, Y y Z, las tres dimensiones del espacio.

Por ejemplo, si se mueve hacia arriba, el eje Z marcará un cierto valor.

Si es hacia delante, marcará el eje X, etc.

Como sabemos que la gravedad de la Tierra tiene una aceleración de aprox.  $9,8 \frac{M}{s^2}$ , perpendicular al suelo. Así pues, la IMU también detecta la aceleración de la gravedad terrestre.

Gracias a la gravedad terrestre se realizaran las lecturas del acelerómetro ; para determinar cuál es el ángulo de inclinación respecto al eje X o eje Y puede hacer lo siguiente:

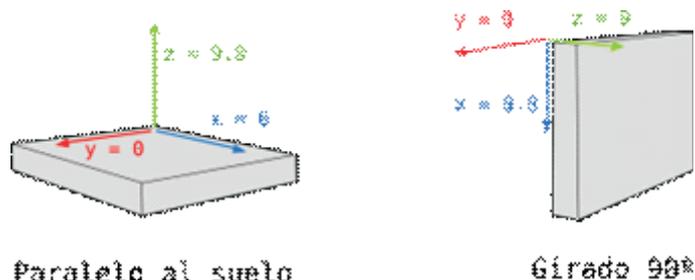
Supongamos que la IMU esté perfectamente alineada con el suelo. Entonces, de acuerdo a la figura 3, el eje Z marcará 9,8, y los otros dos ejes marcarán 0. Ahora supongamos que giramos la IMU 90 grados.

Ahora es el eje X el que está perpendicular al suelo, por lo tanto marcará la aceleración de la gravedad.

La gravedad es  $9,8 \frac{M}{s^2}$  , y determinamos las medidas en los tres ejes del acelerómetro, es posible calcular el ángulo de inclinación de la IMU.

$$angulo_Y = atan_Y\left(\frac{x}{\sqrt{y^2 + z^2}}\right) \quad (2-3)$$

$$angulo_x = atan_Y\left(\frac{y}{\sqrt{x^2 + z^2}}\right) \quad (2-4)$$



**Figura 3.:** Posiciones del acelerometro

Fuente:(2020) Autoría propia

### Giroscopio y velocidad angular

La velocidad angular es la cantidad de cambio del desplazamiento angular por unidad de tiempo, es decir que tan rápido gira un cuerpo alrededor de su eje:

$$\varpi = \frac{d\theta}{dt} \quad (2-5)$$

Los giroscopios utilizan un MEMS (MicroElectroMechanical Systems) para medir la velocidad angular usando el efecto Coriolis. Con un giroscopio medimos la velocidad angular, y si se integra la velocidad angular con respecto al tiempo se obtiene el desplazamiento angular (posición angular si se sabe dónde se inició el giro)

### Mediciones con el Giroscopio

Si conocemos el ángulo inicial de la IMU, podemos sumarle el valor que marca el giroscopio para saber el nuevo ángulo a cada momento. Supongamos que iniciamos la IMU a  $0^\circ$ . Si el giroscopio realiza una medida cada segundo, y marca 3 en el eje X, tendremos el ángulo con la fórmula:

$$Angulo_y = Angulo_{y anterior} + x\Delta t \quad (2-6)$$

Dónde  $\Delta t$  es el tiempo que transcurre cada vez que se calcula esta fórmula.

Y lo mismo pasa con los ejes X, Z. se suele ignorar el eje Z.



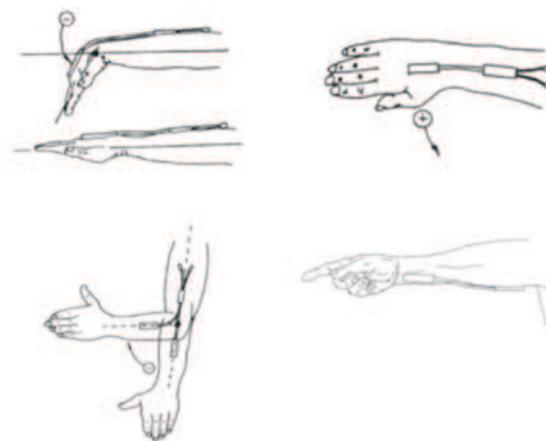
## 2.4. Definición de términos

- **Trastorno de equilibrio :** reflejo alterados , fácil caídas
- **Movimiento lento (bradicinesia):** Con el tiempo, la enfermedad de Parkinson puede retardar tu movimiento, haciendo que las tareas simples sean difíciles y lleven más tiempo
- **Temblor:** El temblor es una contracción muscular involuntaria y rítmica que provoca movimientos agitados o sacudidas en una o más partes del cuerpo
- **Parkinsonismo:** Cualquier afección que implique los tipos de alteraciones del movimiento observados en la enfermedad de Parkinson.
- **IMU:** Unidades de medición inercial
- **Acelerómetro:** Es el instrumento que sirve para medir la aceleración del movimiento
- **Enfermedad de Parkinson:** La enfermedad de Parkinson es un tipo de trastorno del movimiento
- **Biomecánica:** Es la ciencia que aplica la física al estudio del movimiento humano
- **Matlab:** laboratorio de matrices
- **Rigidez muscular:** La rigidez muscular puede ocurrir en cualquier parte del cuerpo. Los músculos rígidos pueden ser dolorosos y limitar tu posibilidad de movimiento.
- **Pérdida de los movimientos automáticos:** Es posible que tengas una capacidad reducida para realizar movimientos inconscientes, como parpadear, sonreír o balancear los brazos cuando caminas.

Implementación de la captura de movimiento y transmisión de datos En esta sección se presenta la implementación del sistema de captura de movimiento tomando como base las especificaciones técnicas de los componentes y los movimientos del usuario.

## Implementación de captura de movimiento.

El movimiento de flexión y extensión que se captura será alrededor del eje Z del sistema de coordenadas propuesto y la abducción y aducción en el eje alrededor del eje Y. El sistema coordinado se localiza en la muñeca de la mano y a partir de este se traslada el sensor hacia la mitad de la mano donde se posiciona debido al uso de un accesorio para portarlo de forma cómoda como se presenta en la Figura 4.



**Figura 4.:** Ubicación de los sensores.

Fuente:(2020) Elaboracion Propia

La captura de movimiento se realizó a través del sensor inercial MPU6050, este se escogió porque permite integrar información del acelerómetro y del giroscopio haciendo una fusión de datos, que tiene como ventajas; reducir la incertidumbre e incrementar la precisión de los valores censados, aumentar la confiabilidad en caso de que uno de los sensores falle, y recolectar información complementaria del entorno que se está caracterizando, lo cual no se puede obtener con un solo sensor; todo esto con el objetivo de obtener un registro datos más adecuado. La transmisión de datos se realiza a través del protocolo I2C al microcontrolador(dsPIC) Los pines para la disposición del protocolo I2C en el dsPIC4013 SDA y SCL Uno son Pin 26 y Pin 25 que corresponden al SDA (Línea de datos) y SCL (Línea de reloj) respectivamente; en el sensor MPU6050 se encuentran en el tercer y cuarto pin en el mismo orden. La manera correcta de conectar los dos dispositivos es: polarizar el MPU6050 , el voltaje ya



viene regulado para 5V, así que no hay problema en conectar directamente, unir las tierras, conectar el SDA del dsPIC con el SDA del sensor, así mismo el SCL del sensor con el SCL del dsPIC, por último el programa está hecho para que cada vez que el sensor detecta una señal de interrupción envíe el dato a través del SDA, por tanto es necesario conectar el pin INT del sensor, que es el último, al pin 17 del dsPIC, que es el que está dispuesto en el dsPIC para enviar la señal.

### **2.4.1. Consideraciones**

En los sensores MARG (Magnéticos, Velocidad angular, Gravedad), cada uno de los sensores de los cuales están compuestos presenta algunas ventajas y desventaja en las mediciones; como errores de deriva, sensibilidad al ruido mecánico o a inferencias magnéticas.

El objetivo de los algoritmos de fusión de datos es, reducir el déficit de un sensor, con la información complementaria de los otros sensores, proporcionando información más precisa sobre la orientación del dispositivo.

El acelerómetro y el magnetómetro nos dan coordenadas de un vector en el sistema del sensor, ya que conocemos la orientación de estos vectores en el sistema tierra, que son, gravedad y campo magnético terrestre, se puede calcular la orientación del sistema del sensor con respecto al sistema de la tierra, con el inconveniente de que existen infinitas orientaciones que puede tener el sensor, con coordenadas iguales a las del vector, que son las rotaciones del sistema con el vector como eje de giro, por lo cual se implementa el algoritmo Madgwick . Este algoritmo se encarga de representar la rotación del sistema por medio de cuaterniones, estima la orientación del sistema en base a los vectores de gravedad y campo magnético y luego pondera las tres estimaciones obtenidas para obtener la solución final. Para evadir el problema de las soluciones infinita, utiliza el método del gradiente descendiente tomando la rotación más pequeña entre el sistema sensor, con respecto al sistema tierra. El algoritmo se implementa en la función MadgwickQuaternionUpdate



## **3. HIPOTESIS Y VARIABLES**

### **3.1. Hipótesis general e hipótesis específicas**

#### **3.1.1. Hipótesis General**

El Sistema de medición biomecánico del movimiento de la mano para tratamiento de pacientes con enfermedad de parkinson , seleccionando los elementos o dispositivos adecuados , nos permite realizar las mediciones y explorar el temblor postural en las manos , permite satisfacer las necesidades básicas de evaluación y atención del paciente

#### **3.1.2. Hipótesis Especificas**

Empleando conocimientos básicos de ingeniería, así como material, sensores y equipos disponibles en el mercado; es posible el diseño, simulación y desarrollo del sistema de medición de señales biomecánica de la mano para tratamiento de la enfermedad de parkinson (PE).

Desarrollo algoritmo adecuado , nos permitira realizar mediciones con mayor precisión y también registrar datos de los pacientes

Se realiza el acondicionamiento de la señal y luego se procesa la información para obtener los indicadores biomecánicos para evaluar la paciente y su tratamiento por el médico especialista.

Se diseña la etapa de sensado luego se realiza el procesamiento de la señal, previamente se limpia la señal con un filtro para eliminar las frecuencias parasitas, se para el procesamiento de la señal, con desarrollo algoritmos.



## 3.2. Definición de las variables

En el presente trabajo de investigación se consideran las siguientes variables.

- **Independientes:**

**S:** Paciente con y sin enfermedad con Parkinson (PE)

**N:** Movimiento o temblores de las manos, software de desarrollo

- **Dependientes**

**R:** Señales medidas de los movimientos de la manos, técnicas referentes al procesamiento y análisis de las señales de los temblores

### 3.2.1. Operacionalización de Variable

- **Indicadores de la variable S** La Enfermedad de Parkinson es difícil de diagnosticar porque no hay una prueba específica para la condición. Los síntomas de la Enfermedad de Parkinson varían de persona a persona y una serie de otras enfermedades presentan síntomas similares. Por estas razones algunas veces se hacen diagnósticos incorrectos.
- **Indicador de la variable N** Un diagnóstico posible de la Enfermedad de Parkinson puede confirmarse cuando otras condiciones con síntomas similares han sido excluidas, o si la persona responde de forma positiva a los medicamentos para la enfermedad de Parkinson, también realizando pruebas de movimiento de las manos verificando los temblores.
- **Indicador de la variable R** Señales medidas de los movimientos de la manos, técnicas referentes al procesamiento y análisis de las señales de los temblores y análisis de valoración



**Tabla 1.:** Operacionalización de las variables

Variables	Indicadores
<b>S:</b> Paciente con y sin enfermedad con Parkinson (PE) Variable independiente	<b>S1:</b> Paciente con enfermedad de EP <b>S2:</b> Paciente sin enfermedad de EP
<b>N:</b> Movimiento o temblores de las manos, software de desarrollo ,sensores, procesadores Variable independiente	<b>N1:</b> Posiciones de las manos con temblores <b>N2:</b> Selección de sensores IME( tres sensor) <b>N3:</b> Selección de procesadores
<b>R:</b> Técnicas referentes al procesamiento y análisis de las señales de los temblores y valoración Variable dependiente	<b>R1:</b> Algoritmo de desarrollo para tratamiento de valores y análisis de datos y valoración.. <b>R2:</b> Presentación de datos

Fuente: (UNAC-2020) Autor



## 4. DISEÑO METODOLÓGICO

### **Metodología**

Se identificaron, relacionaron y delimitaron las variables y procesos del objeto de estudio, partiendo de la hipótesis se realizó el análisis de los datos colectados que sirvieron para corroborar o contrastar lo expresado en la hipótesis

### **Hipótesis de partida.**

Para poder diseñar y simular el sistema de medición de las señales biomecánicas de las manos hemos planteado una serie de hipótesis iniciales selección de las variables de entrada al sistema y la salida.

La finalidad es poder aproximarnos a unas condiciones reales prefijadas para el posterior análisis de los resultados.

### **Los datos de partida son los siguientes:**

- Seleccionar adecuadamente el sistema de hardware – software requerido para digitalizar las señales y procesarlas adecuadamente
- interpretar los resultados en términos físicos y fisiológicos, que sean de utilidad para el médico.
- Desarrollo de algoritmo experto en esta tarea especial.
- Análisis espectral de la aceleración tomada del temblor en las manos. Se indica que el ancho de banda reportado no supera los 15 Hz, también hay enfermedades que presentan zonas de frecuencia espectral distintas, y el módulo de espectro puede ser

considerado como un del aumento del temblor. En la tabla se presenta algunas características del temblor. Que se ha tomado en consideración para el desarrollo del proyecto

- Mostrar las ventajas y desventajas de los esquemas simulados y su implementación para futuros trabajos.
- Simular el comportamiento del sistema realizado para su análisis y valoración

**Tabla 2.:** Tipos de vibraciones producidas para diferentes tipos de temblor

Movimiento de la mano temblor	Frecuencia del temblor (Hz)	del observación
Normal	9-25	Pequeña amplitud
Esencial	4-12	Empeora con compostura
Parkinson	3-8	En reposo
Lesiones cerebrales (neurológico)	1.5-4	

Fuente: V Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica CLAIB

## 4.1. Tipo de investigación

Este proyecto es una Investigación descriptivo y Aplicada (Tecnológica) se engloba dentro del sector de salud (ingeniería biomédica), y en particular en el área tecnológica de los sistemas de Biomecanica.

Se aplican métodos de instrumentación electrónica y programación en el desarrollo del sistema.

## 4.2. Método de investigación

El método que se implementara es el método de prototipado evolutivo por desarrollo incremental ver figura el cual incluye las siguientes etapas.

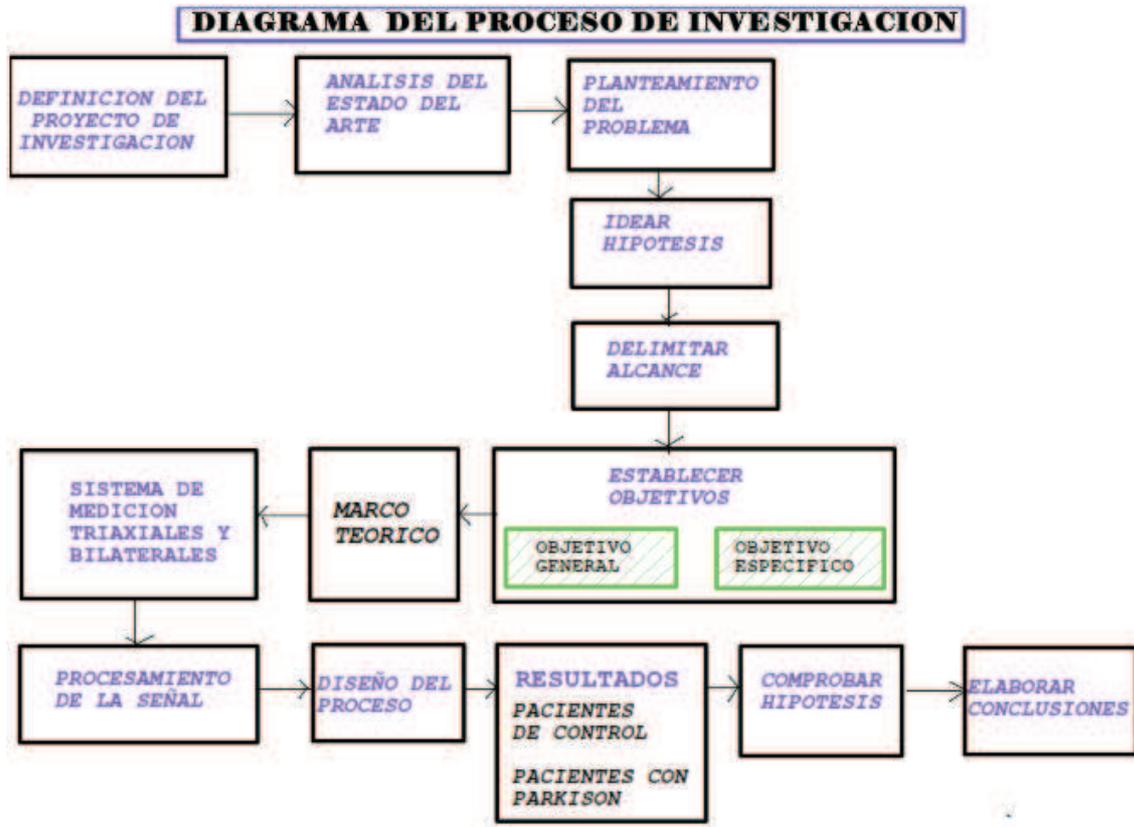
- Definición del tema del proyecto de investigación
- Análisis del estado del arte
- Establecer problemas
- Delimitar alcance de la investigación
- Formular hipótesis
- Plantear objetivos
- Desarrollo de la investigación
- Resultados y conclusiones
- Comprobar hipótesis
- Conclusiones y recomendaciones
- Concluir publicación

### 4.2.1. Hardware general del sistema.

El modelo del sistema de medida y la estrategia de análisis. Se realizaron tal como se ilustra a continuación, en la figura 04

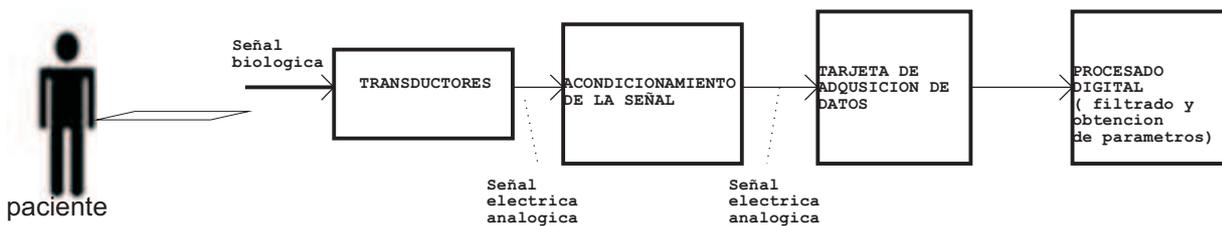
El procedimiento a seguir generalmente es el siguiente:

- El primer paso es detectar la presencia de las señales a medir con la ayuda de un sensor. El sensor convierte la medición física en una salida eléctrica, generando así un puente de información entre el sistema biológico y el instrumento de registro electrónico. Es importante elegir el sensor adecuado para que este no afecte las características de la señal medida.



**Figura 5.:** Diagrama de bloques del método de diseño del sistema de medición de señales biomécanicas

**Fuente:** (UNAC-2020) Autoría propia



**Figura 6.:** Etapas del sistema de medición-hardware

**Fuente:**(2020) Autoría propia



- Una vez detectada la señal con la ayuda del sensor, generalmente es amplificada y filtrada, ya que las señales suelen ser de muy bajo potencial, la amplificación permite ajustar la señal a las especificaciones del hardware que se use, y el proceso de filtrado elimina el ruido propio de la señal y/o el generado durante el proceso de muestreo y amplificación.
- La señal amplificada y filtrada es una señal analógica que ingresa a un convertidor A/D (Análogo Digital) que cambia esta señal analógica continua en una señal digital discreta.

La señal discreta contiene una secuencia de números que puede ser fácilmente almacenada y procesada en un ordenador.

En este proceso podemos indicar que el desarrollo de esta tecnología se enfoca en la obtención de señales confiables por los elementos utilizados y también por el uso de software capacidad de procesos de los ordenadores.

En la figura se ve el proceso desde la generación de la señal en el cuerpo del paciente (mano), la información es entregada en forma de señales eléctricas por parte del transductor (diversos sensores), esta señal analógica antes de pasar a la tarjeta de conversión A/D debe ser llevada a la forma apropiada, esto significa cambiar la señal analógica al nivel de voltaje requerido, eliminar las señales indeseables y limitar el espectro de interferencia del sensor. La señal de salida digital se almacena o procesa para su análisis y presentación.

#### **4.2.2. Selección del sensor**

El MPU-6050 se escogió como elemento sensor del proyecto, especialmente teniendo en cuenta el hecho de que combina un acelerómetro y un giroscopio en el mismo dispositivo.

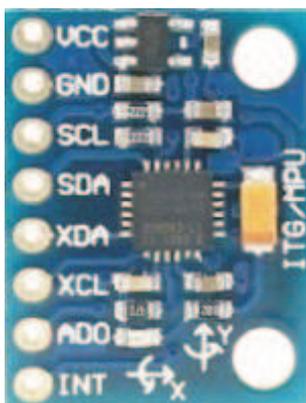
El MPU-6050 combina un giroscopio de 3-ejes y un acelerómetro de 3-ejes en el mismo chip. Asimismo incorpora un procesador de movimiento capaz de procesar una compleja fusión de movimiento en 9 ejes. Se comunica a través de la interfaz I2C y posee una librería muy difundida para su utilización inmediata.

Este sensor puede entregar 6 grados de libertad (DOF) e incorpora un regulador de tensión a 3.3V y resistencias pull-up para su uso directo por I2C.

Usando la librería **i2cdevlib** facilita el uso para realizar el proyecto donde se requiera controlar la inclinación, giro y altitud .

### Especificaciones del IMU MPU6050

- Tensión de alimentación: 3 – 5v
- Interfaz digital: I2C Digital
- Sensor angular de 3 ejes (giroscopio)
- Acelerómetro de 3 ejes con una precisión programable en rangos de  $\pm 2g, \pm 4g, \pm 8g, \pm 16g$
- Algoritmos embebidos para mejorar la calibración sin intervención del usuario.
- Dimensiones:  $14 \times 21mm$



**Figura 7.:** Vista del sensor

Fuente:(2020) Manual del Sensor

### SENSOR GIROSCÓPICO

Un giroscopio es un dispositivo que funciona para miden velocidades angulares basándose en el mantenimiento del impulso de rotación.

Si intentamos hacer girar un objeto que está girando sobre un eje que no es el eje sobre el que está rotando, el objeto ejercerá un momento contrario al movimiento con el fin de preservar



el impulso de rotación total. El giroscopio muestra el cambio de rango en rotación en sus ejes X, Y

## **ACELERÓMETRO**

Mide la aceleración, inclinación o vibración y transforma la magnitud física de aceleración en otra magnitud eléctrica que será la que emplearemos en los equipos de adquisición estándar.

Los rangos de medida van desde las décimas de g, hasta los miles de g.

El circuito integrado MPU-6050 contiene un acelerómetro y giroscopio MEMS en un solo empaque. Cuenta con una resolución de 16-bits, lo cual significa que divide el rango dinámico en 65536 fracciones, estos aplican para cada eje X, Y y Z al igual que en la velocidad angular.

El sensor está diseñado para el control de robótica, medición de vibración, sistemas de medición inercial (IMU), detector de caídas, sensor de distancia y velocidad,

El MPU-6050 contiene un giroscópico, un acelerómetro, además de un sensor de temperatura, mediante I2C regresa unos valores conocidos como raw o “crudos” según el registro seleccionado.

Los rangos de escala y el valor máximo raw. se muestran en al tabla

### **4.2.3. Ubicación de los sensores para toma de datos**

Los sensores se ubican tal como se detalla en la figura.

El sistema se basa en los sensores, colocado en la mano , que es el encargado de detectar los temblores típicos de la enfermedad de Parkinson y envía los datos capturados a una computadora a través de un microcontrolador , el sistema tiene la posibilidad de enviar datos vía Bluetooth 2.0 hacia otro terminal con receptor Bluetooth de forma que se puedan visualizar las señales. El sistema está preparado para poder procesar datos online debido a un microcontrolador dsPIC33F capaz de controlar todos los procesos y realizar los cálculos necesarios para poder tratar, procesar y ejecutar algoritmos.



**Figura 8.:** ubicación del sensor

Fuente:(2020) Manual del Sensor

#### 4.2.4. Procesamiento de la señales biomecánicas de la mano

El microcontrolador (dsPIC33F) es el encargado de adquirir y procesar los datos para enviarlos por Bluetooth a otro terminal , ejecuta algoritmos, gestiona la autonomía de la plataforma y controla la interfaz exterior gestionando prioridades para decidir que órdenes ejecutar primero.

Se realizó la medición de la señal con el acelerómetro, luego se integró en el dominio del tiempo, con la finalidad de obtener la velocidad de la señal, luego se hizo el filtrado, con un filtro pasa alto, luego nuevamente se realizó la integración, obteniendo los valores correspondientes al desplazamiento del sensor, luego se realizó nuevo filtrado con un filtro pasa alto y posteriormente realizar las acciones estadísticas

El microcontrolador utilizado es el dsPIC33F de Microchip, cuya principal característica es el motor DSP (Digital Signal Processing) que tiene incorporado y que permite hacer cálculos avanzados rápidamente.

El dsPIC33F4 tiene una arquitectura de 16 bits de datos y 24 bits de instrucciones, y trabaja hasta 40 MIPS (Mega instrucciones por segundo) gracias al módulo PLL.

La tensión de trabajo es de 3.0 a 3.6V, el sensor a 3.3V, aunque el dsPIC internamente trabaja a 2.6V mediante un regulador que estabiliza la tensión de entrada mediante un condensador de filtraje colocado en un pin especial del dsPIC para el regulador interno del mismo. De esta manera el sistema puede ir más rápido consumiendo menos debido a trabajar con una tensión menor.



#### 4.2.5. Obtención de la velocidad

Luego de obtener la señal con los sensores, luego fue compensada gravitacionalmente, con la finalidad de disponer como referencia la tierra y obtener la aceleración completamente limpia para su tratamiento.

Se indica que la posición, velocidad, aceleración, se expresan en términos de las derivadas e integrales

Relaciones matemáticas:

Posición.

$$e(t) = e_o + \int_{t_o}^{t_n} v(t)dt \quad (4-1)$$

Velocidad

$$v(t) = v_o + \int_{t_o}^{t_n} a(t)dt \quad (4-2)$$

Aceleración

$$a(t) = \frac{dv}{dt} = \frac{d^2e(t)}{dt^2} \quad (4-3)$$

Obteniendo las señales del sensor, como aceleración podemos obtener la velocidad y la posición considerando las ecuaciones ec.4.1,4.2 y 4.3 en su forma integral, debido a que depende del tiempo. Considerando una medición realizada con el sensor y obteniendo la señal, se obtiene mediante cálculos la posición y la velocidad

En la figura se muestra la señal de la aceleración compensada. Se conoce que la aceleración está dada por la ecuación se conoce que la aceleración está dada por.

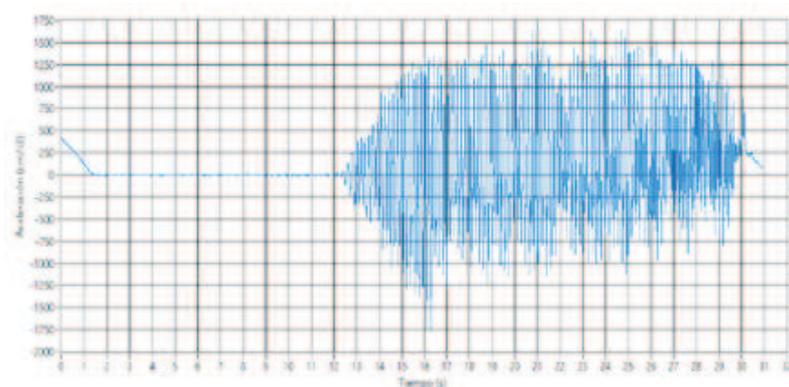
$$a(t) = \frac{dv}{dt} \quad (4-4)$$

Luego se obtiene la velocidad considerando la relación en el dominio del tiempo.

$$v(t) = v_o + \int_{t_o}^{t_n} a(t)dt \quad (4-5)$$

donde:

- $v_o$ : es una constante de integracion
- $t_o$  y  $t_n$  son limites de integracion
- se considero el metodo de integracion por la sumatoria de rectangulos ( trapecios)



**Figura 9.:** Señal de aceleración compensada

Fuente:(Unac-2020) Autoria propia

#### 4.2.6. Acondicionamiento de la velocidad

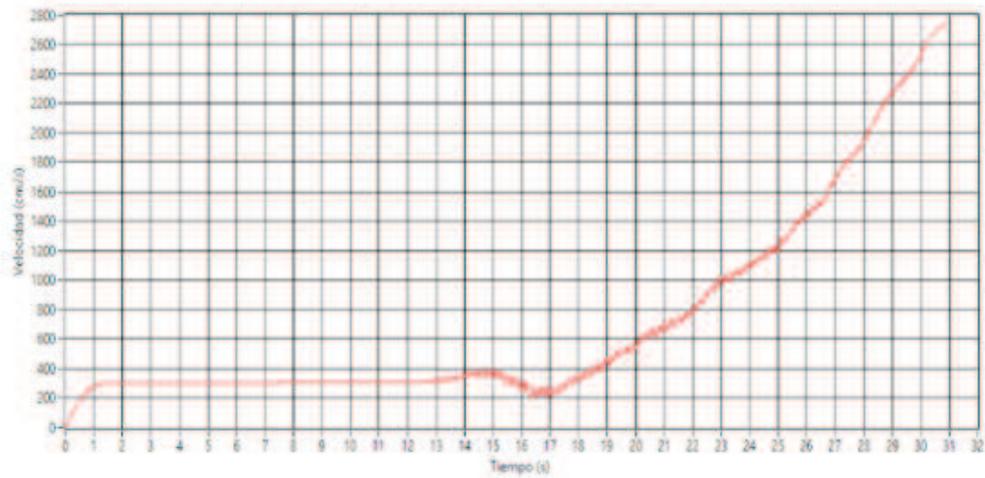
Integrando la señal de aceleración se obtiene la velocidad, realizando el algoritmo, se obtiene la gráfica tal como se muestra en la figura

En la gráfica se observa un desplazamiento en el eje vertical, y luego la velocidad es estable con muy pequeñas variaciones y finalmente un cambio brusco por el movimiento de la mano del paciente debido al tiempo de exposición en que se encontraba.

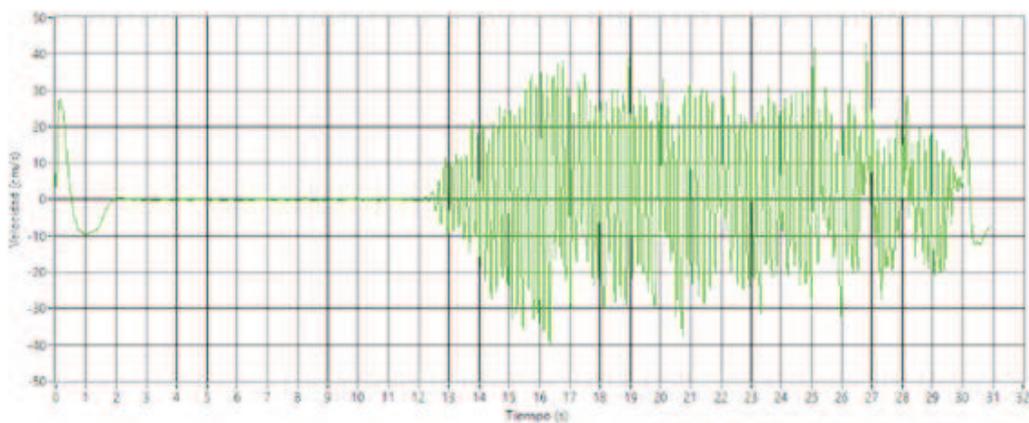
Para mejorar la precisión de la toma de muestras es necesario considerar un filtro pasa alto para eliminar el ruido y las señales que no correspondan a la señal parkinsoniana.

El filtro elimina las señales no deseadas y además limpia la señal a considerar para el tratamiento.

Para el desarrollo del proyecto se consideró el filtro Butterworth pasa alto de orden 2 con una frecuencia de corte de 1,2 Hz; estos filtros dejan pasar la señal con frecuencia mayor de 1,2 Hz. Luego se realizó el programa para ejecutar dicha acción con filtro



**Figura 10.:** Velocidad de los temblores de la mano  
Fuente:(Unac-2020) Autoria propia

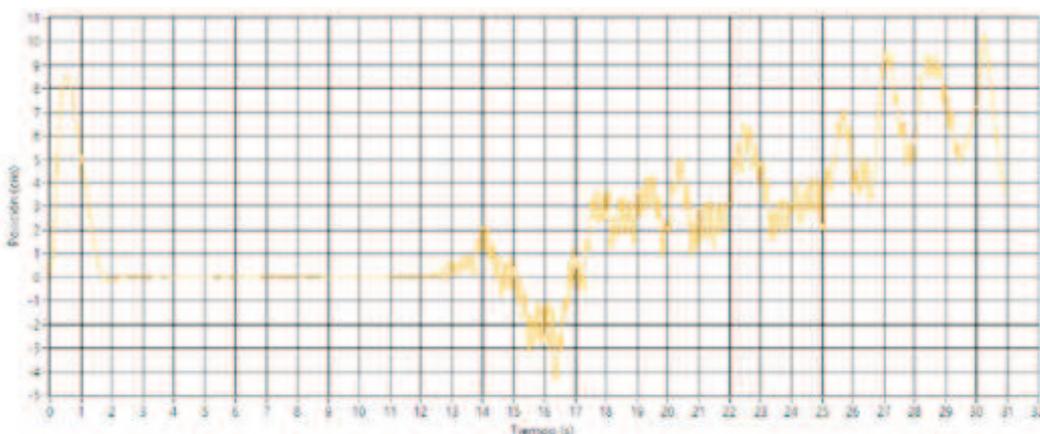


**Figura 11.:** Velocidad de los temblores de la mano filtrada con ruido  
Fuente:(Unac-2020) Autoria propia

#### 4.2.7. Obtencion del posicionamiento de la mano

Luego de realizar el filtrado de la velocidad del movimiento parkinsoniano de la mano , se realiza el proceso matematico integrando la velocidad para obtener los datos del posicionamiento de la mano ,tal como se muestra en la figura

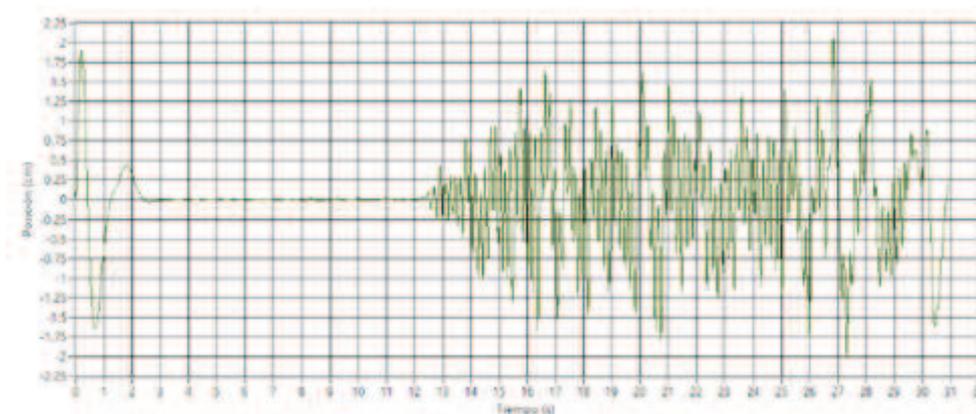
Luego se realiza el proceso de filtrado para limpiar la señal y eliminar la señales parasitas, que no corresponde al proceso Parkinsoniano.



**Figura 12.:** Velocidad de los temblores de la mano filtrada sin ruido

Fuente:(Unac-2020) Autoria propia

Luego se considera un filtro pasa alto con frecuencia de corte 1,2 Hz , para eliminar la señales con frecuencia muy bajas que corresponde al ruido, obteniendo los datos de posiconamiento de la mano filtrada tal como se meustra en la figura



**Figura 13.:** Posicion de la mano con los tembores con datos filtrado del ruido

Fuente:(Unac-2020) Autoria propia



#### 4.2.8. Representación y cálculo de las señales medidas en sus tres ejes

El sensor utilizado mide la señal en sus tres ejes esto se puede representar mediante un vector, entonces cada punto se presenta como un vector.

$$\bar{P} = (x, y, z) \qquad \bar{P} = x\bar{i} + y\bar{j} + z\bar{k} \qquad (4-6)$$

En función del tiempo se puede representar

$$P = \begin{bmatrix} (x_1, y_1, z_1) \\ (x_2, y_2, z_2) \\ \dots\dots\dots \\ (x_n, y_n, z_n) \end{bmatrix} \qquad (4-7)$$

Luego se realiza un arreglo con el número de datos tomados, donde se tiene los vectores como datos. Realizado el arreglo de datos como vector se obtiene el módulo de cada punto o vector como dato.

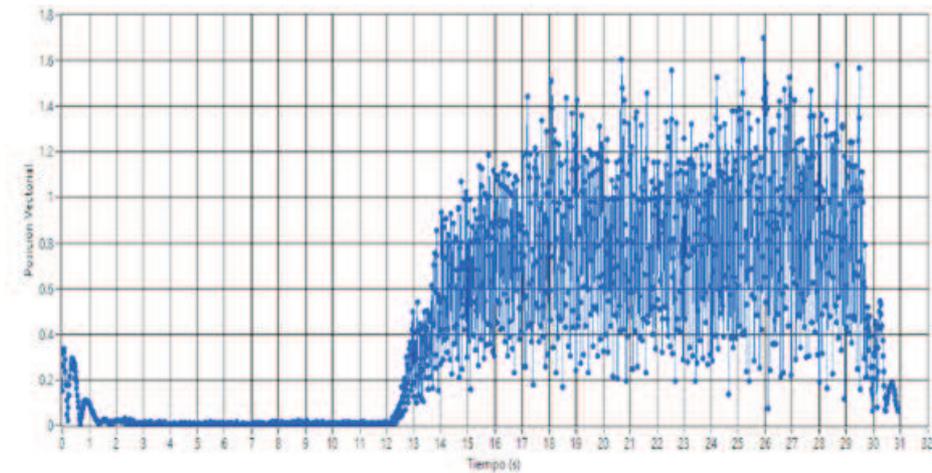
$$\bar{AB} = \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2 + (z_{i+1} - z_i)^2} \qquad (4-8)$$

Para el cálculo del módulo de cada vector se determinó entre el punto actual y el anterior. Considerando los vectores y modulos de cada vector de datos se obtiene la siguiente señal de datos de posición

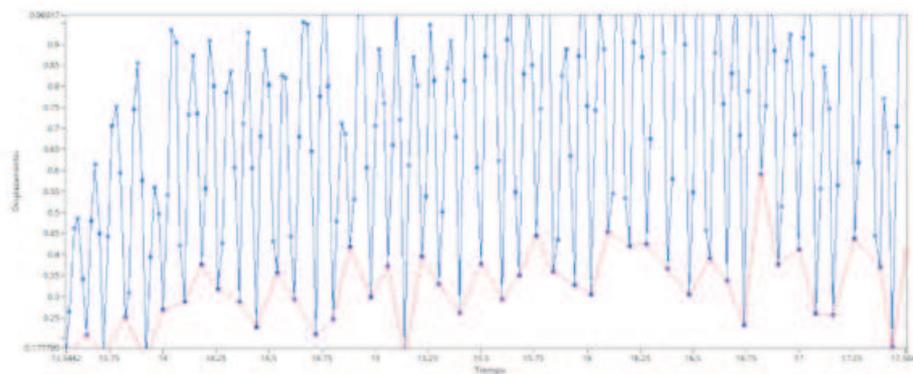
#### 4.2.9. Medición de los valores máximos de la señal medida de posición

Para determinar los valores máximos de los datos y mínimos, se realizó con el software Matlab. Utilizando los datos y la función **findpeaks** para buscar valores y ubicaciones de máximos locales en un conjunto de datos. El archivo **datos.mat** contiene el número promedio de datos observadas durante un tiempo tomado como muestra de la señal del paciente de la mano.

Se introduce la inversa de **datos.m**; para obtener el mínimo local en los desplazamientos.



**Figura 14-:** Posición de la mano con temblores con datos obtenidos en forma Vectorial  
Fuente:(Unac-2020) Autoria propia



**Figura 15-:** Desplazamientos de la posición de la mano con temblores con valores maximos y minimos  
Fuente:(Unac-2020) Autoria propia

Los datos tomados para un determinado paciente se observa en la Figura

Se indica que el nivel mínimo y máximo corresponde a los valores de los datos tomados es cuando se tiene los temblores de la mano; considerando que los temblores son oscilaciones; los sensores miden, el decremento de la aceleración; debido a que las oscilaciones pueden considerarse como movimiento de ida y vuelta (regreso), Luego podemos decir que la velocidad, aceleración y desplazamiento, aumenta hasta el punto donde se produce el retorno o

regreso en la mano (oscilación de regreso).

#### 4.2.10. Determinación de la amplitud de oscilación de la mano

Cuando se realiza el cálculo de los mínimos, se obtienen los puntos donde la mano oscila o tiembla, indicando en estos puntos es donde cambia el aumento o disminución de la amplitud de oscilación de la mano .

Se realizaron los cálculos para determinar las posiciones (integrando y ajustando) , obteniendo los movimientos en los 3 ejes del sensor; para calcular la amplitud se tomaron los niveles mínimos y el tiempo en que ocurrió cada desplazamiento vectorial , entre cada tiempo mínimo y máximo se obtuvieron desplazamientos , tal como se muestra en la figura



**Figura 16.:** Valor mínimo de las posiciones de la mano con temblores

Fuente:(Unac-2020) Autoria propia

En la figura se muestra, los datos obtenidos durante un tiempo Delta T (Tiempo de inicio y tiempo final) entre cada valor mínimo; luego se realiza el cálculo para determinar la amplitud lineal entre cada valor mínimo.

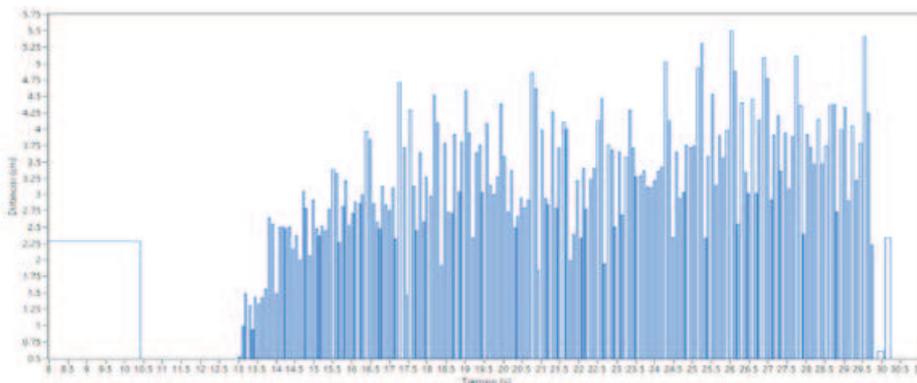
$$a_{mi} = (x_{t_i} y_{t_i} z_{t_i}) - (x_{t_f} y_{t_f} z_{t_f}) \quad (4-9)$$

Donde:

- $a_{mi}$ : Amplitud entre cada valor mínimo

- $x_{t_i}x_{t_f}$ :Valores en el eje x del vector posición en el tiempo inicial y final donde se tiene los valores mínimos
- $y_{t_i}y_{t_f}$ : Valores en el eje y del vector posición en el tiempo inicial y final donde se tiene los valores mínimos
- $z_{t_i}z_{t_f}$ :Valores en el eje z del vector posición en el tiempo inicial y final donde se tiene los valores mínimos

Se realizó los cálculos obteniendo la distancia lineal en cm tal como muestra en la figura



**Figura 17.:** Gráfico de superficie de la relación entre los parámetros de entrada y salida

Fuente:(Unac-2020) Autoria propia

Luego se realizó los cálculos para calcular la amplitud vectorial en cada punto; se tomaron los valores mínimos en los desplazamientos y luego los puntos entre los valores mínimos. Se consideró la ecuación

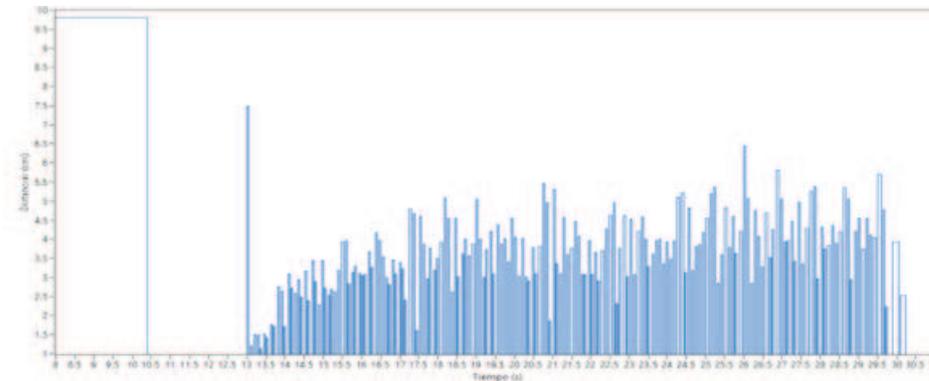
$$am_v = \sum_{i=m}^n P_i \tag{4-10}$$

Donde:

- $am_v$ :Es la amplitud entre cada valor mínimo
- $m$ : tiempo en que se registró el primer valor mínimo
- $n$ : tiempo en que registro el siguiente valor mínimo

- $P_i$ : Desplazamientos entre dos valores mínimos

Se realizaron los cálculos y se obtuvieron las amplitudes de distancia de los valores vectoriales



**Figura 18.:** Amplitud vectorial del movimiento de la mano

Fuente:(Unac-2020) Autoria propia

#### **4.2.11. Filtrado de la señales de amplitud lineal y vectorial**

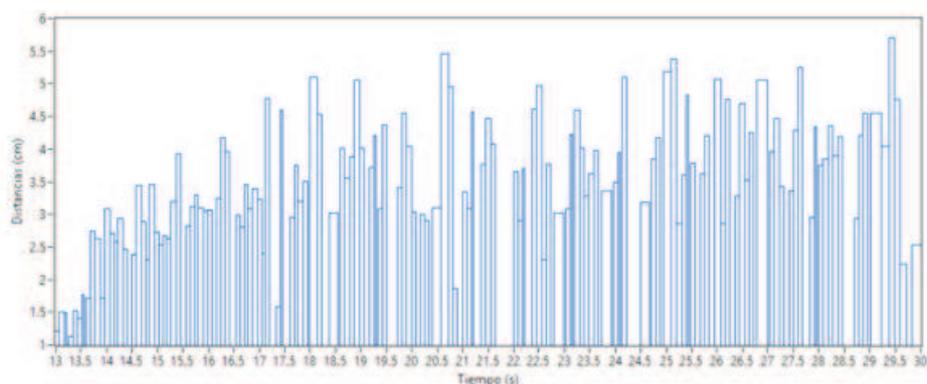
Para hacer una buena medida es necesario hacer ajustes del sistema de medición se detecta los valores en la señal de amplitud lineal y vectorial fuera de rango o valores que no están en acorde con los valores de oscilación de la mano .

Esto se debe a que el paciente podría haber hecho un movimiento que no correspondía a la oscilación parkinsoniano, porque la amplitud lineal tenía un valor bajo y la amplitud vectorial alto.

Luego es necesario aquí hacer un filtrado de los valores que están dentro del rango, se optaron realizar la resta de las amplitudes y se determinó considerar un porcentaje de 70% de las restas entre las amplitudes para que dicho valor se debe considerar como referencia para determinar las muestras que se tomaran como valor valido

#### **4.2.12. Datos de la Amplitud del movimiento más significativo**

La MDS-UPDRS indica que para evaluar los tmblores en reposo , es necesario registrar la amplitud del movimiento mas significativo.



**Figura 19.:** Valores de la distancia de las amplitudes ajustadas de los temblores de la mano

Fuente:(Unac-2020) Autoria propia

Al realizar la evaluacion y utilizar la amplitud más grande medido no podria ser un movimiento parkinsoniano,luego se realiza el procedimiento de considerar un promedio de los datos , en este caso un tercio de los datos

### 4.3. Población y muestra

El Instituto Nacional de Ciencias Neurológicas (INCN), del Ministerio de Salud, señaló que el Parkinson afecta en el Perú a unas 30mil personas y que cada año hay tres mil nuevos casos de personas con síntomas claros que reflejan esta enfermedad.

Para el desarrollo de este proyecto se consideró un sector de la zona del cono norte de Lima en centros de salud conformado por todos los pacientes atendidos por consulta externa que tuvieron diagnóstico definitivo de las enfermedades de Parkinson

### 4.4. Lugar de estudio y periodo de desarrollo

El lugar de estudio se desarrolló en la Universidad Nacional del Callao ; Facultad de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Escuela de ingeniería electrónica ,se desarrollo en el laboratorio de biomédica ; laboratorio de Control y Automatizacion durante el periodo del 1 de julio del



2019 hasta el 30 de junio

## **4.5. Técnica e Instrumentos para recolección de información**

Se realizó un estudio descriptivo, retrospectivo y transversal.

Se recolectaron los datos de las historias clínicas de algunos pacientes con diagnóstico definitivo de enfermedad de Parkinson, atendidos en consulta externa en el servicio de medicina interna de los establecimientos de salud , realizando visitas.

## **4.6. Evaluación de la señales Parkinsoniano**

Para realizar la valoración de las señales parkinsoniano se consideró un sistema de evaluación de control FUZZY para evaluar los indicadores biomecánico. Se consideró como entradas al sistema de control fuzzy:

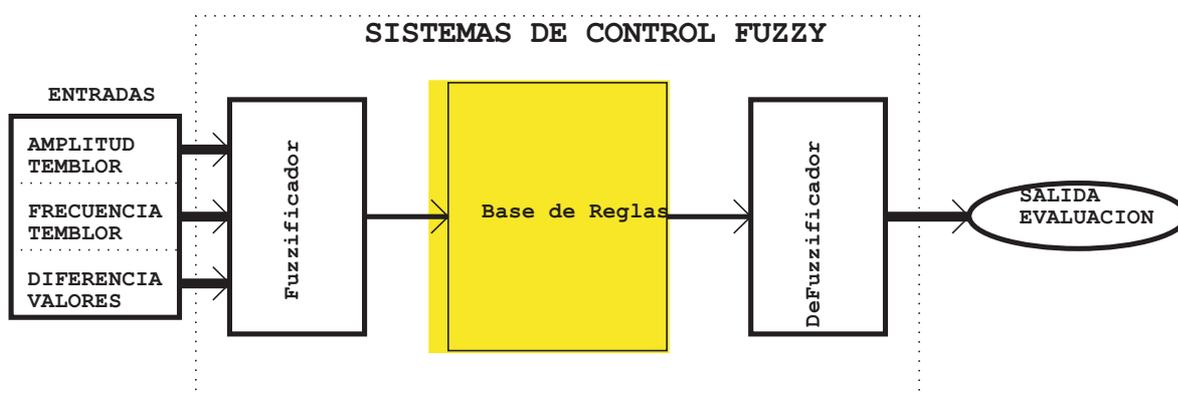
- La amplitud del temblor de la mano
- La frecuencia del temblor de la mano
- La diferencia de los valores no previstos de la mano

En la figura se muestra un diagrama de bloques del algoritmo de control para realizar la valoración de los movimientos Parkinsoniano

### **4.6.1. Logica difusa**

Se realiza una teoría del sistema Fuzzy como referencia del sistema a desarrollar.

La lógica difusa se aplica a diversas áreas siendo una de ellas en los sistemas de mediciones. Estos controladores inteligentes tienen la ventaja de poder estabilizar sistemas no lineales y trabajar en procesos complejos como el permitiendo llevar a cabo estrategias de control usados por operadores humanos, es decir usan las reglas del experto humano de la forma IF-THEN



**Figura 20.:** Estructura del sistema Fuzzy para evaluar las señales del temblor

Fuente:(Unac-2020) Autoria propia

### 1. Conjunto difuso.

Un conjunto difuso se define como una colección de elementos que existen dentro de un universo donde cada uno de sus elementos puede o no pertenecer a este conjunto en cierto grado. Este grado de pertenencia es definido mediante una función llamada función de pertenencia Un conjunto difuso A en un universo U puede ser definido por un conjunto de pares ordenados de elementos x de la siguiente manera:

$$A = \{(x, \mu_A(x)) / x \in U\}$$

donde:

$\mu_A(x)$  es el grado de pertenencia en el universo de discurso U.

Si el universo de discurso U es continuo, el conjunto difuso se denota por:

$$A = \int_U (\mu_A(x) / x)$$

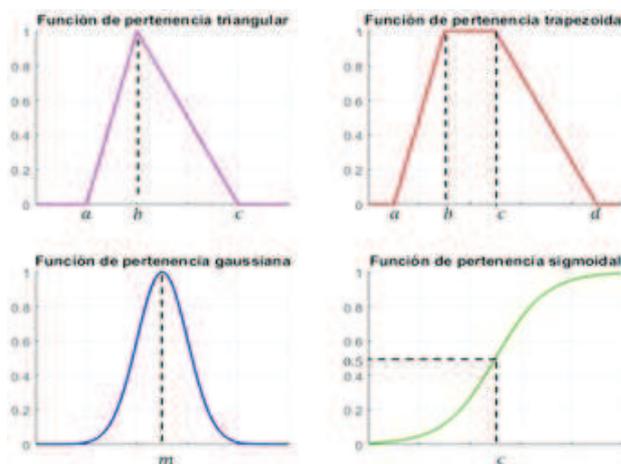
Si el universo de discurso U es discreto, el conjunto difuso A se escribe según la siguiente ecuación:

$$A = \sum_i (\mu_A(x) / x)$$

## 2. Funciones de pertenencia

Las funciones de pertenencia o membresía representan el grado de pertenencia de un elemento a un conjunto difuso, el cual tiene un valor en un rango de  $0$  a  $1$

Existen muchas funciones de pertenencia, de las cuales las más comunes son las de tipo triangular, trapezoidal, gaussianas y sigmoideal



**Figura 21.:** Tipos de funciones de pertenencia

Fuente:(Unac-2020) Autoria propia

## 3. Operaciones con conjuntos difusos.

Para dos conjuntos difusos  $A$  y  $B$  definidos en un mismo universo de discurso  $U$ , las operaciones pueden definirse de la siguiente manera:

- **Igualdad:** Los conjuntos difusos  $A$  y  $B$  serán igual si y solo si:

$$\mu_A(x) = \mu_B(x) \rightarrow \forall x \in U$$

- **Contención:** Se dice que  $B$  contiene a  $A$  ( $A \supset B$ ), si y solo si:

$$\mu_A(x) \leq \mu_B(x) \rightarrow \forall x \in U$$

- **Complemento:** Se denota al complemento del conjunto  $A$  como  $\bar{A}$  definido también en el universo de discurso  $U$ , cuya función de pertenencia es definida por:

$$\mu_{\bar{A}}(x) = 1 - \mu_A$$

- **Unión:** La unión o disyunción de dos conjuntos difusos A y B definidos en U, es otro conjunto difuso definido en el mismo universo de discurso cuya función de pertenencia es dada por:

$$\mu_{A \cup B}(x) = \max[\mu_A(x), \mu_B(x)]$$

- **Intersección:** La intersección o conjunción de dos conjuntos difusos A y B definidos en U, es otro conjunto difuso definido en el mismo universo de discurso cuya función de pertenencia es dada por:

$$\mu_{A \cap B}(x) = \min[\mu_A(x), \mu_B(x)]$$

Gráficamente se presenta las operaciones

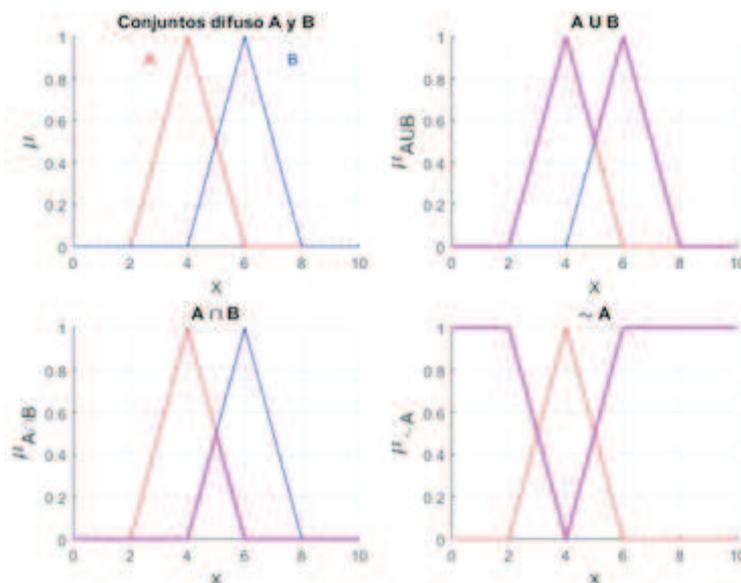


Figura 22.: Tipos de funciones de pertenencia

Fuente:(Unac-2020) Autoria propia

#### 4. Variables lingüísticas

Estas variables lingüísticas necesitan un nombre y un valor lingüístico sobre un universo de discurso definido, las cuales darán lugar a sentencias generadas por reglas semánticas posteriormente De acuerdo Zadeh (1975) una variable lingüística viene definida por:

$$VL \Rightarrow (X, T, U, M)$$



Donde:

- X: es el nombre de la variable lingüística, X puede ser la velocidad de un carro
- T: Es el conjunto de valores lingüísticos que X puede tomar por ejemplo, para la velocidad de un carro  $T = (Bajo, Moderado, Alto)$ .
- U: es el dominio físico actual en el cual la variable lingüística X toma valores numéricos, por ejemplo para la velocidad sería:

$$U = [0, V_{max}]$$

- M : es una regla semántica que relaciona cada valor lingüístico en T con un conjunto difuso en U. Por ejemplo, M: si la velocidad es Alta entonces Aplicar el freno.

## 5. Sistemas de inferencia difusa

La parte fundamental de un sistema difuso consiste de reglas difusas de la siguiente forma:

### **IF antecedente THEN consecuente**

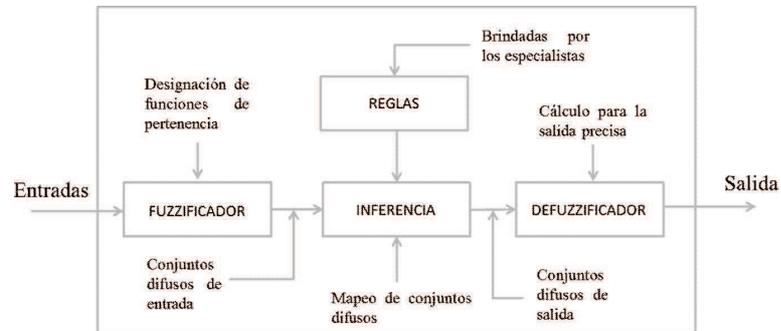
La primera parte de la regla denominada antecedente o premisa contiene una o más condiciones relacionadas a las entradas del sistema, mientras que la segunda parte denominada consecuente es la acción o función de salida que ejecutará el sistema.

Este conjunto de reglas difusas de la forma IF-THEN, es necesario para el diseño de los sistemas de control difusos.

El controlador o sistema está fundamentalmente constituido por tres etapas las cuales son presentadas en la Figura.

Donde:

- Entrada es no difusa del regulador
- Fuzificador: Convierte la entrada a conjuntos difusos; donde se asigna un grado de pertenencia



**Figura 23.:** Sistema de inferencia difusa

Fuente:(Unac-2020) Autoria propia

- Sistema de inferencia difusa: Se realiza las reglas difusas , con respecto a la relación de la entrada y salida
- Defuzificador: El conjunto difuso de salida resultante proveniente de todas las reglas establecidas, se realiza la interpretación de la información calculando las salidas precisas

6. **Implicancias Difusas** La implicación difusa resultante para dos conjuntos difusos A y B viene dado por la siguiente notación:

$$(A \rightarrow B)_{(u,v)} = \mu_A(u) \rightarrow \mu_B(v)$$

Las implicancias difusas MAMDANI son las más empleadas en control La implicación usada en la presente trabajo de investigación es la de Mamdani la cual permite modelar la relación causal entre las variables difusas tomando el mínimo valor verdadero de los predicados difusos.

Esta implicación viene dada por la ecuacion:

$$\mu_A(u) \rightarrow \mu_B(v) = \min\{\mu_A(u), \mu_B(v)\}$$

7. **Inferencia difusa de Mamdani.**



El controlador difuso empleado en la presente trabajo de investigación es el modelo de Mamdani, el cual se caracteriza por usar conjuntos difusos en los antecedentes y consecuentes de las reglas difusas.

Una regla importante en el modelo de Mamdani posee el enunciado *IF – THEN* y tienen la siguiente forma:

**if x is A then y is B**

Si la regla base tiene dos entradas y una salida tendrá la siguiente forma:

**if x is A and/or y is B then z is C**

El procedimiento para realizar el algoritmo difuso viene dado por las siguientes instrucciones:

- Fuzificador: Realiza la conversión de los valores numéricos dados por  $(x, y) = (x_0, y_0)$  según las escalas de los ejes x e y en valores de grados de pertenencia definidos por:

$$(\mu_x, \mu_y) = (\mu_{A_i}(x_0), \mu_{B_i}(y_0))$$

- Operación difusa en el antecedente: Obteniendo el grado del fuzificador, se realiza la operación difusa del conector lógico AND o PROD, vienen dados por la expresión

$$s_i(x_0) = \min(\mu_{A_i}(x_0), \mu_{B_i}(y_0))$$

$$s_i(x_0) = (\mu_{A_i}(x_0) * \mu_{B_i}(y_0))$$

- Implicación de cada regla: Se realiza la implicación de Mamdani, en donde cada regla contribuirá al consecuente difuso mediante el operador mín o el producto de la expresión la cual tiene por argumentos al disparo proveniente de la operación difusa ( $s_i$ ) y la función de pertenencia de salida ( $\mu_{C_i}(z)$ )

$$D_i(z) = \min(s_i(x_0), \mu_{C_i}(z))$$

$$D_i(z) = (s_i(x_0), * \mu(z))$$

El consecuente resultante de cada regla modifica la función de pertenencia  $C_i(z)$



- Agregación: Denominado implicación del consecuente de cada regla, es una combinación de todas las reglas evaluadas de forma individual. Se presenta los métodos de operación:  $\max$  o  $\text{sum}$

$$C_{agg}(z) = \max(D_i(z))$$

$$C_{agg}(z) = \text{sum}(D_i(z))$$

- Defuzzificador: Este paso de salida consiste en la traducción de la función  $C_{agg}(z)$  en un valor crisp de salida  $z_0$ , para este proyecto se utiliza el método de Centroide.

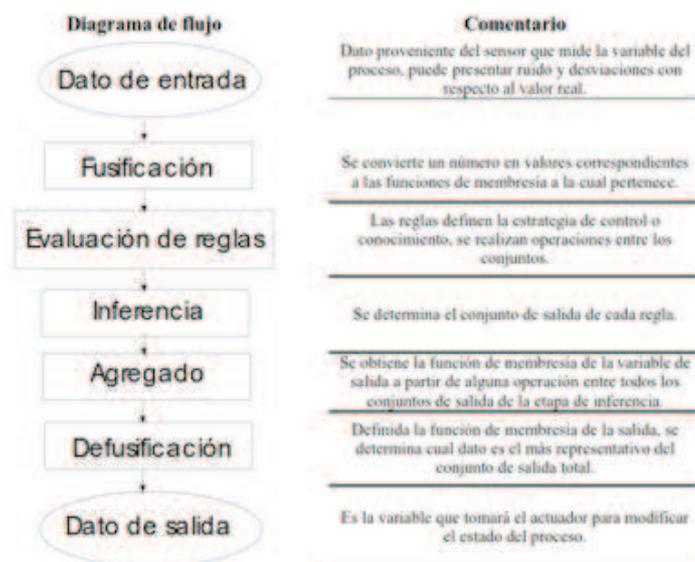
Cálculo del Centroide en forma continúa:

$$C_{cent} = \frac{\int z * C_{agg}(z) dz}{\int C_{agg}(z) dz}$$

Cálculo del Centroide en forma discreta

$$C_{cent} = \frac{\sum z_i * C_{agg}(z_i)}{\sum C_{agg}(z_i)}$$

Como forma de resumir el proceso de valoración de medición se presenta en la figura



**Figura 24.:** Diagrama de flujo de las etapas del algoritmo por lógica Fuzzy

Fuente:(Unac-2020) Autoría propia



#### **4.6.2. Estructura del modelo difuso para valoración biomecánico**

El desarrollo de las actividades se presenta mediante el siguiente figura

De acuerdo a la metodología presentado en este proyecto se realiza los siguientes puntos:

##### **1. Valoración del los resultados:**

- Diseño del modelo difuso
- Descripción de las entradas y salidas usadas en sistema difuso
- Interpretación de resultados

##### **2. Resultados Finales**

- Valoración con el paciente
- Evaluación con paciente con Parkinson
- Descripción de valores obtenidos

##### **3. Interpretación de los datos**

4. Comprobación de hipótesis

5. Elaboración de conclusiones

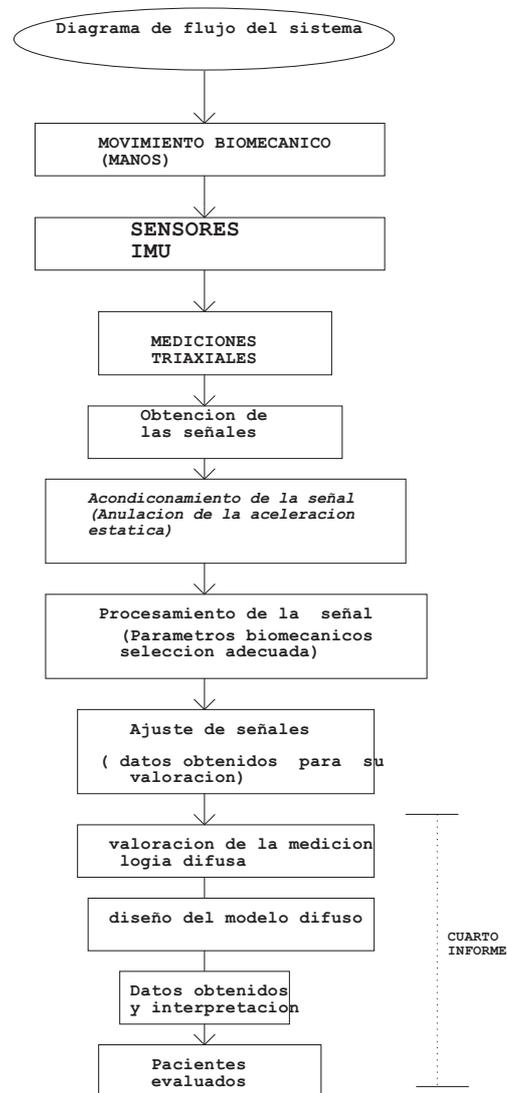
6. Propuesta de trabajos futuros

Considerando la valoración de la escala MDS-UPDRS , este sistema difuso nos permite dar un resultado , más preciso, y también el estado de cada paciente

#### **4.6.3. Diseño del modelo fuzzy**

En la figura se presenta el modelo fuzzy , considerando como entradas

- Amplitud del temblor de la mano
- Frecuencia de los movimientos de la mano
- Diferencia de valores no válidos



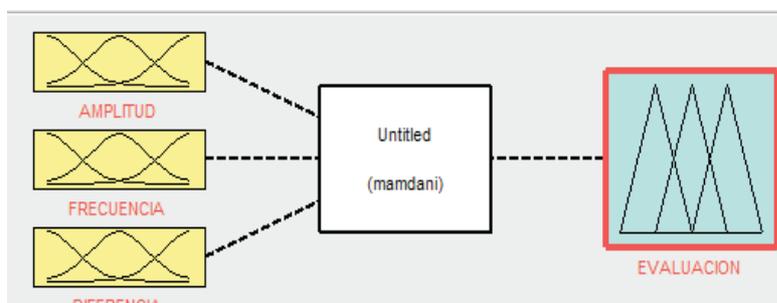
**Figura 25.:** Metodologia de desarrollo del proyecto -fase final

Fuente:(2020) Elaboracion Propia

Rango de las variables del modelo difuso

■ ENTRADAS

- A Amplitud : se establece un rango de  $[0; 15]$ , ya que los valores de
- F Frecuencia : se establece un rango entre  $[0; 10]$ .
- D Diferencia: se establece el rango entre  $[0; 2]$



**Figura 26.:** Arquitectura del sistema propuesto

Fuente:(2020) Elaboracion Propia

#### ■ SALIDA

- S Variable de salida: Se establece un rango entre  $[0; 4]$ . Esta variable de salida está basada en la escala de medición unificada para la Enfermedad de Parkinson, donde el rango establecido indica una salida 0 el paciente está en estado normal y 4 es un paciente con enfermedad severa

#### **Funciones de membresia**

1. **Funciones de membresia de Amplitud ( entrada):** se han programado 5 funciones de pertenencia , 4 funciones de pertenencia triangulares y 1 funcion de pertenencia trapezoidal, esto esta representado en la tabla Nro.03 , donde se indica los rangos respectivos.

Representación de la funcion de membresia de la amplitud en forma grafica según la figura Nro.27 , realizado c con el programa fuzzy, esto esta representado con sus rango de valores, se ha considerado ; los valores de membresia con la finalidad de obtener una valoracion considrando la escala **MDS-UPDRS**,tenenido en cuenta la amplitud de los temblores de la mano y valorando con los términos:

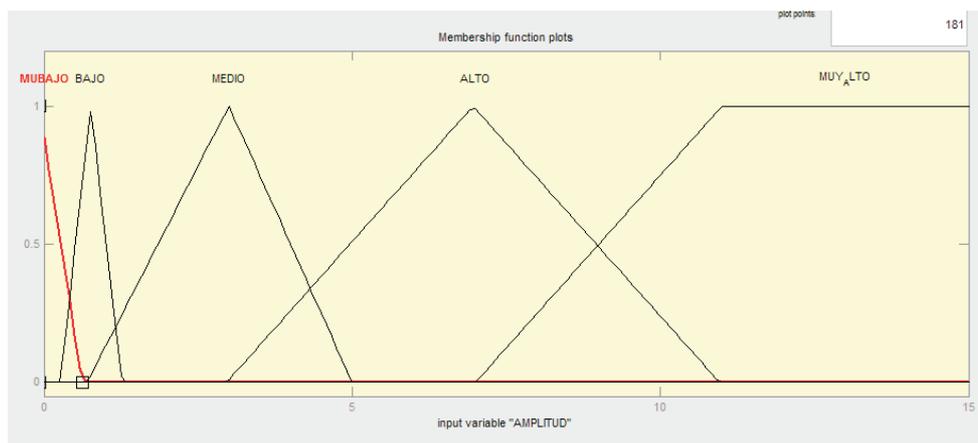
- **Muy Bajo:** Equivalente a un paciente normal con temblor de la mano sin temblor

**Tabla 3.:** Funciones de membresia de la amplitud de los temblores de la mano

Funcion de membresia	Funcion de pertenencia	limites
muy bajo	triangular	[0,0,0.7]
bajo	triangular	[0.3,0.8,1.3]
medio	triangular	[0.7 , 3 ,5]
alto	triangular	[3,7,11]
muy alto	trapezoidal	[8,1,15,15]

Fuente :(UNAC-2020) Elaboración propia

- **Bajo:** Equivalente a un paciente con temblor de la mano mínimo
- **Medio :** Equivalente a un paciente con temblor de la mano leve
- **Alto:** Equivalente a un paciente con temblor de la mano moderado
- **Muy alto:** Equivalente a un paciente con temblor de la mano severo



**Figura 27.:** Funcion de membresia de la amplitud de los tembores de la mano para el rango de 0 a 15cms

Fuente:(2020) Elaboracion Propia

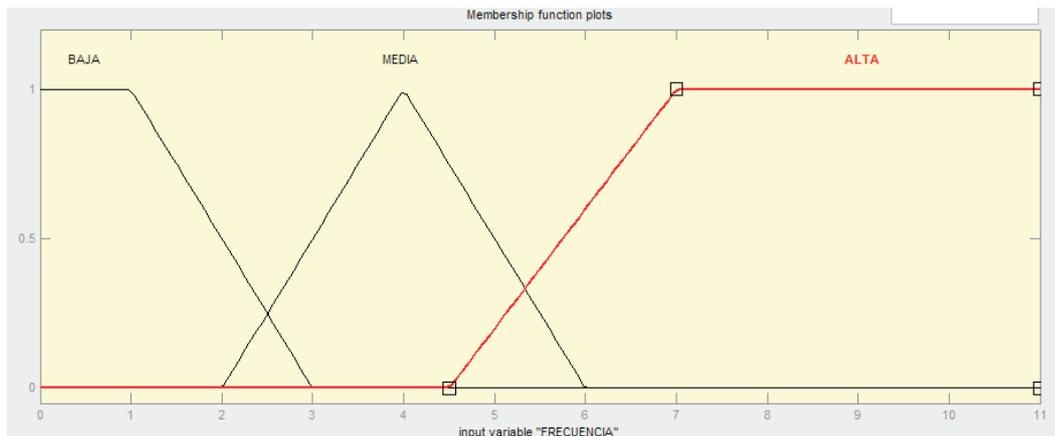
2. **Variable de entrada frecuencia:** se han programado 2 funciones de pertenencia de tipo trapezoidal. Y una triangular; se encarga de valorar la ocurrencia de los temblores registrados; los rango de valores que se ha considerado en la funcion de pertenencia se indica en la tabla Nro. 04

**Tabla 4.:** Funciones de membresia de la frecuencia de los temblores de la mano  
funciones membresia    funciones de pertenencia    limites

funciones membresia	funciones de pertenencia	limites
LN	BAJA	TRAPESOIDAL : [0,0,1,3]
N	MEDIA	TRIANGULAR: [ 2,4,6]
ZE	ALTA	TRAPEZOIDAL:[4.5,7,11,11]

Fuente :(UNAC-2020) Elaboración propia

La funcion de membresia de la frecuencia esta representado en forma gráfica por la figura Nro.28, esto es realizado con el software Fuzzy de Matlab ; se ha considerado dos funciones trapezoidales y un triangular con sus rangos respectivos



**Figura 28.:** Funcion de membresia de la Frecuencia

Fuente:(2020) Elaboracion Propia

3. **Variable de entrada diferencia:** Determina si los temblores e mantuvieron constan-

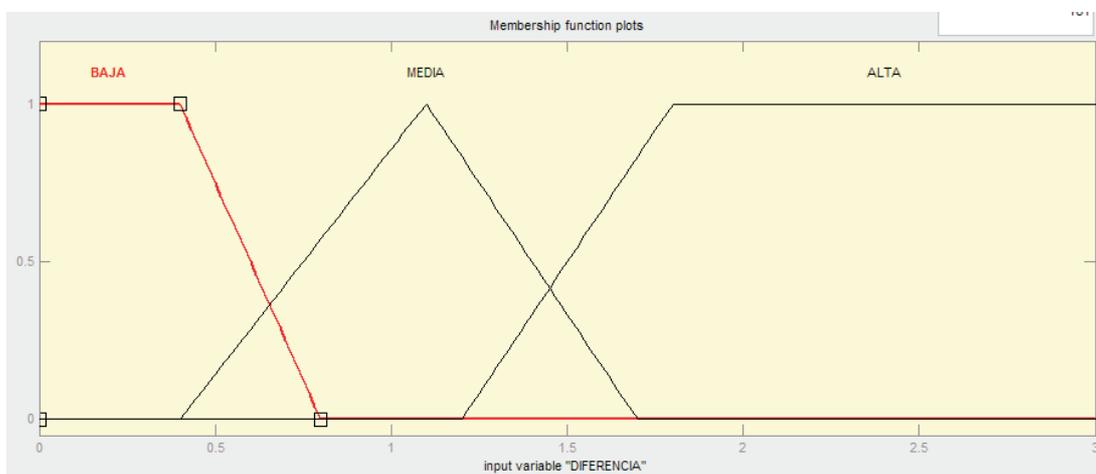
tes durante la exploración de la medición, se formó con tres funciones de pertenencia dos trapezoidal y un triangular Se muestra en la tabla Nro.05. Esta diferencia representa un promedio estadístico de los valores por variaciones de cambios brusco que puede existir en el proceso de medición de los temblores .

**Tabla 5.:** Funciones de membresia la Diferencia de datos de los tembores de la mano funciones membrisis funciones de pertenencia limites

funciones membrisis	funciones de pertenencia	limites
LN	BAJA	TRAPEZOIDAL : [0,0,0.4,0.8]
N	MEDIA	TRIANGULAR: [ 0.4,1.1 ,1.7]
ZE	ALTA	TRAPEZOIDAL:[1.2,1.8,3,3]

Fuente :(UNAC-2020) Elaboración propia

la representacion grafica de la funcion membresia diferencia realizado con el software Fuzzy, se representa con la tabla Nro.29



**Figura 29.:** Funcion de membresia de la diferencia de datos de los temblores de la mano

Fuente:(2020) Elaboracion Propia

- Variable de salida:** se establecen a su vez 5 funciones de pertenencia de tipo triangular que definen todo el rango de salida de la variable , dentro del rango [0,4]. Esto esta



representado en la tabla Nro.06. Se ha considerado estas cinco funciones de pertenencia con los valores en el rango de 0 a 4

**Tabla 6.:** Funcion de membresia de la diferencia de datos de los temblores de la mano

Funciones de membresis	Funciones de pertenencia	Limites
normal	triangular	[0,0,0, 0.75]
minimo	triangular	[0.25;1;0.75]
leve	triangular	[1.25;2;2.75]
moderado	triangular	[2.25;3;3.75]
severo	triangular	[3.25;4;4]

Fuente :(UNAC-2020) Elaboración propia

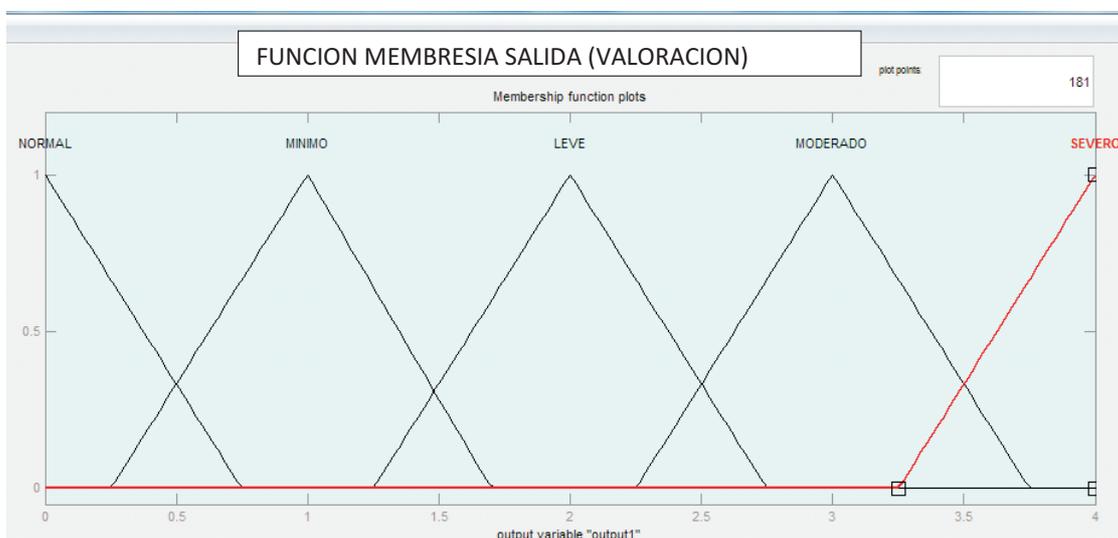
Representación gráfica de la función membresía de la variable salida valoración Es el resultado de la valoración o medición , se ha considerado cinco funciones de membresia tipo triangular para puntualizar las salidas para los cinco casos,tal como se muestra en a figura Nro. 30.

#### 4.6.4. Diseño de las reglas del sistema Fuzzy

El diseño consistio en medir con precision la **amplitud de los movimiento de las manos** y tambien la frecuencia de las amplitudes y su diferencia en que ocurren en el paciente

Las reglas del modelo Fuzzy son:

- If (frecuencia baja) then (valoración es normal)
- If (amplitud es muy bajo) y (frecuencia no es alto) then (valoración es normal is LP)
- If (amplitud es muy bajo) y (frecuencia es lata then (valoración es mínimo)
- If (amplitud es bajo) and (frecuencial no es bajo) then (valoración is mínimo)
- If (amplitud es medio) and (frecuencia es no es bajo) then (valoración es normal)
- If (amplitud es medio) and (frecuencia es bajo) then (valoración es leve)



**Figura 30.:** Funcion de membresia del resultado valoracion

Fuente:(2020) Elaboracion Propia

- If (amplitud es medio) and (frecuencia no es baja) and (diferencia es baja then (valoración es moderado)
- If (amplitud es alto) and (frecuencia no es baja) then (valoración is moderado)
- If (amplitud es alto) and (frecuencia no es baja) and (diferencia es baja) then (valoración es severo)
- If (amplitud muy alta) and (frecuencia no es baja) then (valoración es severo)

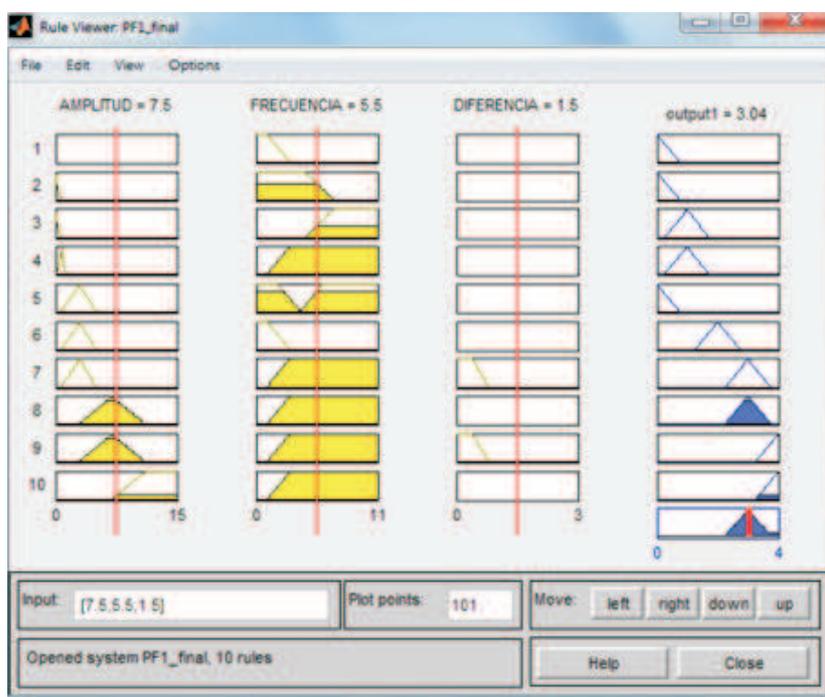
La Visualización de las reglas en el punto de operación

Estas reglas se consideró para ver el comportamiento de la valoracion del movimiento de las manos del paciente con Parkinson teniendo como salida de valoración o resultado de medicion tal como se indica:

- Reglas 1y 2: Salida normal
- Reglas 3 y 4: Salida con temblor mínimo

- Reglas 5 y 6: Salida con temblor leve
- Reglas 7 y 8: Salida con temblor moderado
- Reglas 9 y 10 Salida con temblor severo

La reglas del diseño Fuzzy para determinar la salida del sistema de medición en forma gráfica se muestra en la figura Nro.31



**Figura 31.:** Salida grafica del resultado de medicion o valoracion : Reglas Difusa

Fuente:(2020) Elaboracion Propia

Graficamente se muestra en la figura Nro. 32 como se desarrolla la relacion de los parametros de la valoración en la medición de los movimientos biométricos de la mano del paciente

Handwritten signature or initials in blue ink.

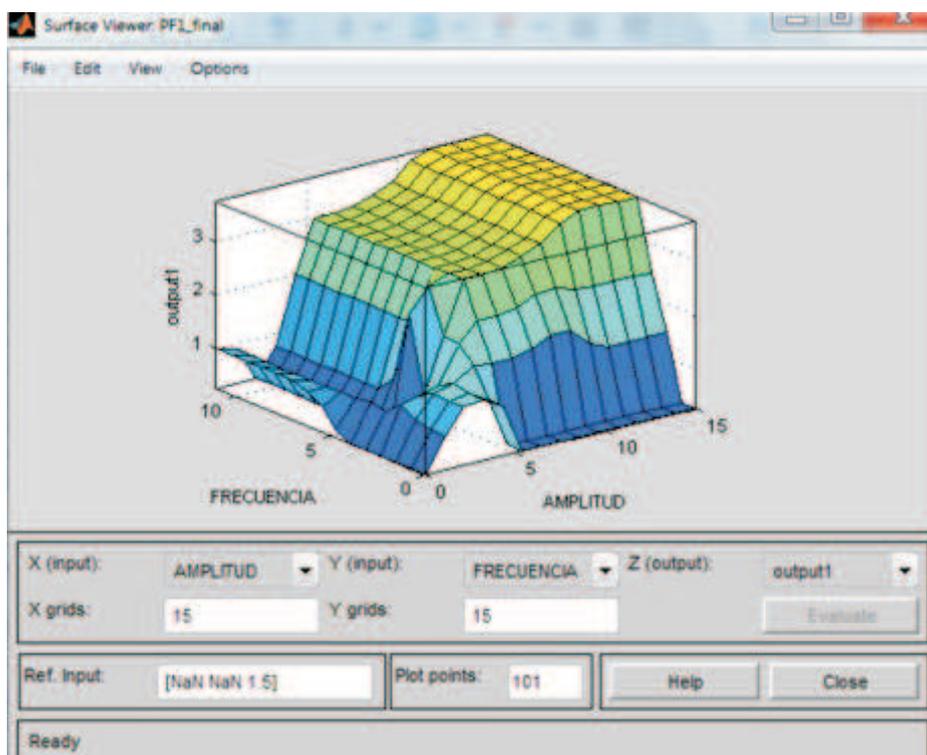


Figura 32.: Superficie de la relacion entre los parametros de entrada y salida

Fuente:(2020) Elaboracion Propia



## 5. RESULTADOS

### 5.1. RESULTADOS PARA CONDICIONES DE PRUEBA ESTÁNDAR

#### 5.1.1. Respuesta del sistema en un paciente normal sin la enfermedad de Parkinson (mano extendida)

Se realizó la prueba en un paciente con las manos extendidas y se determinó

- Temblor postural: amplitud menor a 1 cm
- Frecuencia obtenida 1Hz
- Los temblores se obtuvo muy bajo

Se muestra en la tabla los resultados de la valoración para el paciente que se realizó la medición de los temblores de la mano, midiendo la amplitud su frecuencia y diferencia de amplitud obteniendo los siguientes resultados

#### 5.1.2. Respuesta del sistema de medición y valoración a paciente con enfermedad Parkinson

Se ha considerado un paciente con Parkinson, observado que sus manos tiemblan con frecuencia determina y amplitudes del movimiento evidentes, luego se realizó las siguientes



**Tabla 7.:** Evaluación de Temblores de la mano extendida en paciente normal

VARIABLE MEDIDA	TEMBLOR
Amplitud del temblor	0.1321
Frecuencia	1.235
Diferencia	0.0257
Resultado	Normal

Fuente :(UNAC-2020) Autor

pruebas, también se obtuvo información del médico indicando que tiene Parkinson severo.

Las evaluaciones realizadas se obtuvieron el siguiente resultado

**Tabla 8.:** Respuesta de resultados con paciente con Parkinson

variable medida	Temblor mano derecha
amplitud del temblor	1.36
frecuencia	5.15
diferencia	0.58
resultado	MODERADO

Fuente :(UNAC-2020) Elaboración propia



## 6. DISCUSION DE RESULTADOS

### 6.1. Contrastacion y demostracion de la hipotesis con los resultados

La enfermedad de Parkinson se caracteriza por una amplia gama de síntomas motores y no motores.

La evaluación clínica de Estos signos y síntomas son esenciales para el tratamiento adecuado de la enfermedad.

Durante décadas, UPDRS, se han utilizado para la evaluación motora, evaluación de la progresión de la enfermedad y como una medida de respuesta al tratamiento sintomático en pacientes con Parkinson Hoy en día, un instrumento más apropiado está disponible; la Sociedad de Trastornos del Movimiento-Parkinson unificado Escala de calificación de la enfermedad o MDS-UPDRS.

Esta escala proporciona un enfoque más completo e integrado para evaluación para aspectos clínicos y de investigación.

Se ha considerado el instrumento MDS-UPDRS para la contratación y demostración de la hipótesis, tomando en cuenta la parte III, específicamente:

Indica que se debe registrar si el paciente se encuentra tomando medicamentos antiparkinsonianos, para la evaluación. Así mismo indica que en la mayoría de las tareas motoras se deben puntuar las extremidades derechas e izquierdas (Mano).

Se debe evaluar La amplitud del temblor postural en reposo, en este caso sentado y con el



**Tabla 9.:** Escala unificada de la enfermedad de Parkinson

MDS-UPDRS Parte III

Movimientos con las manos	Temblor postural de las manos
Pronación-supinación de las manos	Temblor de acción de las manos

Fuente :(1984) UPDRS

brazo, las manos extendidas con la muñeca recta y los dedos extendidos.

Luego considerando los valores obtenidos y constatando con el medico especialista Se indica que:

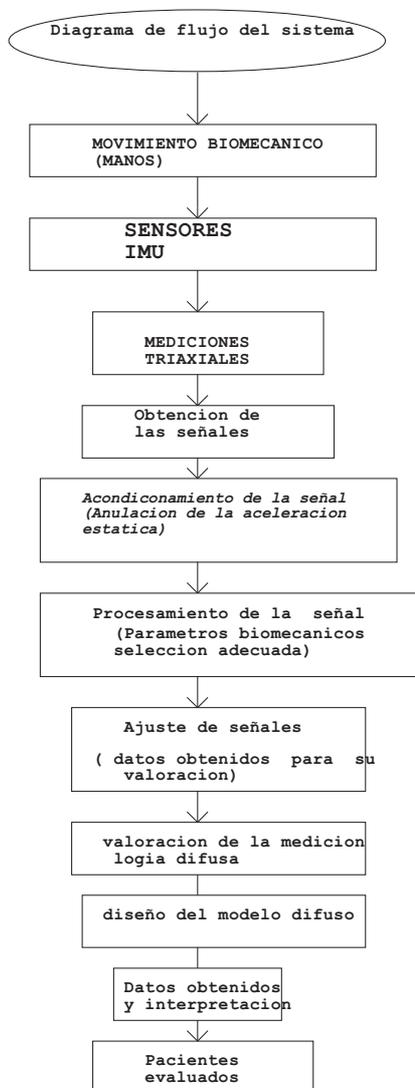
- El médico especialista da como resultado que el paciente con Parkinson su estado según los temblores posturales es severo
- Según la medición postural con el sistema realizado se indica que se obtiene datos con resultados moderados Esto debido a las pruebas realizados en condiciones con el paciente y también a la cantidad de evaluaciones realizadas

## 6.2. Contrastación de los resultados con otros estudios similares

Contrastando con otros trabajos similares se indica que la diferencia está en el algoritmo implementado y el procesador utilizado . En el proyecto realizado se presenta indicadores biométricos y tres variables para su valoración como son:

- Amplitud de los temblores
- Frecuencia de los temblores
- Diferencia de los valores

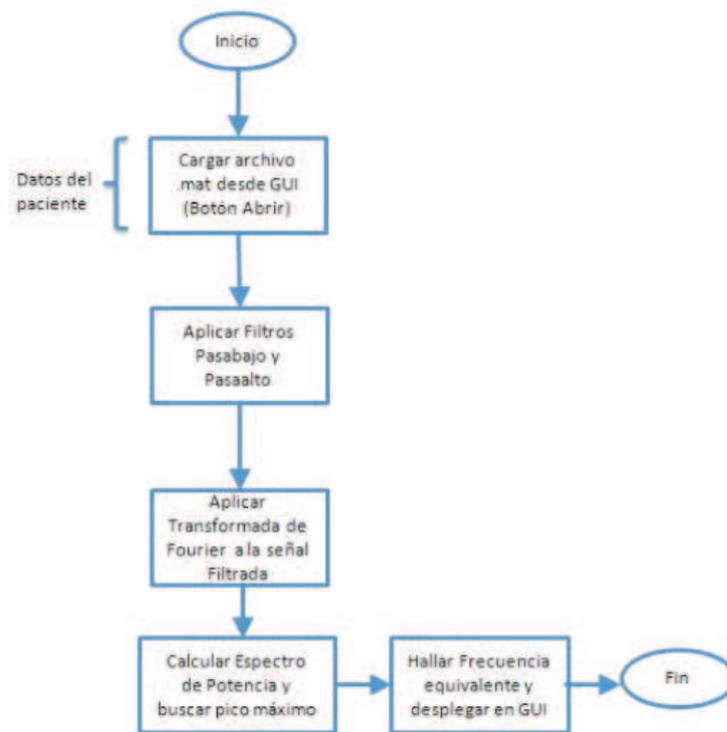
Se adjunta el esquema desarrollado:



**Figura 33.:** Funcion de membresia de la Frecuencia

Fuente:(2020) Elaboracion Propia

Comparando con otros trabajos similares se indica que realizan la medición , considerando la frecuencia del temblor fisiológico de la mano, el cual permite el diagnóstico del medico Tal como se indica en la figura



**Figura 34.:** Diagrama de flujo del modelo realizado como comparacion  
Fuente:(2012) Universidad Militar nueva granada

## 7. CONCLUSIONES

Se diseñó un sistema funcional para la medición de señal biomecánica de la mano humano, utilizando sensores IMU (unidades de medición inercial conteniendo Acelerómetro, giroscopio, y magnetómetro) una tarjeta de adquisición de datos basado en el microcontrolador dsPICFJMC202 de la empresa microchip ,luego se utilizo tambien una tarjeta ATMEL328P y un cable de conexión USB para conectar a una PC, posteriormente se realizó la conexión con un sistema de comunicación con bluetooth, como forma de hacer medidas inalámbricas hasta 4 metros de distancia.

El sistema de medición se diseñó para medir la amplitud y frecuencia de las señales biomecánicas del paciente en estudio; se aplicó el concepto de doble integración del acelerómetro para obtener la posición y frecuencia del sensor en la mano del paciente y se limpió la señal con filtros para no medir señales parasitas que corresponda al movimiento o temblor de la mano. Para realizar la valoración de las señales biomecánicas del paciente se desarrolló un sistema Fuzzy , teniendo como entrada al modelo difuso la amplitud, frecuencia y la diferencia de las amplitudes de las señales biomecánica.

Se considero la las reglas MDS- UPDRS para designar las variables lingüísticas de salida del modelo:

- Normal
- Mínimo
- Moderado



- severo

Para la valoración final se consideró las recomendaciones del médico y se verificó el funcionamiento del sistema de medición



## RECOMENDACIONES

Se recomienda ampliar el estudio para considerar un cinturón en el que se incluye una unidad del tamaño de un teléfono móvil y que incorpora una serie de sensores capaces de determinar la situación/fase del paciente en cada momento, identificando por los movimientos biomecánicos y los parámetros sintomatológicos de la enfermedad.

El sistema deberá evaluar la fase en que se encuentra el paciente mientras camina o en su día a día.

Esta monitorización en tiempo real es básica en el tratamiento de la enfermedad Parkinson, pues el estado motor del paciente varía incluso de extremos en un mismo día, sin parámetros establecidos.

Es por esto que el proyecto desarrollo será de gran ayuda para desarrollar un sistema con sensores que midan las actividades del paciente cuando se desplace y será de gran ayuda para el tratamiento personalizado de los pacientes.

También se recomienda realizar o implementar el laboratorio de biomédica en la FIEE para realizar los proyectos en el área de biomecánica



# REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS



# Bibliografía

- [1] BRINCKMANN P, FROBIN W, LEIVSETH G y H.D. SHERALI.(2002). *Musculoskeletal Biomechanics*. Thieme, págs 4,16.
- [2] D. BRERO, M. PRADO.(2011). *Desarrollo de un modelo biomecánico multicuerpo de la mano y aplicación a la caracterización de su movimiento con técnicas de estéreo videogrametría*,CIBIM 10 págs , 2515-2526.
- [3] J. DECKER, H. LI, D. LOSOWYJ Y V. PRAKASH.(2009). *Wiihabilitation: Rehabilitation of Wrist Flexion and Extension Using a Wii Remote controller-Based Game System.*, [www.docstoc.com](http://www.docstoc.com).
- [4] DUFOUR M, PILLU M.(2006). *Biomecánica Funcional, Miembros, cabeza, tronco*,Masson,págs 351,412.
- [5] R. E. MAYAGOITIA, A. V. NENE Y P. H. VELTINK.(2002). *Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems*, Journal of biomechanics, vol. 35, n°4, pp. 537-542.
- [6] FIELD D, PALASTANGA N, FIELD D, SOAMES R.(2000). *Anatomía y movimiento humano: estructura y funcionamiento*,3ra. Ed. Paidotribo,p 67.
- [7] J. RAHEJA, A. CHAUDHARY Y K. SINGAL.(2011). *Tracking of Fingertips and Centers of Palm Using KINECT.*, Computational Intelligence, Modelling and Simulation (CIMSIM), pp. 248-252.



[8] M. SAUCEDO.(2009). *Valoración de la marcha humana*,Mexico.

A small, square image of a handwritten signature in blue ink, located in the top right corner of the page.

# ANEXOS



# A. Anexo: Estructura del programa con dsPIC33FJMC202

El programa está dividido en tres partes.

- **Primera parte** : Se incluyen bibliotecas, se realiza la declaración de variables y declaración y definición de funciones;
- **segunda parte**: Se observa en la función "Setup" donde se configuran los diferentes módulos que se van a utilizar como lo son el módulo de transmisión serial y el módulo I2C;
- **Tercera Parte**: Se realiza el desarrollo del programa principal.

Estructura del programa del modulo ( placa ) dsPIC4013 con el sensor inercial MPU6050

```
#include "p33fxxxx.h"  
#include <xc.h>  
#include <stdio.h>  
#include <stdlib.h>  
#include <stdint.h>  
#include <math.h>
```

```
#define FCY 4000000UL //dla funkcji delay ( 80 MHz /2 = 40 MIPS )  
#include <libpic30.h> //zawiera funkcje __delay_us oraz __delay_ms
```



```
#include "usart.c"
#include "i2c.c"
#include "mpu6050.c"

#pragma config FNOSC = PRIPLL
#pragma config FCKSM = CSDCMD
#pragma config OSCIOFNC = OFF
#pragma config POSCMD = XT
#pragma config FWDTEN = OFF
#pragma config ALTI2C = ON // Alternate I2C pins (I2C mapped to ASDA1/ASCL1 pins)
#pragma config JTAGEN = OFF

int main()
{
    AD1PCFGL = 0xFFFF;

    Clock_config();

    __delay_ms(10);

    usart_init( 460800 );
    usart_test();

    i2c_init( 400000UL );

    mpu6050_i2c_test();
    mpu6050_setup();
}
```



```
mpu6050_single_axis_gyro_calibrate( 'Y' );

signed int X_acc, Z_acc;
float Y_angle, Y_rate, angle=0;

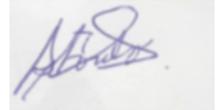
while(1)
{
    X_acc = mpu6050_single_axis_accel('X');
    Z_acc = mpu6050_single_axis_accel('Z');
    Y_angle = 57.295 * (-atan2(X_acc, Z_acc));
    Y_rate = (float)mpu6050_single_axis_gyro( 'Y' ) / gyro_sensitivity;
    usart_float(Y_angle);
    usart_str( "\r\n" );
    usart_float(Y_rate);
    usart_str( "\r\n" );
    usart_str( "\r\n\r\n\r\n" );
    __delay_ms(10);
}
}
```



## **B. Anexo: Estructura del programa con Arduino**



```
#include <Wire.h> // Librería I2C
// ADXL345
#define ACCELEROMETER (0x53) // Dirección del Acelerómetro
#define ACC_READ (6) // 6 Bytes van a ser leídos para x, y, z (2bytes cada uno)
// ITG3200
#define GYROSCOPE (0x68) // Dirección del giroscopio
#define GYRO_READ (6) // 6 Bytes van a ser leídos para x, y, z (2bytes cada uno)
#define POWER_MNG (0x3E) // *****
#define INTERRUPT_CONF (0x17) // Registros definidos en el datasheet
#define SAMPLE_RATE (0x15) //
#define FS_DLPF (0x16) // *****
int fuerza;
byte dato;
void startACC()
{
writeTo(ACCELEROMETER, 0x2D, 0); // rango del acelerómetro de -2g a 2g
writeTo(ACCELEROMETER, 0x2D, 16);
writeTo(ACCELEROMETER, 0x2D, 8);
}
void getACC(float * data)
{
int registro1 = (0x32); // Primer registro
byte buffer [ACC_READ]; // Buffer
float escala_cons = 0.0039; // Constante para escalar
```



```
// Lee el data de los acelerómetros comenzando desde register1st
readFrom(ACCELEROMETER, registro1, ACC_READ, buffer);
data[0] = (((buffer[1] << 8) | buffer[0]) - 20) * escala_cons; // Data 10 bits
data[1] = (((buffer[3] << 8) | buffer[2]) - 16) * escala_cons; // Cambio
data[2] = (((buffer[5] << 8) | buffer[4]) * -escala_cons); // Conversion de bytes a
integer
data[0] = sqrt(sq(data[0]) + sq(data[1]) + sq(data[2])); // Promedio de los datos
}
void startGYRO()
{
writeTo(GYROSCOPE, POWER_MNG, 0x00); // Enciende el sensor
writeTo(GYROSCOPE, INTERRUPT_CONF, 0x00); // No utilizamos
interrupciones
writeTo(GYROSCOPE, SAMPLE_RATE, 0x07); // 125 Hz sample rate
writeTo(GYROSCOPE, FS_DLPF, 0x1D); // Range +-2000 deg/s / 10 Hz low pass /
1 KHz internal sample rate
}
void getGYRO(float * data)
{
int registro1 = (0x1D); // Primer Registro de todos los ejes
byte buffer [GYRO_READ]; // Buffer
// Lee los datos del giroscopio registro1
readFrom(GYROSCOPE, registro1, GYRO_READ, buffer);
int GYROFFSET_X = 25; // *****
int GYROFFSET_Y = 29; // Valores de offset de gyro
int GYROFFSET_Z = 35.5; // *****
float sens_cons = 14.375; // Constante para escalar
```



```
// Los datos vienen en 16 bits para realizar el cambio
data[0] = (((buffer[0] << 8) | buffer[1]) + GYROFFSET_X) / sens_cons;
// bytes a integer
data[1] = (((buffer[2] << 8) | buffer[3]) + GYROFFSET_Y) / sens_cons;
// Los datos del giroscopio son cambiados con la constante de sensibilidad (14.375)
data[2] = (((buffer[4] << 8) | buffer[5]) + GYROFFSET_Z) / sens_cons;
data[0] = sqrt(sq(data[0])+sq(data[1])+sq(data[2])); // Los datos son promediados
}
// Escribir los valores en el acelerómetro
void writeTo(int SENSOR, byte REGADD, byte VALUE)
{
Wire.beginTransmission(SENSOR); // Comenzar transmisión
Wire.write(REGADD); // Direccionar los registros
Wire.write(VALUE); // Los valores q se escriben
Wire.endTransmission(); //
}
void readFrom(int SENSOR, byte INITREG, int BYTES, byte BUFFER[])
{
Wire.beginTransmission(SENSOR); // Comenzar transmisión
Wire.write(INITREG); // Mandar los datos a ser leídos
Wire.endTransmission(); // Fin de transmisión
Wire.beginTransmission(SENSOR); // Comienza transmisión
Wire.requestFrom(SENSOR, BYTES); //
int i = 0;
while(Wire.available())
{
```



```
BUFFER[i] = Wire.read(); // Recibe 1 byte
i++; //
}
Wire.endTransmission(); // Fin de Transmision
}
void setup()
{
  Wire.begin(); // Iniciar I2C
  Serial.begin(9600); // Abrir el monitor serial
  startACC(); // llamar a subrutina
  startGYRO(); // llamar a subrutina
  pinMode(13, OUTPUT);
}
void loop()
{
  float acc_data[3];
  float gyro_data[3];
  fuerza = analogRead(A0);
  getACC(acc_data); // llamar a subrutina
  getGYRO(gyro_data); // llamar a subrutina
  Serial.print(gyro_data[0]); // se envian los datos del giroscopio
  Serial.print("a"); // Se ocupa la letra "a" para separar los datos
  Serial.print(acc_data[0]); // se envian datos de acelerómetro
  Serial.print("f"); // Se ocupa la letra "f" para separar los datos
  Serial.println(fuerza); // se envian datos de fuerza
  if(dato==50){
```



```
    digitalWrite(13, HIGH); // enciende el LED
  }
  if(dato==51){
    digitalWrite(13, LOW); // enciende el LED
  }
  delay(19); // Delay is given
}
void serialEvent()
{
  if (Serial.available()) {
    dato=Serial.read();
  }
}
```



## **C. Anexo: Estructura del programa con Matlab**



## ANEXO C

### PROGRAMA CON MATLAB

```
clear all;%Eliminar variables anteriores
clc;
instrhwinfo('Bluetooth');%Buscar dispositivos Bluetooth
s = Bluetooth('HC-05',1);%Construye un objeto bluetooth

fopen (s);%Abre la comunicaci3n
hold on

SR = 0.04;
i = 10;
y=1;
C=zeros(75,240);
C1=zeros(75,240);
F=zeros(75,240);
G=zeros(75,240);
P=zeros(75,240);
Z=zeros(75,240);
x=[1:75];
%figure
subplot(3,1,2);
h1=plot(0,0);
subplot(3,1,3);
h3=plot(0,0);
fs=40;
t=0:1/fs:10-1/fs;
m=50;
n=pow2(nextpow2(m));
fr=(0:m-1)*(fs/m);
%Loop
while (1)

str = fscanf(s);
index3 = find(str == 'a');
index4 = find(str == 'f');
str1 = str(1:index3-1);
str2 = str(index3+1:index4-1);
str3 = str(index4+1:end);
Gx(i) = str2double(str1);
Ax(i) = str2double(str2);
Fx(i) = str2double(str3);
subplot(3,1,1)
hold on;
```



```
plot(Gx)
xlim([i-75 i+75]);

%Plot del Giroscopio
subplot(3,3,1)
hold on;
plot(Gx)
title('Datos escalados y promediados del Giroscopio')
xlabel('Número de Muestras') % Label del eje X
ylabel('Amplitud') % Label del eje Y
xlim([i-50 i+50]);

%Plot del Acelerometro
subplot(3,3,2)
plot(Ax)
title('Datos escalados y promediados del Acelerometro')
xlabel('Número de Muestras') % Label del eje X
ylabel('Amplitud') % Label del eje Y

xlim([i-50 i+50]);

%Plot del Sensor de Fuerza
subplot(3,3,3)
plot(Fx)
title('Sensor de Fuerza')
xlabel('Número de Muestras') % Label del eje X
ylabel('Amplitud') % Label del eje Y
xlim([i-50 i+50]);

if (rem (i,76)== 0)
    close;
    subplot(3,1,2);
    h1=plot(0,0);
    subplot(3,1,3);
    h3=plot(0,0);
end

if (rem (i,76) == 0)

    B=Gx(end-74:end);
    C(:,y)=B;

    B1=Fx(end-74:end);
    C1(:,y)=B1;
    %figure
    subplot(3,1,2)
    hold on;
    h=plot(C(:,y));
    delete(h1);
```



```
h1=h;
drawnow;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

subplot(3,1,3)
plot(x,C(:,y)); hold on
[pks,locs] = findpeaks(C(:,y),'MINPEAKHEIGHT',110);
h2=plot(x(locs),pks,'k^','markerfacecolor',[1 0 0]);

h3=h2;
title('Acelerometro 50 ultimas muestras')
drawnow;
lp=length(pks);

promedio=mean(C1(:,y))

if (lp < 1) && (promedio<2)
    dato=[50]
    % Convierte el entreo i (0 a 255) a codigo ASCII
    fwrite(s,dato,'uint8') % se envia un dato de tipo entero sin signo de 8 bits,
else
    dato=[51]
    fwrite(s,dato,'uint8') % se envia un dato de tipo entero sin signo de 8 bits,

end
y=y+1;

end

i=i+1;
drawnow;

end
```



## **D. Anexo:Matriz de consistencia**





## **E. Anexo:**

**RESOLUCIÓN RECTORAL N° 759-2019-R.- CALLAO,  
25 DE JULIO DE 2019.**

**Universidad Nacional del Callao**  
**Oficina de Secretaría General**

Callao, 25 de julio de 2019

Señor

Presente.-

Con fecha veinticinco de julio de dos mil diecinueve, se ha expedido la siguiente Resolución:

**RESOLUCIÓN RECTORAL N° 759-2019-R.- CALLAO, 25 DE JULIO DE 2019.- EL RECTOR DE LA UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO:**

Vista la solicitud de fecha 04 de julio de 2019, del docente principal a tiempo completo Dr. JACOB ASTOCONDOR VILLAR, dirigido al Director de la Unidad de Investigación de la Facultad de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, adjuntando el Proyecto de Investigación "DISEÑO DE SISTEMA DE MEDICIÓN DE SEÑALES BIOMECÁNICAS DE LAS MANOS PARA VALORACIÓN EN PACIENTES CON PARKINSON".

**CONSIDERANDO:**

Que, conforme al Art. 1 de nuestra norma estatutaria, concordante con el Art. 3 de la Ley Universitaria N° 30220, se establece que la Universidad Nacional del Callao es una institución de educación superior, democrática, autónoma, científica y humanista, dedicada entre otros aspectos, a la investigación creativa e innovación tecnológica;

Que, el Estatuto de nuestra Universidad en su Título IV, Arts. 90 y 91, concordantes con el Art. 48 de la Ley Universitaria, señalan que la investigación, base fundamental de la actividad universitaria, es un proceso dinámico, multidisciplinario e integrador, orientada a lograr nuevo conocimiento científico y tecnológico, que permita el desarrollo sostenible y sustentable del país; asimismo, la Universidad tiene como función esencial y obligatoria promover y difundir la investigación, a través de la producción del conocimiento y el desarrollo de tecnologías de acuerdo con las necesidades de la sociedad en la región y en el país;

Que, mediante Resolución N° 017-2018-CU del 18 de enero de 2018, se aprobó el Reglamento de Participación de los Docentes de la Universidad Nacional del Callao en Proyectos de Investigación, por las consideraciones expuestas en la presente Resolución;

Que, el Art. 52° del acotado Reglamento, establece que "El docente responsable del proyecto de investigación o texto que, transcurrido dos (02) meses después de la fecha de presentación del informe trimestral o tres (03) meses después de la fecha de presentación de su informe final de investigación, que no cumpla con la presentación y aprobación de dichos informes devuelve la asignación percibida vía descuento por planilla de pagos, emitiéndose la resolución rectoral de incumplimiento, previo informe del Vicerrector de Investigación, copia de la cual se remite al legajo del profesor para ser tomado en cuenta como demerito con dos (02) puntos negativos en la evaluación de su ratificación o promoción. El docente responsable del proyecto de investigación es sancionado académica y administrativamente, no pudiendo presentar un nuevo proyecto de investigación por ninguna modalidad ni participar en nuevos proyectos que se formulen hasta que subsane su incumplimiento con la presentación del informe correspondiente. La sanción administrativa de incumplimiento para los docentes que participan como colaboradores, personal administrativo y estudiantes les impide participar en nuevos proyectos de investigación cualquiera sea su modalidad, hasta que el docente titular subsane su incumplimiento.

Que, el docente Dr. JACOB ASTOCONDOR VILLAR, con fecha 04 de julio de 2019, presentó al Director de la Unidad de Investigación de la Facultad de Ingeniería Eléctrica y Electrónica el referido Proyecto de Investigación, incluyendo el presupuesto y el plan de trabajo correspondiente para su ejecución;

Que, mediante Resolución N° 052-2019-CDUIFIEE de fecha 09 de julio de 2019 emitida por la Unidad de Investigación de la Facultad de Ingeniería Eléctrica y Electrónica; así como la Resolución N° 618-2019-CFFIEE de fecha 09 de julio de 2019 emitida por el Consejo de Facultad de Ingeniería Eléctrica y Electrónica se aprobó y refrendó, respectivamente, la ejecución, el periodo, el presupuesto y el cronograma del Proyecto de Investigación "DISEÑO DE SISTEMA DE MEDICIÓN DE SEÑALES BIOMECÁNICAS DE LAS MANOS PARA VALORACIÓN EN PACIENTES CON PARKINSON";

Que, la Vicerrectora de Investigación mediante Oficio N° 784-2019-VRI (Expediente N° 01077667) recibido el 22 de julio de 2019, remite el Informe N° 107-2019-ICICYT-VRI del Instituto Central de Investigación de Ciencia y Tecnología, dando su conformidad para la ejecución del citado Proyecto de Investigación; en consecuencia, solicita expedir la respectiva Resolución aprobatoria;



Estando a lo glosado; a la Resolución N° 061-98-CU del 25 de mayo de 1998; y, en uso de las atribuciones que le confieren los Arts. 126 y 128 del Estatuto de la Universidad Nacional del Callao; concordantes con los Arts. 60 y 62, numeral 62.2 de la Ley Universitaria, Ley N° 30220;

**RESUELVE:**

- 1° **APROBAR**, el Proyecto de Investigación intitulado “**DISEÑO DE SISTEMA DE MEDICIÓN DE SEÑALES BIOMECÁNICAS DE LAS MANOS PARA VALORACIÓN EN PACIENTES CON PARKINSON**”, conforme a las siguientes especificaciones:

**FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA**

JEFE DEL PROYECTO : **Dr. JACOB ASTOCONDOR VILLAR** CÓDIGO (2677)  
CATEGORÍA : PRINCIPAL T.C.  
PERSONAL DE APOYO : JAIME YSMAEL PICÓN MURGUEITIO CÓDIGO (012)  
PROYECTO : “**DISEÑO DE SISTEMA DE MEDICIÓN DE SEÑALES BIOMECÁNICAS DE LAS MANOS PARA VALORACIÓN EN PACIENTES CON PARKINSON**”  
CRONOGRAMA : 01 de julio de 2019 al 30 de junio de 2020  
(12 meses)  
PRESUPUESTO : S/. 2,500.00  
RESOL. DE FACUL. N° : 618-2019-CFFIEE

- 2° **OTORGAR**, al docente Jefe de Proyecto, previa firma del contrato respectivo, la asignación correspondiente bajo las condiciones señaladas en el Reglamento de Proyectos de Investigación y conforme a lo dispuesto en el Art. 5° del Reglamento de Participación de los Docentes de la Universidad Nacional del Callao en Proyectos de Investigación, aprobado por Resolución N° 017-2018-CU del 18 de enero de 2018.

- 3° **DISPONER**, que el egreso que irrogue la presente Resolución se afecte a la Meta 10 de la fuente recursos ordinarios del Presupuesto 2019 de la Universidad Nacional del Callao.

- 4° **DISPONER**, conforme a lo dispuesto en el Art. 52° del Reglamento de Proyectos de Investigación aprobado por Resolución N° 017-2018-CU del 18 de enero de 2018, el docente responsable del proyecto de investigación o texto que, transcurrido dos (02) meses después de la fecha de presentación del informe trimestral o tres (03) meses después de la fecha de presentación de su informe final de investigación, que no cumpla con la presentación y aprobación de dichos informes devuelva la asignación percibida vía descuento por planilla de pagos, emitiéndose la resolución rectoral de incumplimiento, previo informe del Vicerrector de Investigación, copia de la cual se remite al legajo del profesor para ser tomado en cuenta como demerito con dos (02) puntos negativos en la evaluación de su ratificación o promoción. El docente responsable del proyecto de investigación es sancionado académica y administrativamente, no pudiendo presentar un nuevo proyecto de investigación por ninguna modalidad ni participar en nuevos proyectos que se formulan hasta que subsane su incumplimiento con la presentación del informe correspondiente. La sanción administrativa de incumplimiento para los docentes que participan como colaboradores, personal administrativo y estudiantes les impide participar en nuevos proyectos de investigación cualquiera sea su modalidad, hasta que el docente titular subsane su incumplimiento.

- 5° **TRANSCRIBIR** la presente Resolución a los Vicerrectores, Facultad de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Unidad de Investigación de la Facultad de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Instituto Central de Investigación de Ciencia y Tecnología, Dirección General de Administración, Órgano de Control Institucional, Oficina de Registros y Archivos Académicos, Oficina de Recursos Humanos, Unidad de Remuneraciones, Unidad de Escalafón, SUDUNAC, SINDUNAC, e interesado, para conocimiento y fines.

**Regístrese, comuníquese y archívese.**

Fdo. **Dr. BALDO OLIVARES CHOQUE**.- Rector de la Universidad Nacional del Callao.- Sello de Rectorado.-

Fdo. **Lic. CÉSAR GUILLERMO JÁUREGUI VILLAFUERTE**.- Secretario General.- Sello de Secretaría General.-

Lo que transcribo a usted, para su conocimiento y fines consiguiente.

UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO  
Oficina de Secretaría General  
Lic. César Guillermo Jáuregui Villafuerte  
Secretario General

cc. Rector, Vicerrectores, FIEE, UI-FIEE, ICICyT, DIGA, OCI,  
cc. ORAA, ORRH, UR, UE, SUDUNAC, SINDUNAC, e interesados.