



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

CENTRO DE INVESTIGACIÓN EN COMPUTACIÓN

**Procesamiento y análisis de señales biomecánicas
adquiridas por redes de sensores**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:
MAESTRÍA EN CIENCIAS DE LA COMPUTACIÓN

PRESENTA:

Ing. Paula Denisse Concha Gómez

DIRECTORES DE TESIS:

Dr. Luis Pastor Sánchez Fernández

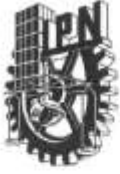
Dr. José Juan Carbajal Hernández



Centro de Investigación
en Computación
Instituto Politécnico Nacional

Ciudad de México

Junio 2018



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

ACTA DE REVISIÓN DE TESIS

En la Ciudad de México siendo las 12:00 horas del día 02 del mes de febrero de 2018 se reunieron los miembros de la Comisión Revisora de la Tesis, designada por el Colegio de Profesores de Estudios de Posgrado e Investigación del:

Centro de Investigación en Computación

para examinar la tesis titulada:

"Procesamiento y análisis de señales biomecánicas adquiridas por redes de sensores"

Presentada por el alumno:

CONCHA

Apellido paterno

GÓMEZ

Apellido materno

PAULA DENISSE

Nombre(s)

Con registro:

A	1	6	0	8	3	2
---	---	---	---	---	---	---

aspirante de: **MAESTRÍA EN CIENCIAS DE LA COMPUTACIÓN**

Después de intercambiar opiniones los miembros de la Comisión manifestaron **APROBAR LA TESIS**, en virtud de que satisface los requisitos señalados por las disposiciones reglamentarias vigentes.

LA COMISIÓN REVISORA

Directores de Tesis

Dr. Luis Pastor Sánchez Fernández

Dr. José Juan Carbajal Hernández

Dr. Sergio Suárez Guerra

Dr. Oleksiy Pogrebnyak

Dr. Luis Alejandro Sánchez Pérez

M. en C. Romeo Urbieta Parrazales

PRESIDENTE DEL COLEGIO DE PROFESORES

Dr. Marco Antonio Ramírez Salinas

INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO
CENTRO DE INVESTIGACIÓN
EN COMPUTACIÓN
DIRECCIÓN



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

CARTA CESIÓN DE DERECHOS

En la Ciudad de México el día 05 del mes Abril del año 2018, el (la) que suscribe Paula Denisse Concha Gómez alumno (a) del Programa de Maestría en Ciencias de la Computación con número de registro A160832, adscrito a Centro de Investigación en Computación, manifiesta que es autor (a) intelectual del presente trabajo de Tesis bajo la dirección de Dr. Luis Pastor Sánchez Fernández y Dr. José Juan Carbajal Hernández y cede los derechos del trabajo intitulado "Procesamiento y análisis de señales biomecánicas adquiridas por redes de sensores", al Instituto Politécnico Nacional para su difusión, con fines académicos y de investigación.

Los usuarios de la información no deben reproducir el contenido textual, gráficas o datos del trabajo sin el permiso expreso del autor y/o director del trabajo. Este puede ser obtenido escribiendo a la siguiente dirección paulaadcg@gmail.com. Si el permiso se otorga, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.

Paula Denisse Concha Gómez

RESUMEN

La enfermedad de Parkinson (EP) es el segundo trastorno neurodegenerativo más común después de la enfermedad de Alzheimer y se espera que imponga una carga social y económica cada vez mayor a las sociedades a medida que las poblaciones envejecen. Algunos de los principales síntomas presentes en esta enfermedad son temblores, rigidez, problemas de equilibrio y lentitud en movimientos. Los pacientes con EP suelen presentar oscilaciones involuntarias al momento de realizar ciertos movimientos específicos, lo cual afecta su ritmo de vida ya que los imposibilita para realizar tareas cotidianas, a este tipo de oscilaciones se le conoce como temblor cinético.

La Unified Parkinson's Disease Rating Scale, patrocinada por la Movement Disorder Society (MDS-UPDRS), evalúa el estado motor actual de los pacientes por medio de la observación clínica de ciertos movimientos establecidos. La evaluación hecha por médicos expertos, y basada en la MDS-UPDRS es puramente visual y subjetiva, y está influenciada por factores externos que pueden alterar los resultados.

En este aspecto, se propone un modelo computacional que permite analizar señales de pacientes con EP, los cuales fueron monitoreados para realizar un movimiento establecido en la MDS-UPDRS para evaluar el temblor cinético. Una vez adquiridas las señales, se obtuvieron características biomecánicas considerables y valiosas a partir de los datos adquiridos, y se utilizaron para hacer una evaluación mediante un sistema de lógica difusa, siguiendo las pautas proporcionadas por la MDS-UPDRS.

Los resultados obtenidos son apegados a evaluaciones dadas por médicos examinadores, lo cual prueba el buen funcionamiento del sistema. Además, las salidas obtenidas están representadas en valores numéricos de punto flotante, lo que facilita llevar un control clínico. El diseño del sistema permite obtener los mismos resultados, utilizando las mismas entradas; lo cual es difícil obtener realizando la evaluación visualmente, ya que está sujeta a alteraciones externas.

ABSTRACT

Parkinson's disease (PD) is the second most common neurodegenerative disorder after Alzheimer's disease and is expected to impose an increasing social and economic burden on societies as populations age. Some of the main symptoms present in this disease are tremors, stiffness, balance problems and slow movements.

Patients with PD usually present involuntary oscillations at the time of certain specific movements, which affects their rhythm of life and makes it impossible to perform daily tasks, this type of oscillation is known as kinetic tremor.

The Unified Parkinson's Disease Rating Scale, sponsored by the Movement Disorder Society (MDS-UPDRS), evaluates the current status of patients through the clinical observation of certain established movements. The evaluation made by medical experts, and based on the MDS-UPDRS is purely visual and subjective, and is influenced by external factors that can alter the results.

In this aspect, a computational model that allows to analyze signals from patients with PD, which were monitored to perform a task established in the MDS-UPDRS to evaluate kinetic tremor, is proposed. Once the signals were acquired, considerable and valuable biomechanical features were obtained from the acquired data, and they were used to make an evaluation using a fuzzy inference system, following the guidelines given by the MDS-UPDRS.

The results obtained are attached to evaluations given by physicians, which proves the good performance of the system. In addition, outputs obtained are represented in floating point numeric values, which permits to carry out a clinical follow-up. The system design allows to obtain the same results, using the same inputs; which is difficult to obtain by performing the evaluation visually, since it is subject to external alterations.

AGRADECIMIENTOS

A mis padres:

Por sus enseñanzas, su apoyo, su esfuerzo y su empeño por guiar mis pasos. Todos mis logros han sido gracias a ustedes y a su amor incondicional.

A mi hermana:

Por ser mi amiga y mi cómplice, por escucharme y darme consejos cuando más lo he necesitado.

A Marco:

Por ser esa persona que me ha escuchado, amado y apoyado en los momentos más difíciles.

A mis amigos:

Por apoyarme en cada decisión que he tomado, por alentarme en momentos de duda y por ser parte esencial de mi vida.

A mis asesores:

Por confiar en mi, por compartir su conocimiento y por su esfuerzo y dedicación para concluir juntos este proyecto.

ÍNDICE

RESUMEN	i
ABSTRACT	ii
AGRADECIMIENTOS	iii
ÍNDICE	iv
ÍNDICE DE FIGURAS.....	vii
ÍNDICE DE TABLAS.....	viii
GLOSARIO	ix
CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN	1
1.1 Motivación y antecedentes	1
1.2 Problemas a resolver.....	2
1.3. Justificación.....	2
1.4 Alcance	3
1.5 Hipótesis	3
1.6 Objetivos.....	4
1.7 Metodología.....	4
1.8 Contribuciones del trabajo	5
1.9 Estructura de la tesis	5
CAPÍTULO II. ESTADO DEL ARTE.....	7
2.1. Sensores portátiles y dispositivos móviles	9
2.1.1 Temblor esencial	10
2.1.2 Bradicinesia y discinesia.....	11
2.1.3. Temblor cinético o de acción de las manos	11
2.2. Conclusiones	12
CAPÍTULO III. MARCO TEÓRICO	13
3.1 Acelerómetro	13
3.2 Magnetómetro.....	13
3.3 Giroscopio.....	14
3.4 Unidades de medición inercial.....	14
3.5 Técnicas de procesamiento de señales	15
3.5.1 Filtros digitales	15

3.5.2 Transformada Wavelet Continua	16
3.6 Lógica difusa.....	17
CAPÍTULO IV. RED DE SENSORES INALÁMBRICOS COMUNICADA MEDIANTE MÓDULOS XBee	21
4.1 Introducción	22
4.2 Especificaciones generales	22
4.3 Modos de operación	23
4.4 Tipos de dispositivos dentro de una red	24
4.5 Topologías de red	25
4.6 Aplicaciones utilizando módulos XBee	26
4.7 Restricciones de los módulos XBee's.....	27
4.8 Conclusiones	29
CAPÍTULO V. SISTEMA DE MEDICIÓN MEDIANTE IMUS Y BLUETOOTH	30
5.1 Dispositivos seleccionados.....	30
5.2 Funcionamiento del sistema de medición	31
5.3 Software de adquisición y procesamiento de datos	33
5.4 Base de datos	35
CAPÍTULO VI. ANÁLISIS DEL EJERCICIO DEDO-NARIZ	36
6.1 Procesamiento de señales	36
6.2 Extracción de características.....	38
6.2.1 Amplitud de los temblores.....	43
6.2.2 Análisis de la amplitud de los temblores	47
6.2.3 Frecuencia de los temblores	49
6.2.4 Frecuencia del movimiento voluntario.....	49
CAPÍTULO VII. MODELO DE INFERENCIA DIFUSA.....	51
7.1 Variables lingüísticas de entrada	52
7.2 Variables lingüísticas de salida.....	53
7.3 Reglas del sistema difuso.....	54
CAPÍTULO VIII RESULTADOS Y DISCUSIÓN	57
8.1 Comparación con trabajos relacionados	63
CONCLUSIONES.....	67
TRABAJO A FUTURO	68
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	69
PUBLICACIONES DERIVADAS DEL TRABAJO DE TESIS	73

RESULTADOS DE LA ESTANCIA ACADÉMICA Y DE INVESTIGACIÓN	73
ANEXO 1	74
ANEXO 2	83

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Posición de las computadoras y los sensores para tener una buena conectividad.	21
Figura 2 Ejemplos de aplicaciones con módulos XBee.....	27
Figura 3 Unidad de Medición Inercial y batería utilizadas en el sistema de medición	31
Figura 4 Posición de los módulos de medición sobre las extremidades superiores.....	31
Figura 5 Diagrama del funcionamiento del sistema.	33
Figura 6 Interfaz de adquisición de datos, emparejamiento vía Bluetooth y reporte médico referente a cada paciente.	34
Figura 7 Interfaz de visualización de las señales de los tres ejes de cada sensor.....	34
Figura 8 Señal del eje X del giroscopio durante un ejercicio de dedo a nariz: (a) señal cruda y escalograma, (b) señal filtrada y escalograma.	37
Figura 9 Señal del eje X del giroscopio durante un ejercicio de dedo a la nariz: (a) señal cruda y escalograma, (b) señal filtrada y escalograma.	38
Figura 10 Detección de posición de dedo y nariz basada en la velocidad angular absoluta: a) Cómputo de prominencia b) Posiciones	42
Figura 11 Amplitud de los temblores en la extremidad superior derecha (RUE) y la extremidad superior izquierda (LUE) de dos pacientes con PD durante un ejercicio de dedo a nariz: (a) Primer paciente, (b) Segundo paciente	46
Figura 12 Funciones de membresía para la amplitud de los temblores	52
Figura 13 Funciones de membresía para la frecuencia de los temblores y la frecuencia del movimiento voluntario	53
Figura 14 Funciones de membresía para la variable de salida.....	54
Figura 15 Gráfico comparativo de resultados.	63

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Especificaciones generales de los módulos XBee	22
Tabla 2 Variación del rendimiento de datos con base en la configuración de la red	28
Tabla 3 Características de los pacientes.....	35
Tabla 4 Análisis estadístico con respecto a la amplitud de los temblores	48
Tabla 5 Características biomecánicas, evaluación del modelo y evaluación de un experto para tres pacientes y dos casos simulados..	59
Tabla 6 Comparación entre la evaluación de dos expertos y la evaluación del modelo para 12 pacientes con EP y 8 casos simulados.....	62

GLOSARIO

Acelerómetro	Instrumento que mide la aceleración de un cuerpo.
Bilateral	Aquello que pertenece o se refiere a un par de costados, partes, lados o aspectos de una misma cosa..
Bradicinesia	Lentitud en los movimientos voluntarios que constituye un elemento esencial en el diagnóstico de la enfermedad de Parkinson.
Defuzzificación	Proceso matemático usado para convertir un conjunto difuso en un número real.
Discinesia	Movimientos involuntarios sobre los cuales no se tiene control.
Filtro digital	Operación matemática que toma una la señal de entrada y la modifica produciendo una señal de salida con el objetivo de resaltar o atenuar ciertas características.
Fuzzificación	Proceso matemático usado para convertir un número real en un conjunto difuso.
Giroscopio	Instrumento que mide la velocidad angular de un cuerpo.
Magnetómetro	Instrumento que mide la fuerza y dirección de un campo magnético.
MDS - UPDRS	Movement Disorder Society - Unified Parkinson's Disease Rating Scale por sus siglas en inglés. Es una escala de evaluación usada para determinar el estado de la Enfermedad de Parkinson.
Movimiento voluntario	Movimiento realizado con objetivo de realizar alguna tarea específica.

Temblor cinético de las manos	Oscilaciones involuntarias presentes al momento de realizar ciertas movimientos.
Triaxial	Refiérase a los 3 ejes de una señal.
Unidad de medición inercial	IMU (por sus siglas en inglés <i>"Inertial Measurement Unit"</i>) dispositivo electrónico que integra un acelerómetro, un magnetómetro y un giroscopio.

CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN

1.1 Motivación y antecedentes

La enfermedad de Parkinson (EP) es una enfermedad degenerativa causada por la falta de producción de una sustancia química importante en el cerebro conocida como dopamina. Es el segundo trastorno neurodegenerativo más común después de la enfermedad de Alzheimer y se espera que imponga una carga social y económica cada vez mayor a las sociedades a medida que las poblaciones envejecen. Los principales síntomas presentes en esta enfermedad son temblores, rigidez muscular, bradicinesia, anomalías posturales, anomalías en la marcha, falta de equilibrio y trastornos de sueño.

Una de las métricas más comúnmente utilizadas para la evaluación de la discapacidad motora y la discapacidad en pacientes con EP son la Escala de Calificación de Enfermedad de Parkinson (MDS-UPDRS). Dicha escala cuantifica la gravedad de los síntomas de la EP [1] y es la mejor establecida para evaluar la discapacidad y el impedimento [2]. La MDS-UPDRS brinda información exhaustiva sobre las discapacidades de los pacientes con EP para comprender el estado motor de cada paciente [3].

Con base en la MDS-UPDRS, los neurólogos usan valores discretos (0, 1, 2, 3, 4) para evaluar la gravedad de un total de 42 habilidades motoras mediante la observación de las condiciones de los pacientes y su desempeño en diversas tareas. Los dígitos para la evaluación van de 0 a 4. Las condiciones normales sin ningún síntoma se clasifican como 0, y las condiciones más severas se otorgan una puntuación de 4 [4]. Entre las condiciones que los médicos evalúan está el temblor cinético. El temblor cinético de las manos se define como movimientos oscilatorios involuntarios que ocurren durante movimientos voluntarios de las extremidades [5].

Sin embargo, las evaluaciones realizadas por los médicos son visuales y subjetivas, y pueden depender del estado de ánimo del médico, el cansancio, entre otros factores. El diagnóstico y la evaluación de la enfermedad y específicamente el temblor siguen siendo propensos a errores debido a interpretaciones personales sin ninguna referencia objetiva que se aplique de manera única a todos los casos [6]. Esto conduce a tener incertidumbre en características importantes que pueden ayudar a hacer una evaluación precisa de los pacientes con EP.

1.2 Problemas a resolver

Los problemas a resolver en este trabajo son los siguientes:

1. La evaluación subjetiva realizada por médicos examinadores por medio de valoraciones visuales puede tener un elevado nivel de incertidumbre y así como un nivel bajo de repetitividad para las mismas condiciones del paciente.
2. Las características biomecánicas utilizadas en trabajos anteriores, para la evaluación de los pacientes con EP, son insuficientes para el correcto análisis y representación del temblor cinético de las manos.
3. La evaluación motora mediante valores discretos enteros, no permite el mejor seguimiento clínico del paciente, y a futuro poder correlacionar la efectividad de los tratamientos paliativos con cambios pequeños en sus signos motores.

1.3. Justificación

La evaluación realizada por expertos para determinar el estado motor de cada paciente con EP es visual, lo que puede contener un alto nivel de subjetividad, pues no se utilizan dispositivos de medición y procesamiento que permitan la cuantificación de los temblores. Esto conlleva a obtener como resultado una evaluación imprecisa y dificulta llevar un historial clínico del estado motor de cada paciente, con mayor precisión.

Dadas las pautas establecidas por la MDS-UPDRS para evaluar el temblor cinético, es de vital importancia contar con un sistema capaz cuantificar la amplitud de los temblores y así

mismo encontrar otras características que lo representen y sean de utilidad para obtener una evaluación precisa y objetiva.

Este trabajo se enfoca en la extracción de características biomecánicas importantes y significativas para representar y clasificar el temblor cinético y separar éste del movimiento voluntario, lo cual es un reto que no aparece abordado en muchas investigaciones hasta el momento.

1.4 Alcance

En este trabajo se pretende cuantificar las características biomecánicas establecidas en la MDS-UPDRS para evaluar el temblor cinético de las manos, por lo tanto, se analizarán señales de pacientes con EP los cuáles fueron monitoreados para realizar la prueba dedonariz (temblor de acción o cinético de las manos de las manos). Asimismo, se obtendrán otras características para complementar lo establecido en la escala, y obtener una mejor evaluación motora de los pacientes con EP. Se pretende aceptar el reto de separar los movimientos voluntarios del temblor cinético de las manos.

1.5 Hipótesis

1. Mediante la medición de señales biomecánicas triaxiales de pacientes con EP y sujetos de control, se podrán extraer y cuantificar características que representen el temblor cinético de las manos.
2. Una evaluación apegada a los requerimientos de la MDS-UPDRS, utilizando un modelo difuso, permitirá entregar resultados cualitativos con los cuales los médicos están familiarizados, asimismo dispondrá de salidas cuantificadas de mayor precisión numérica, para que los médicos puedan realizar un mejor seguimiento de los pacientes, auxiliados por el sistema computacional que se propone.

1.6 Objetivos

Objetivo General:

Desarrollar un sistema computacional para evaluar el temblor cinético de las manos en pacientes con EP, a partir de señales biomecánicas triaxiales y bilaterales.

Objetivos Específicos:

1. Estudio y análisis de trabajos existentes enfocados a la evaluación de temblor cinético.
2. Diseño de red de sensores triaxiales para la medición de señales biomecánicas, utilizando unidades de medición inercial (Inertial Measurement Unit- IMU) y módulos XBee 2mW PCB Antenna - Series 2 (*ZigBee Mesh*).
3. Efectuar mediciones de sujetos de control y pacientes con EP, para adquirir señales biomecánicas triaxiales y bilaterales, las cuales formaran parte de la base de datos del sistema.
4. Aplicar métodos de procesamiento digital de señales para extraer indicadores biomecánicos representativos del temblor cinético de las manos.
5. Programar un algoritmo que permita realizar un análisis estadístico de la distribución de los temblores a lo largo del ejercicio.
6. Diseñar un modelo difuso que permita la evaluación del temblor cinético de las manos de pacientes con EP.

1.7 Metodología

La metodología establecida para este trabajo es experimental y analítica. Consta de una etapa de recolección de datos por medio de sensores ubicados en las extremidades superiores de los pacientes con EP. Posteriormente se extraen indicadores a partir de las señales biomecánicas adquiridas, se aplican métodos de procesamiento digital de señales para diferenciar los movimientos voluntarios del temblor cinético de las manos, lo cual es un reto importante de este trabajo. Se diseña un modelo computacional que usa los indicadores como entradas para entregar una evaluación cualitativa y numérica de punto

flotante, que indica en qué nivel de la escala MDS-UPDRS se encuentra cada paciente, pero con mayor precisión.

1.8 Contribuciones del trabajo

1. Evaluación del desempeño y las limitaciones de los módulos XBee 2mW PCB Antenna - Series 2 (*ZigBee Mesh*) para el enlace inalámbrico de Unidades de Medición Inercial “*9 Negroes of Freedom - Razor IMU*” de acuerdo con los requerimientos del proyecto.
2. Una base de datos que contiene información sobre sujetos de control y pacientes con EP, en etapas diferentes de la enfermedad, y con perfiles de edades y género adecuados.
3. Obtención de indicadores biomecánicos del temblor cinético de las manos, apegados a la MDS-UPDRS.
4. Obtención de la frecuencia del movimiento voluntario y la frecuencia de los temblores cinéticos, lo cual aumenta el desempeño del modelo.
5. Un modelo de evaluación motora del ejercicio dedo-nariz, mediante lógica difusa con un buen desempeño.
- 6.

1.9 Estructura de la tesis

Capítulo 2 Estado del Arte: Se presenta el estado del arte, los trabajos más apegados a lo que se propone en este proyecto. Se presentan algunos trabajos que han analizado diferentes ejercicios dentro de los establecidos en la escala MDS-UPDRS, y algunos otros que se enfocaron en el temblor cinético.

Capítulo 3 Marco teórico: Se exponen los conceptos teóricos que fueron útiles en la realización de este proyecto.

Capítulo 4 Redes de sensores inalámbricos IMU's comunicada mediante módulos XBee: Se plantean las características y especificaciones de los módulos de comunicación XBee, así como las razones por las cuales no se utilizaron en el trabajo.

Capítulo 5 Sistema de medición mediante IMU's y Bluetooth: Este capítulo contiene la descripción del sistema de medición, así como su funcionamiento. También se presenta el software de adquisición y procesamiento de los datos.

Capítulo 6 Análisis del ejercicio Dedo-Nariz: Se describe el procedimiento seguido para obtener información importante de los datos adquiridos, a través de técnicas de procesamiento digital de señales. Así mismo se describen los algoritmos diseñados para la extracción de los indicadores biomecánicos.

Capítulo 7 Modelo de inferencia difusa: Se detallan las características del modelo difuso para la evaluación del temblor cinético.

Capítulo 8 Resultados y Discusiones: Se exponen los resultados obtenidos en este trabajo.

Conclusiones: Se presentan los resultados obtenidos y las conclusiones a las que se llegaron.

Trabajos futuros: Conociendo los alcances que tuvo este proyecto, se proponen mejoras a dicho proyecto.

CAPÍTULO II. ESTADO DEL ARTE

Dos de las métricas de EP más comúnmente utilizadas para la evaluación de la discapacidad motora y la discapacidad en pacientes con EP son la Escala de Calificación de Enfermedad de Parkinson (MDS-UPDRS) y la escala de Hoehn y Yahr (H & Y) [7], [8]. La MDS-UPDRS cuantifica la gravedad de los síntomas de la EP, y H & Y cuantifica el estadio de la enfermedad [1]. La MDS-UPDRS es la escala mejor establecida para evaluar la discapacidad y el impedimento [2] y brinda información exhaustiva sobre las discapacidades de los pacientes con EP para comprender el estado motor de cada paciente [3].

La MDS-UPDRS evalúa 65 aspectos, de los cuales 7 se evalúan con una respuesta (Si / No) y 48 se evalúan dentro de la siguiente escala:

- 0 - Normal
- 1 – Ligero
- 2 - Leve
- 3 - Moderado
- 4 – Severo

Dicha escala consta un rango de puntuación de 0 a 192, siendo 192 la puntuación en donde el paciente presenta un estado muy severo. Entre los puntos a evaluar que establece la escala, se encuentra la exploración motora, la cuál contiene 18 aspectos que pueden ser evaluados por separado para cada extremidad. Para tener un mejor control sobre el estado motor del paciente, se registra si el paciente ha tomado Levodopa antes de someterse a mediciones, así como el tiempo que ha transcurrido desde la última toma. Para que los evaluadores tengan clara la forma en la que los pacientes deben realizar los ejercicios establecidos, la escala contiene instrucciones claras donde se explica detalladamente cada ejercicio. Entre las especificaciones de cada ejercicio contenidas en la escala se encuentran:

- Tiempo de ejecución
- Velocidad
- Amplitud
- Precisión

Entre las evaluaciones motoras contenidas en la escala, se encuentra la evaluación para el temblor cinético o de acción de las manos y las especificaciones para evaluarlo [9]:

Instrucciones: Se evalúa con la maniobra dedo-nariz. Partiendo de la posición con los brazos estirados, pida al paciente que toque tres veces la punta de la nariz con un dedo de cada mano, llegando tan lejos como sea posible para tocar el dedo del evaluador. La maniobra dedo-nariz debe ejecutarse lo suficientemente lenta para que no se encubra cualquier temblor, lo que ocurriría con movimientos del brazo muy rápidos. Repetir con la otra mano, evaluando cada mano por separado. El temblor puede estar presente durante el transcurso del movimiento o cuando se alcance cualquiera de los objetivos (nariz o dedo) [9].

Aspectos a evaluar: La mayor amplitud observada.

Evaluaciones:

0: Normal → Sin temblor.

1: Ligero → Hay temblor pero de una amplitud menor de 1 cm.

2: Leve → El temblor tiene una amplitud de al menos 1 cm. pero menor de 3 cm.

3: Moderado → El temblor tiene una amplitud de al menos 3 cm. pero menor de 10 cm.

4: Severo → El temblor tiene una amplitud de al menos 10 cm.

Sin embargo, el diagnóstico y la evaluación de la enfermedad y específicamente el temblor siguen siendo propensos a errores debido a interpretaciones personales sin ninguna referencia objetiva que se aplique de manera única a todos los casos [6]. Esto conduce a tener incertidumbre en características importantes que pueden ayudar a hacer una evaluación precisa de los pacientes con EP.

Por lo tanto, muchos estudios de investigación en los últimos años se han centrado en el desarrollo de sistemas tecnológicos que permitan el análisis de parámetros característicos objetivos del temblor, extraído de señales biomecánicas. Esto contribuye a una evaluación precisa basada en indicadores cuantitativos utilizados en modelos computacionales con diferentes herramientas existentes.

Entre los antecedentes más estrechamente relacionados con este trabajo se encuentran [10]–[13]. En [10] se presenta el desarrollo de un modelo computacional que permite analizar la marcha, evaluarla, y clasificarla de acuerdo a los parámetros establecidos por la MDS-UPDRS. En [11] se propone un modelo basado en la lógica difusa, capaz de cuantificar el estado motor de una persona con Parkinson calculando la amplitud o frecuencia de los temblores. En [12] se obtuvieron un total de 8 características biomecánicas, utilizadas como entradas para un sistema de inferencia difuso, el cual arroja un valor de salida que refleja el desempeño del paciente durante los ejercicios de pronación y supinación. Para evaluar el giro y la agilidad de las piernas, en [13] se extraen y cuantifican características provenientes de sensores ubicados en los miembros inferiores, y posteriormente se calcula un puntaje de valoración de ambas evaluaciones motoras mediante modelos de inferencia difusa.

2.1. Sensores portátiles y dispositivos móviles

En años recientes ha aumentado la utilización de sensores portátiles dada su practicidad, se caracterizan por ser dispositivos y aparatos electrónicos que se incorporan en alguna parte del cuerpo, e interactúan con el usuario con el propósito de cumplir alguna función específica. Entre las funciones que cumplen este tipo de dispositivos, se encuentra la medición de signos vitales para control de enfermedades, ritmo cardiaco, ciclos de sueño, etcétera.

Algunos grupos de investigación han utilizado sensores portátiles para la adquisición de indicadores biomecánicos para la cuantificación y evaluación de pacientes con EP, enfocándose en la medición de la aceleración y la velocidad angular. [3], [14]–[18].

Otro de los dispositivos más utilizados recientemente para proyectos relacionados con la evaluación de pacientes con EP es la Unidad de Medida Inercial, la cual generalmente está compuesta de un acelerómetro, un magnetómetro y un giroscopio. Algunos estudios han utilizado esta unidad de medición para analizar y evaluar el temblor de reposo y el temblor postural [19], [20].

Algunos trabajos existentes se han centrado en la utilización de dispositivos móviles y software [21]–[23] para la evaluación de temblor postural y de reposo. Además, otros trabajos se han apoyado de técnicas de aprendizaje para clasificar a los pacientes con EP según las características obtenidas mediante la utilización de dispositivos móviles o dispositivos wearables [24], [25].

2.1.1 Temblor esencial

El temblor esencial (TE) es uno de los trastornos del movimiento más comunes. Este temblor puede estar presente tanto en las manos como en los brazos, durante alguna actividad y cuando se está quieto. Generalmente, el temblor esencial presenta una postura simétrica y el temblor cinético de los brazos, mientras que el temblor en la EP se caracteriza por un temblor postural y de reposo a menudo unilateral [26].

Sin embargo, el diagnóstico diferencial, especialmente en etapas tempranas de la enfermedad, sigue siendo problemático porque el temblor en la EP no solo ocurre en reposo, sino también en la postura y / o durante la acción. Además, el temblor en reposo no es patognomónico para la enfermedad de Parkinson y también se ha observado en TE. Debido a este traslape de síntomas, puede producirse un diagnóstico erróneo de TE y temblor de la EP en 20-30% de los casos [27].

Por estas razones, varios grupos de investigación se han centrado en desarrollar sistemas para diferenciar entre los temblores correspondientes a la EP o al temblor esencial [28]–[31]. Dichos trabajos han utilizado técnicas de procesamiento digital de señales, técnicas de aprendizaje automático como Maquinas de soporte vectorial (SVM) y Redes neuronales.

2.1.2 Bradicinesia y discinesia

Dos de los principales síntomas producidos por la enfermedad de Parkinson son la Bradicinesia y la Discinesia. El primero se caracteriza por provocar lentitud en los movimientos, implica una dificultad en la planificación el inicio y la ejecución del movimiento, así como en el desempeño de tareas simultáneas o secuenciales. El segundo ocasiona problemas para hacer movimientos musculares voluntarios y provoca movimientos involuntarios sobre los cuales no se tiene control. Por esto, se han desarrollado sistemas para detectar la severidad de la bradicinesia y la discinesia inducida por levodopa [32]–[34].

2.1.3. Temblor cinético o de acción de las manos

El temblor cinético también es conocido como temblor dinámico, y se produce en cualquier etapa de los movimientos voluntarios, ya sea al inicio, durante el transcurso o antes de finalizar. Este síntoma de la enfermedad de Parkinson afecta en la vida diaria ya que impide realizar actividades tales como escribir, tomar algún objeto, beber de una taza o comer de una cuchara.

Debido a los impedimentos provocados por el temblor cinético, varios estudios se han centrado en su análisis y evaluación; aplicando técnicas de procesamiento digital de señal tales como filtrado y densidad del espectro de potencia para obtener características del temblor [19], [35], [36].

2.2. Conclusiones

Además, algunos de estos trabajos mencionados que se centraron en el análisis del temblor cinético de las manos no fueron capaces de hacer una evaluación adecuada basada en la MDS-UPDRS utilizando las características extraídas de los datos recopilados. Además, los estudios que pudieron hacer una evaluación usaron solo algunas características que no están cerca de lo que se requiere en la escala. El objetivo de desarrollar técnicas y sistemas que puedan dar una evaluación de enfermedad objetiva, rápida y reproducible se ha perseguido con fuerza en el pasado, pero con resultados pobres ya que la evaluación de pacientes con enfermedad de Parkinson es difícil ya que se tienen muchas variables a considerar.

CAPÍTULO III. MARCO TEÓRICO

3.1 Acelerómetro

Un acelerómetro es un dispositivo que mide la vibración o la aceleración del movimiento de una estructura. La unidad de medida para los acelerómetros es (m/s^2) o en fuerza G (g). La fuerza G es la aceleración debido a la gravedad ejercida por el planeta Tierra, que es igual a $9.8 m/s^2$.

Los rangos de medida son diversos, desde 1 g, hasta los miles de g's. Respecto al rango de frecuencia disponible, hay acelerómetros que parten de 0 Hz, para medida de bajas frecuencias, y acelerómetros que llegan hasta los miles de Hz para altas frecuencias de vibración, otros modelos de muy alta sensibilidad con bajo rango de frecuencia. Existen varios tipos de acelerómetros según la aplicación de los acelerómetros, en aluminio, titanio, acero inoxidable, con montaje de tornillos, magnético, pegado, etcetera.

Los acelerómetros triaxiales o acelerómetros de tres ejes, al igual que los acelerómetros monoaxiales se emplean para la medida de aceleración y vibración en múltiples sectores. La diferencia radica en que con el mismo elemento se pueden medir simultáneamente la aceleración o vibración en las tres coordenadas, mientras que con los acelerómetros monoaxiales solo tenemos una coordenada. Los rangos pueden ser diversos, aunque cuentan con la ventaja de poder tener diferentes rangos para los diferentes ejes de medida. En cuanto a la tecnología, al igual que en los monoaxiales, pueden ser piezoresistivos, MEMS, piezoeléctricos, capacitivos etc.

3.2 Magnetómetro

Un magnetómetro es un dispositivo que sirve para cuantificar en fuerza o dirección el campo magnético al cual se está sometido. La unidad en Sistema Internacional es G (Gauss). Este sensor permite medir la cantidad de distorsión en el campo de la Tierra causada por el medio, ya sea generadores eléctricos o imanes. Existen dos tipos de magnetómetros, el escalar que mida solamente la fuerza del campo magnético al que está sometido, y el

vectorial que además de esto también mide la dirección de la intensidad de campo magnético.

3.3 Giroscopio

El giróscopo es un dispositivo mecánico que sirve para medir la orientación en el espacio de algún aparato. La unidad de medida utilizada para los giroscopios es (rad/s). Su forma es esférica con un objeto en su centro en forma de disco, montado en un soporte cardánico, de manera que pueda rotar libremente en cualquier dirección sobre su eje de simetría. Su principio de funcionamiento está basado en la conservación del momento angular, por eso es utilizado para medir la orientación o para mantenerla haciendo uso de las fuerzas que ejercen en su sistema de balanceo.

3.4 Unidades de medición inercial

Una unidad de medición inercial o IMU (del inglés inertial measurement unit), es un dispositivo electrónico que mide e informa acerca de la velocidad, orientación y fuerzas gravitacionales de un aparato. Esta unidad de medición está generalmente compuesta por tres sensores: acelerómetro, magnetómetro y giroscopio, que obtienen datos de uno o más ejes ortogonales (dependiendo de los requerimientos del sistema), enviándolos a algún sistema computarizado que realiza los cálculos necesarios para obtener las estimaciones de aceleración y velocidad de rotación requeridas.

Las unidades de medición inercial son normalmente usadas para maniobrar aviones, incluyendo vehículos aéreos no tripulados, entre muchos otros usos, y además naves espaciales, incluyendo transbordadores, satélites y aterrizadores. Recientes desarrollos han permitido la producción de dispositivos GPS protegidos contra la interferencia electromagnética.

3.5 Técnicas de procesamiento de señales

Debido a las características del sistema de medición utilizado en este proyecto, las señales entregadas por la IMU son señales discretas. Este tipo de señales se caracterizan por estar muestreadas a intervalos constantes y por ser dependientes del tiempo.

Para poder analizar y extraer información de señales discretas, es necesario aplicar técnicas digitales de procesamiento de señales.

3.5.1 Filtros digitales

Un filtro digital es un filtro que opera sobre señales digitales. Consiste de una operación matemática que toma una la señal de entrada y la modifica produciendo una señal de salida con el objetivo de resaltar o atenuar ciertas características. Algunas de las principales aplicaciones de los filtros digitales se encuentran:

- Separación de señales que fueron combinadas desafortunadamente (ruido, interferencias provenientes de otros sistemas)
- Recuperación de señales distorsionadas al ser transmitidas.
- Creación o modificación de señales para moldear espectros o formas de onda y lograr el efecto auditivo buscado.

Entre los principales tipos de filtros utilizados se encuentran los siguientes:

- Filtro paso alto: Atenúa los componentes de baja frecuencia, pero no los de alta frecuencia.
- Filtro paso bajo: Atenúa los componentes de alta frecuencia, pero no los de baja frecuencia.
- Filtro pasa banda: permiten el paso de componentes frecuenciales contenidos en un determinado rango de frecuencias, comprendido entre una frecuencia de corte inferior y otra superior.

3.5.2 Transformada Wavelet Continua

Esta transformada es eficiente para el análisis local de señales no estacionarias y de rápida transitoriedad y, al igual que la Transformada de Fourier con ventana, mapea la señal en una representación de tiempo-escala. La diferencia está en que la Transformada Wavelet provee análisis de multi-resolución con ventanas dilatadas. El análisis de las frecuencias de mayor rango se realiza usando ventanas angostas y el análisis de las frecuencias de menor rango se hace utilizando ventanas anchas [37] .

Las Wavelets, funciones bases de la Transformada Wavelet, son generadas a partir de una función Wavelet básica, mediante traslaciones y dilataciones. Estas funciones permiten reconstruir la señal original a través de la Transformada Wavelet inversa.

La Transformada Wavelet no es solamente local en tiempo, sino también en frecuencia. Dentro de los usos de esta poderosa herramienta podemos nombrar, además del análisis local de señales no estacionarias, el análisis de señales electrocardiográficas, sísmicas, de sonido, de radar, así como también es utilizada para la compresión y procesamiento de imágenes y reconocimiento de patrones.

La Transformada Wavelet de una función $f(t)$ es la descomposición de $f(t)$ en un conjunto de funciones $\psi_{s,\tau}(t)$, que forman una base y son llamadas las “Wavelets” [37] . La Transformada Wavelet se define como:

$$W_f(s, \tau) = \int f(t)\psi_{s,\tau}^*(t)dt.$$

Las Wavelets son generadas a partir de la traslación y cambio de escala de una misma función wavelet $\psi(t)$, llamada “Wavelet madre”, y se define como:

$$\psi_{s,\tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t - \tau}{s}\right).$$

Donde s es el factor de escala, y τ es el factor de traslación.

Las wavelets $\psi_{s,\tau}(t)$ generadas de la misma función wavelet madre $\psi(t)$ tienen diferente escala s y ubicación τ , pero misma forma. Generalmente se utilizan factores de escala $s > 0$. Las Wavelets son dilatadas cuando la escala $s > 1$, y son contraídas cuando $s < 1$. De esta forma, cambiando el valor de s se cubren rangos diferentes de frecuencias. Valores grandes para el factor de escala s corresponden a frecuencias bajas, o una escala grande de $\psi_{s,\tau}(t)$. En cambio, valores pequeños del factor de escala s corresponden a frecuencias altas o a una escala muy pequeña de $\psi_{s,\tau}(t)$.

3.6 Lógica difusa

La lógica difusa es una extensión de la lógica booleana, basada en la teoría matemática de los conjuntos difusos, que es una generalización de la teoría de conjuntos clásica [38]. Al introducir la noción de grado en la verificación de una condición, permitiendo así que una condición se encuentre en un estado que no sea verdadero o falso, la lógica difusa proporciona una flexibilidad muy valiosa para el razonamiento, lo que permite tener en cuenta las imprecisiones e incertidumbres. Una ventaja de la lógica difusa para formalizar el razonamiento humano es que las reglas se establecen en lenguaje natural [39].

La lógica difusa no usa valores exactos como 1 o 0 pero usa valores entre 1 y 0, que pueden indicar valores intermedios (Ej. 0, 0.1, 0.2, ..., 0.9, 1.0, 1.1, ...etc). La lógica difusa también incluye los valores 0 y 1 entonces se puede considerar como una extensión de la lógica booleana.

Una función de membresía (también llamada función de indicador o función de característica) es una función de membresía explícita o no de un conjunto E . Este concepto de membresía es muy importante, ya que la lógica difusa se basa en el concepto de membresía difusa. Esto simplemente significa que podemos pertenecer a un conjunto de 0.8, en contraste con la teoría de conjuntos clásica donde, la membresía es 0 (no pertenece) o 1 (pertenece) [39].

Variable Lingüística: Es una variable cuyos valores son palabras o sentencias (no números). A menudo queremos describir el estado de un objeto o fenómeno: Para ello usamos una variable cuyo valor hace la descripción.

Utilidad de las Variables Lingüísticas:

- Es una forma de comprimir información llamada granulación (granulation): Una etiqueta incluye muchos valores posibles [40].
- Ayuda a caracterizar fenómenos que o están mal definidos o son complejos de definir o ambas cosas [41].
- Es un medio de trasladar conceptos o descripciones lingüísticas a descripciones numéricas que pueden ser tratadas automáticamente: Relaciona o traduce el proceso simbólico a proceso numérico.
- Usando el principio de extensión, muchas herramientas ya existentes pueden ser extendidas para manejar variables lingüísticas, obteniendo las ventajas de la lógica difusa en gran cantidad de aplicaciones.

Fuzzificación y defuzzificación: La fuzzificación es el proceso de convertir una variable de entrada a tipo difusa. Hacemos esto simplemente reconociendo que muchas de las cantidades que consideramos no difusas y deterministas en realidad no son deterministas en absoluto; ellos llevan una considerable incertidumbre. Si la la incertidumbre surge debido a la imprecisión, ambigüedad o vaguedad, entonces la variable es probablemente difusa y puede representarse mediante una función de membresía. Puede haber situaciones donde la salida de un proceso difuso debe ser una cantidad escalar única en comparación con un conjunto difuso, para esto se aplica un proceso de defuzzificación. Este proceso es la conversión de una cantidad aproximada a una cantidad precisa, al igual que la fuzzificación es la conversión de una cantidad precisa a una cantidad difusa [42].

Métodos para fuzzificación y defuzzificación:

- Centroide: Calcula el centroide del polígono y la salida corresponde a ese punto.
- LoM (*Largest of Maximum*): La salida corresponde a la última incidencia del valor más alto.
- MoM (*Middle of Maximum*): La salida corresponde a la media de todas las incidencias del valor más alto.
- SoM (*Smallest of Maximum*): La salida corresponde a la primera incidencia del valor más alto.
- Bisector: el punto que separa al polígono en 2 áreas iguales es la salida.

Tipos de modelos de inferencia:

Mamdani: Este estilo de inferencia, es la metodología difusa más comúnmente utilizada. Su principal característica es que las funciones de membresía de salida son conjuntos difusos.

Sugeno: Este estilo es similar al método de Mamdani en muchos aspectos. De hecho, las dos primeras partes del proceso de inferencia difuso, fuzzificación de las entradas y la aplicación del operador difuso, son exactamente lo mismo. Cuando el resultado de cada regla es una constante, la similitud con el método de Mamdani es sorprendente. Las únicas distinciones son el hecho de que todas las funciones de membresía de salida son picos de singleton, y los métodos de implicación y agregación son fijos y no pueden ser editados [43].

El método Mamdani es usado ampliamente por que captura el conocimiento de los expertos. También permite describir la experiencia en una forma más intuitiva y más humana. Sin embargo el método Mamdani implica una carga computacional substancial. Por otra parte, el método Sugeno es eficiente computacionalmente y trabaja bien con técnicas adaptativas y de optimización, lo cual es muy útil en problemas de control, particularmente para sistemas dinámicos no lineales. Estas técnicas adaptativas pueden ser utilizadas para personalizar las funciones de membresía para que el sistema difuso

modele de la mejor forma los datos. La diferencia fundamental entre Mamndani y Sugeno es la forma en que las salidas crespas son generadas desde las entradas difusas. Mientras Mamdani usa técnicas de defuzzificación de salidas difusas, Sugeno usa pesos promediados para computar la salida crisper. El poder de expresabilidad e interpretabilidad de las salidas Mamdani se pierde en el modelo Sugeno, dado que las reglas consecuentes no son difusas. Pero Sugeno tiene mejor tiempo de procesamiento ya que los pesos promediados reemplazan el consumo de tiempo del proceso de defuzzificación. Debido a la naturaleza interpretable e intuitiva de las reglas, el método Mamdani es usado ampliamente en particular para aplicaciones de decisión. Otra diferencia es que el modelo Mamdani tiene funciones de membresía de salida, mientras que Sugeno no tiene. Mamdani es menos flexible en el diseño del sistema en comparación con Sugeno. [44]

CAPÍTULO IV. RED DE SENSORES INALÁMBRICOS COMUNICADA MEDIANTE MÓDULOS XBee

Uno de los propósitos originales de este proyecto fue implementar una red de sensores de medición y hacer la comunicación por medio de módulos *XBee 2mW PCB Antenna - Series 2 (ZigBee Mesh)*, para poder aumentar la velocidad de transmisión de los datos, el alcance y robustez del enlace ante obstáculos para la señal. Originalmente el sistema de medición se diseñó de forma tal que la comunicación entre los sensores y el software de adquisición fuera mediante Bluetooth. Sin embargo, se presentaron problemas de conectividad al ejecutar ciertas pruebas establecidas en la MDS-UPDSR, al haber obstáculos entre los módulos Bluetooth se perdía la conexión y eso representaba tener que reiniciar el sistema, lo cual resultaba ineficiente y tardado. En la Figura 1 se muestran las posiciones en la que tenían que estar las computadoras con el software de adquisición de datos, para evitar que se perdiera la conexión al momento en que el paciente diera la vuelta en sentido opuesto. En todo momento se tenía que evitar los sensores estuvieran de espaldas a las computadoras, para que no se perdiera el enlace.



Figura 1 Posición de las computadoras y los sensores para tener una buena conectividad.

A continuación, se citarán las características de los módulos XBee, sus especificaciones, restricciones y motivos por los cuales no resultó viable implementarlos en este proyecto.

4.1 Introducción

Los XBee's son pequeños chips que tienen la capacidad de comunicarse de forma inalámbrica entre ellos. Existen varios tipos de módulos, entre ellos se encuentran los módulos XBee regular y los módulos XBee-PRO, los segundos tienen más rango de alcance que los primeros.

Estos dos tipos de módulos mencionados están diseñados específicamente para comunicarse de acuerdo con el protocolo Zigbee y soportar necesidades únicas de bajo costo y bajo consumo de energía, las cuales son indispensables para redes inalámbricas de sensores. [45]

El protocolo Zigbee está basado en el estándar IEEE 802.15.4. Este protocolo provee funciones de enrutamiento y funciones multi-salto.[46]

4.2 Especificaciones generales

Tabla 1 Especificaciones generales de los módulos XBee

	XBee	XBee PRO
Rango en interiores	Hasta 40 metros	Hasta 90 metros
Rango en exteriores	Hasta 120 metros	Hasta 3200 metros
Velocidad de datos RF	250,000 b/s	250,000 b/s
Rendimiento de datos	Hasta 35,000 b/s	Hasta 35,000 b/s
Voltaje de alimentación	2.1-3.6 V	3.0-3.4 V
Banda de frecuencia de operación	ISM 2.4 GHz	ISM 2.4 GHz
Topologías de red soportadas	Punto a punto, punto–multipunto, par a par, y mesh.	Punto a punto, punto –multipunto, par a par, y mesh.

4.3 Modos de operación

Modo Comando

Este modo es utilizado únicamente para leer o modificar los parámetros de los módulos. Los datos recibidos son interpretados como comandos. [46]

Modo Transparente

En este modo de operación los módulos actúan como reemplazo de un canal serial lineal. Los datos UART recibidos a través del pin de entrada almacenados en una cola para la transmisión a través de radio frecuencia.

Cuando se reciben datos a través de radio frecuencia, estos son enviados por el pin de salida. [46]

Ventajas del modo Transparente:

- Todos los datos son transmitidos a menos que el módulo se encuentre en modo comando.
- Es más fácil para una aplicación soportar el modo transparente y el modo comando.

Modo API

Este modo de operación permite direccionar datos dentro de un paquete. Puede ser útil en caso de tener una red amplia en la cual se necesite controlar la ruta que toma un paquete o saber de qué nodo proviene un paquete de datos.

También es útil para llevar a cabo funciones como recolectar datos de múltiples sitios o controlar múltiples dispositivos de forma remota. [46]

Ventajas del modo API:

- Es fácil transmitir datos a múltiples destinos, lo único que se debe hacer es cambiar la dirección de destino contenida en el paquete API, a diferencia del modo AT que es necesario primero entrar al modo comando, desde ahí cambiar la dirección de destino, después salir del modo comando y a continuación enviar los datos.

- Los paquetes de datos recibidos contienen la dirección de destino del paquete, lo cual es útil si se tiene una red con una amplia cantidad de nodos.
- Es posible leer o escribir comandos de configuración, los cuales son enviados remotamente a dispositivos que necesiten ser configurados dependiendo las necesidades de la red.

4.4 Tipos de dispositivos dentro de una red

Coordinador

Este dispositivo es el que se encarga de seleccionar un canal y un PAN ID para iniciar la red. Puede permitir a los routers y dispositivos terminales unirse a la red, así como asistir en el enrutamiento de los datos. Debe mantenerse siempre conectado a la fuente de alimentación ya que, si este dispositivo se desconecta, se pierde la conectividad en la red. Tiene la capacidad de almacenar datos en un buffer en caso de que un dispositivo terminal entre en modo suspendido. [46]

Router

Este tipo de dispositivo debe unirse primero a una red para poder transmitir, recibir o enrutar datos. Una vez que se unió a la red, puede permitir a otros routers o dispositivos terminales unirse a la red y también puede asistir en el enrutamiento de datos. Este dispositivo, al igual que el coordinador, tiene la capacidad de almacenar datos en un buffer en casi de que un dispositivo terminal entre en modo suspendido. [46]

Dispositivo terminal

Para que este dispositivo pueda transmitir o recibir datos, debe unirse a una red. A diferencia del coordinador y el router, no puede permitir que otros dispositivos se unan a la red. Siempre que envía datos debe ser a través del dispositivo al que se encuentra directamente conectado (dispositivo padre), ya sea un router o un coordinador. Este tipo de dispositivo no puede enrutar datos, y tiene la posibilidad de entrar en modo de bajo consumo de energía. [46]

4.5 Topologías de red

El protocolo Zigbee soporta tres tipos de topologías: estrella, clúster tree y red en malla (Mesh network). En estos tres tipos de topologías, siempre hay un dispositivo configurado como coordinador encargado de enrutar los datos y centralizar la comunicación entre dispositivos. [47]

Topología Estrella

En esta topología todos los dispositivos están únicamente conectados al coordinador, el cual se encarga de iniciar la red y permitir a los demás dispositivos unirse a ésta, además de estar siempre activo para evitar que se pierda la conectividad de la red. [47]

Topología Clúster tree

El dispositivo configurado como coordinador se encarga de iniciar la red, y una vez que los routers se han unido a ella, ellos son los encargados de formar ramas en la red y transmitir los mensajes. Los dispositivos terminales actúan como hojas de árbol y se encargan únicamente de enviar y recibir datos. [47]

En esta topología los datos enviados realizan varios saltos hasta llegar a su dirección de destino.

Topología en red (Mesh network)

Esta topología puede configurarse de dos formas; la primera consiste en que todos los nodos estén conectados entre sí, y la segunda consiste en que no todos los nodos están conectados entre sí, pero cada nodo tiene al menos una o dos conexiones con los nodos con los que intercambian mayor cantidad de datos.

La ventaja de este tipo de red es que, si alguno de los nodos falla, todos los demás pueden seguirse comunicando, ya sea conectándose directamente o mediante nodos intermedios. [47]

La topología probada para este proyecto fue de tipo estrella, se tenía un coordinador conectado directamente a la computadora encargada de recibir y procesar la información. Adicionalmente se

conectó un dispositivo terminal a cada IMU utilizada para las mediciones de las señales. La Figura 2 muestra la estructura de la red

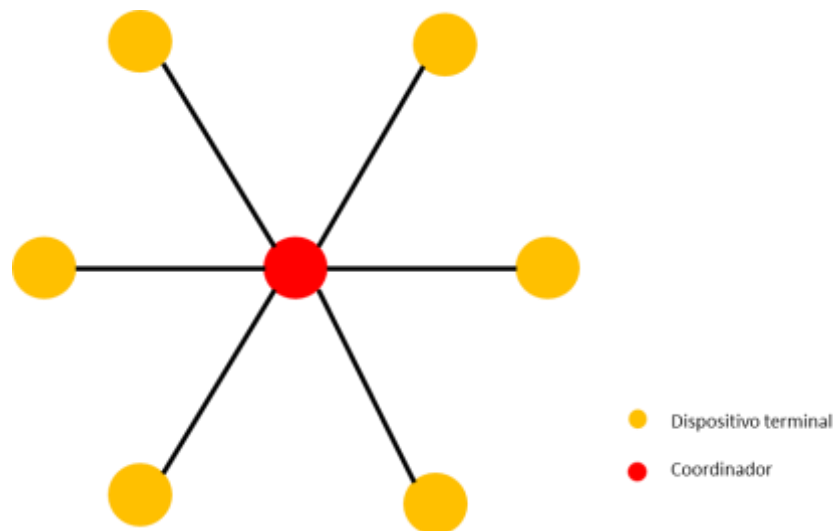


Figura 2 Topología de red tipo estrella

4.6 Aplicaciones utilizando módulos XBee

Dado al bajo consumo de energía y la posibilidad de una conexión inalámbrica que brindan los módulos XBee's, recientemente han tenido mucho éxito al usarse en el Internet de las cosas o en aplicaciones médicas [48]. A continuación, se presentan algunos ejemplos:

- Seguridad en el hogar: Para avisar al usuario la presencia de humo o de algún ladrón en su hogar.
- Seguimiento de activos: puede ser usado para que el usuario localice la ubicación exacta de algún producto deseado, por ejemplo, para que en algún supermercado pueda localizar lo que necesita más rápidamente.
- Uso comercial: Esto incluye aplicaciones comerciales como control de acceso, monitoreo de energía e iluminación, control de procesos, y control de dispositivos industriales. En la Figura 2 se visualizan dos ejemplos enfocados a los aspectos mencionados. El primero ejemplifica un sistema de control de luces exteriores, y el segundo un sistema de tanques de almacenamiento.

- Cuidados médicos: Incluye aplicaciones en las que se tenga control del estado del paciente en tiempo real, y así llevar un registro o prevenir algún incidente.
- Medio ambiente: Usados en ambientes forestales para dar aviso de incendios o inundaciones.

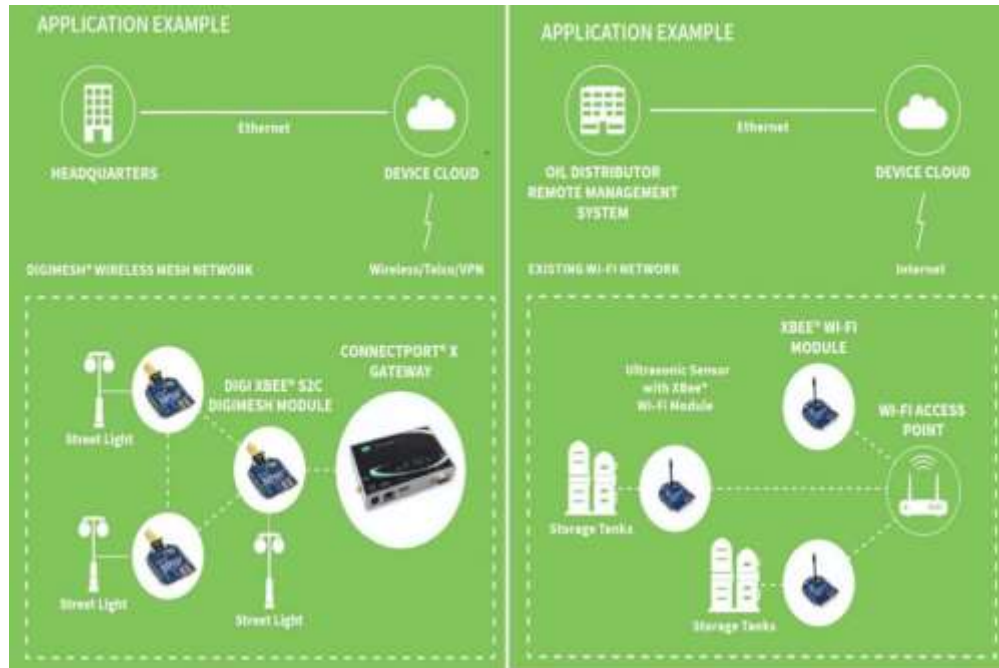


Figura 3 Ejemplos de aplicaciones con módulos XBee

4.7 Restricciones de los módulos XBee's

En las especificaciones que el fabricante proporciona, se puede observar que la velocidad de datos máxima que manejan los módulos es de 250,500 b/s. Esto se puede malinterpretar, ya que este parámetro no se refiere a la cantidad de datos máxima que los XBee's son capaces de enviar, más bien se refiere al rango de datos en el cual se comunican los módulos entre sí. El parámetro que hay que considerar para saber la cantidad de datos que son capaces de enviar los módulos es el rendimiento de datos (Data Throughput). [46]

Este parámetro mencionado varía dependiendo de las siguientes variables:

- Número de saltos en la red.
- Parámetro de encriptación habilitado/deshabilitado.
- Número de dispositivos terminales en reposo.
- Fallas/descubrimiento de red.

La tabla 2 muestra el rendimiento de datos con diferentes configuraciones de la red, y se puede observar como entre más compleja sea la red, menor rendimiento de datos se obtiene.

Tabla 2 Variación del rendimiento de datos con base en la configuración de la red

Configuración	Rendimiento de datos
1 salto, RR, SD	35,000 b/s
1 salto, RR, SE	19,000 b/s
1 salto, RE, SD	25,000 b/S
1 salto, RE, SE	16,000 b/s
1 salto, ER, SD	21,000 b/s
1 salto, ER, SE	16,000 b/s
4 saltos, RR, SD	10,000 b/s
4 saltos, RR, SE	5,000 b/s
RR = router a router	
RE = router a dispositivo terminal	
ER =dispositivo terminal a router	
SD = seguridad deshabilitada	
SE = seguridad habilitada	
4 saltos = 5 nodos en total, 3 routers intermedios	

Debido a estas restricciones se deben analizar los requerimientos del sistema en el cual se desean implementar los módulos ya que, si los requerimientos son mayores a lo que los módulos pueden ofrecer, podría haber pérdidas, traslape de los datos o error en la comunicación entre los módulos.

4.8 Conclusiones

Debido a las limitaciones encontradas al revisar la documentación existente de los módulos XBee, se encontró que la velocidad de transmisión de los datos disminuye conforme cambia la estructura y configuración de la red, entre más compleja y extensa sea la red, menor velocidad de transmisión se tendrá.

Esto también se comprobó al hacer pruebas con los módulos XBee, ya que, al hacer varios experimentos con diferentes modos de operación, siempre se perdía información valiosa contenida en los paquetes enviados. Esto resultó ser contraproducente, debido a que la pérdida de información era perjudicial para el funcionamiento del sistema.

Por lo tanto, se decidió descartar la tecnología de los módulos XBee para comunicar a los sensores de la red de medición, y en su lugar se utilizó tecnología Bluetooth.

A pesar de haber descartado el uso de módulos XBee para este trabajo, es importante recalcar que las razones y hallazgos obtenidos después de la realización de pruebas también se pueden considerar como un resultado de este trabajo, ya que si en el futuro se decide incursionar en un campo de la investigación que requiera realizar una comunicación inalámbrica, estos resultados quedan como respaldo y apoyo para saber en qué casos son útiles y que consideraciones se deben tener si es que se decide trabajar con los módulos XBee.

Se recomienda evaluar el desempeño de los XBee Wifi para su posible uso en las aplicaciones afines.

CAPÍTULO V. SISTEMA DE MEDICIÓN MEDIANTE IMUS Y BLUETOOTH

En este capítulo se presentan las especificaciones y detalles con respecto a la selección de dispositivos para el sistema de medición. Así mismo, se presentan los componentes del dicho sistema.

Para poder adquirir las señales de los temblores de los pacientes con EP, fue necesario diseñar un dispositivo *wearable*, de dimensiones pequeñas para poder colocarlo en la parte superior de las extremidades superiores de los pacientes, y así detectar temblores correspondientes a estas extremidades. Las mediciones hechas por cada unidad se envían mediante Bluetooth a una PC para poder procesarlas y almacenarlas.

5.1 Dispositivos seleccionados

Conociendo los requerimientos del sistema, se decidió utilizar la Unidad de Medición Inercial (IMU del inglés Inertial Measurement Unit) 9DOF Razor IMU, la cual incorpora tres sensores: un giroscopio triaxial con una resolución de 16 bits, rango de $\pm 2000^\circ/\text{s}$ y paso mínimo de $0.61 (^\circ/\text{s})/\text{LSB}$, un acelerómetro triaxial de 13 bits, rango de $\pm 16 \text{ g}$ y paso mínimo de $4\text{mg}/\text{LSB}$ y un magnetómetro triaxial de resolución de 12 bits, rango de $\pm 8 \text{ Gauss}$ y paso mínimo de $4 \text{ mGauss}/\text{LSB}$, para tener 9 grados de medición inercial. Cada unidad de medición permite tener una frecuencia de muestreo de 50 Hz, una velocidad de transmisión vía Bluetooth de 115,200 bits/s, y una batería de 3.8 V.

Las salidas de los tres sensores son procesadas por un microcontrolador ATmega328, entregando las salidas a través de una interfaz serial. Al procesar las señales, el microcontrolador realiza una conversión analógica-digital para entregar las señales en un formato fácil de interpretar, colocando la primera letra de cada sensor al inicio de la cadena (A: Acelerómetro, M: Magnetómetro, G: Giroscopio), seguido por el valor de la medición en Volts de cada uno de los ejes. El formato de salida se visualiza de la siguiente forma:

$A: ace_x, ace_y, ace_z$
 $M: mag_x, mag_y, mag_z$
 $G: gir_x, gir_y, gir_z$

Los datos son enviados en este formato a través de Bluetooth y recibido por el software de adquisición de datos diseñado para el proyecto, el cual se encarga de convertir los datos de Volts a las unidades de cada sensor. La Figura 4 muestra el IMU descrito anteriormente.

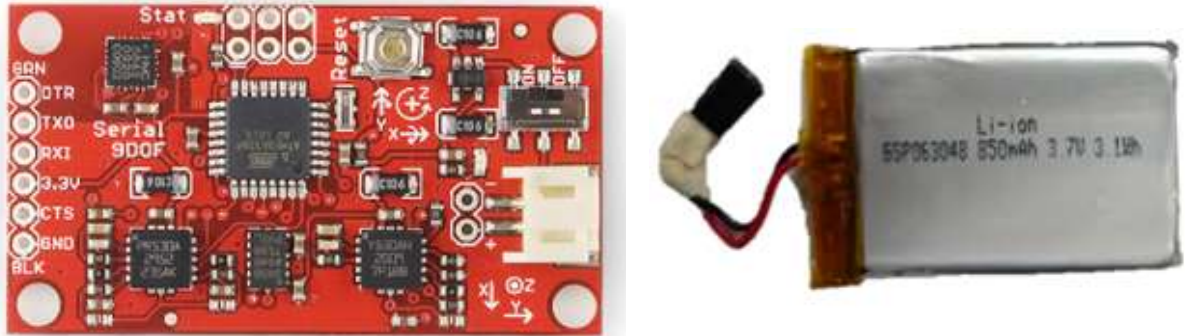


Figura 4 Unidad de Medición Inercial y batería utilizadas en el sistema de medición

5.2 Funcionamiento del sistema de medición

Los módulos descritos en la sección anterior se colocaron en las cuatro extremidades, y en el torso de cada paciente. Para el análisis de este proyecto solo se tomaron en cuenta las mediciones de los sensores colocados en las extremidades superiores. La Figura 5 muestra la posición en la que se colocaron los módulos sobre dichas extremidades.



Figura 5 Posición de los módulos de medición sobre las extremidades superiores

Una vez colocados los módulos en la posición indicada, se procede a emparejar los dispositivos con el software de adquisición mediante Bluetooth. Posteriormente, con el brazo comenzando desde la posición extendida, se les pidió a los pacientes que realizaran

al menos tres ejercicios de dedo-nariz con cada mano llegando lo más lejos posible para tocar el dedo del examinador. Se pidió que el ejercicio de dedo-nariz se realizara con la suficiente lentitud para no ocultar ningún temblor que pudiera ocurrir con movimientos muy rápidos del brazo. Esto se repitió con ambas manos para que un examinador asignara una evaluación basada en las observaciones que hizo, para cada mano por separado [9]. Además, se realizó una grabación de video de cada medición de todos los pacientes para verificar y comparar los resultados.

Cada vez que se evalúa a un paciente con Parkinson, un examinador le asigna una evaluación basada en las observaciones hechas después de pedirle al paciente que realice el ejercicio de dedo-nariz. Esta evaluación es visual y subjetivo dado que la MDS-UPDRS especifica que la evaluación dada depende de la amplitud de los temblores. Por lo tanto, es muy difícil para un examinador determinar el valor exacto del temblor de amplitud simplemente observando el rendimiento de la tarea. Por lo tanto, se requiere un sistema computacional para realizar una evaluación correcta basada en parámetros precisos obtenidos después de procesar todos los datos recopilados.

Después de realizar la adquisición de señales, se aplican técnicas de procesamiento de señales, para posteriormente extraer características que caractericen al temblor y permitan hacer una evaluación por medio un sistema de inferencia difusa.

El procedimiento del sistema propuesto se presenta en la Figura 5. La colocación de la IMU en la extremidad del paciente se muestra en la Figura 6 a). El segundo paso (b) involucra el procesamiento previo de señales adquiridas. El paso (c) consiste en la extracción de características requeridas para la evaluación. En el paso (d) se muestra el diagrama para el sistema difuso que proporciona una evaluación basada en la MDS-UPDRS.

Hubo 5 características biomecánicas elegidas para evaluar a cada paciente, las cuales son:

- Amplitud de los temblores antes de llegar al dedo
- Amplitud de los temblores durante la transición
- Amplitud de los temblores antes de llegar a la nariz
- Frecuencia de temblores
- Frecuencia de movimiento voluntario



Figura 6 Diagrama del funcionamiento del sistema.

5.3 Software de adquisición y procesamiento de datos

Este software fue diseñado y programado en el lenguaje de programación LabVIEW 2014, se encarga de recibir las señales entregadas por las IMU's vía Bluetooth, convertir los datos a las unidades de ingeniería de cada sensor (aceleración, velocidad angular, etc....), almacenar las señales de cada paciente y calibrar los sensores. En la Figura 7 se visualiza la interfaz principal del software, en la cual se hace el emparejamiento vía Bluetooth, se reciben y se almacenan las señales. También se puede observar que en la parte superior derecha de la interfaz hay una sección en blanco la cual permite capturar notas o datos importantes de cada paciente, por ejemplo, edad, años con la enfermedad, última dosis de Levodopa.

La Figura 8 muestra la interfaz correspondiente a la visualización de las señales, en la cual se pueden observar las señales de los tres sensores en sus tres ejes.

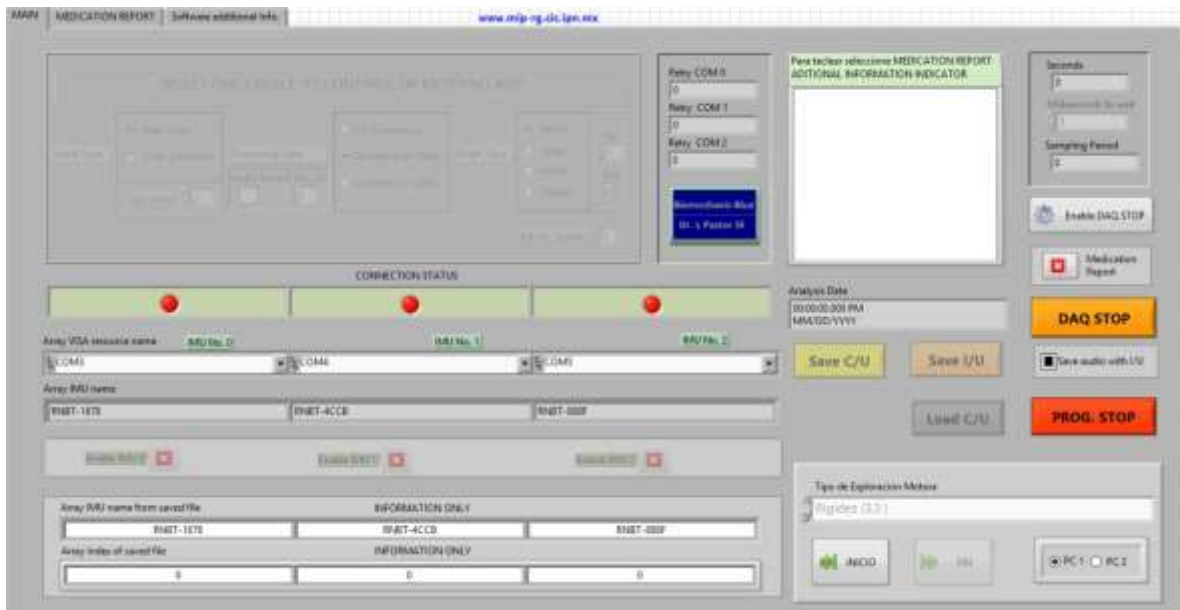


Figura 7 Interfaz de adquisición de datos, emparejamiento vía Bluetooth y reporte médico referente a cada paciente.



Figura 8 Interfaz de visualización de las señales de los tres ejes de cada sensor.

5.4 Base de datos

En general, se realizaron 142 mediciones en un período de 6 meses y se almacenaron en la base de datos. Estas mediciones contienen 221 señales correspondientes al rendimiento de la prueba con ambos miembros superiores de 57 pacientes. Además, la base de datos también se compone de 8 mediciones de control de personas con un estado de salud general normal (a partir de ahora referido como sujetos de control). Cada vez que se realizaba una medición, había un experto que supervisaba el correcto funcionamiento del ejercicio de acuerdo con los requisitos de la MDS-UPDRS. La Tabla 3 muestra algunos valores estadísticos correspondientes a los pacientes con EP y sujetos de control.

Tabla 3 Características de los pacientes

Características	Pacientes	Sujetos de control
Rango de edades	48-83 años	23-63
Promedio de edades	64.5 años	31.28
Años con EP diagnosticada	1-20 años	-
Total de mujeres	22	2
Total de hombres	35	6

CAPÍTULO VI. ANÁLISIS DEL EJERCICIO DEDO-NARIZ

6.1 Procesamiento de señales

Para este análisis, las señales del giroscopio fueron las únicas requeridas, dado que el giroscopio es el sensor que contiene menos ruido, en comparación con el acelerómetro que también incluye aceleración por gravedad, o el magnetómetro que está sujeto a la distorsión suave y de hierro creada por objetos que producen un campo magnético y alteraciones en el campo magnético existente.

Como puede observarse en el escalograma de magnitud que se muestra en la Figura 9 (a), la señal del giroscopio tiene dos componentes principales: la componente de baja frecuencia que corresponde al movimiento voluntario producido por el paciente que realiza el ejercicio lo más lento posible, y la componente de alta frecuencia que corresponde a los movimientos oscilatorios involuntarios ocurridos durante la ejecución de la tarea mencionada. Por lo tanto, se usaron dos filtros diferentes para obtener estos componentes por separado.

Para obtener la información del movimiento voluntario se aplicó un filtro Butterworth pasa bajo de quinto orden y frecuencia de corte de 2 Hz a los tres ejes del giroscopio, ya que luego de analizar las medidas correspondientes a sujetos control, se observó que el movimiento voluntario está regularmente en un rango de 0.25-0.5 Hz, por lo que se decidió establecer una frecuencia de corte por encima de esos valores para detectar cualquier valor que no esté dentro de un rango normal. La Figura 9 (a) muestra el escalograma de magnitud, obtenido después de aplicar una Transformada Wavelet Continua (CWT por sus siglas en inglés), para la señal completa del eje X del giroscopio que contiene el movimiento voluntario y los temblores. También se puede observar que el movimiento voluntario, representado por la sección amarilla a lo largo de la parte inferior de la figura, se encuentra principalmente en un valor de frecuencia cercano a 0,25 Hz. La Figura 9 (b) muestra el escalograma de magnitud para la señal filtrada con el filtro pasa bajo. Se muestra que la

única información restante es la relacionada con el movimiento voluntario. Como el movimiento voluntario representa los ejercicios realizados por el paciente mientras realiza la prueba, y estos ejercicios están presentes en toda la señal, por lo tanto, no se requiere una buena resolución en tiempo porque se sabe en qué momento exacto ocurrió el movimiento voluntario. Sin embargo, es importante obtener el valor de frecuencia exacto en cada muestra de señal. Esta es la razón por la cual se utilizó una Wavelet continua, porque tiene una buena resolución en frecuencia a pesar de que implica tener una mala resolución a tiempo.

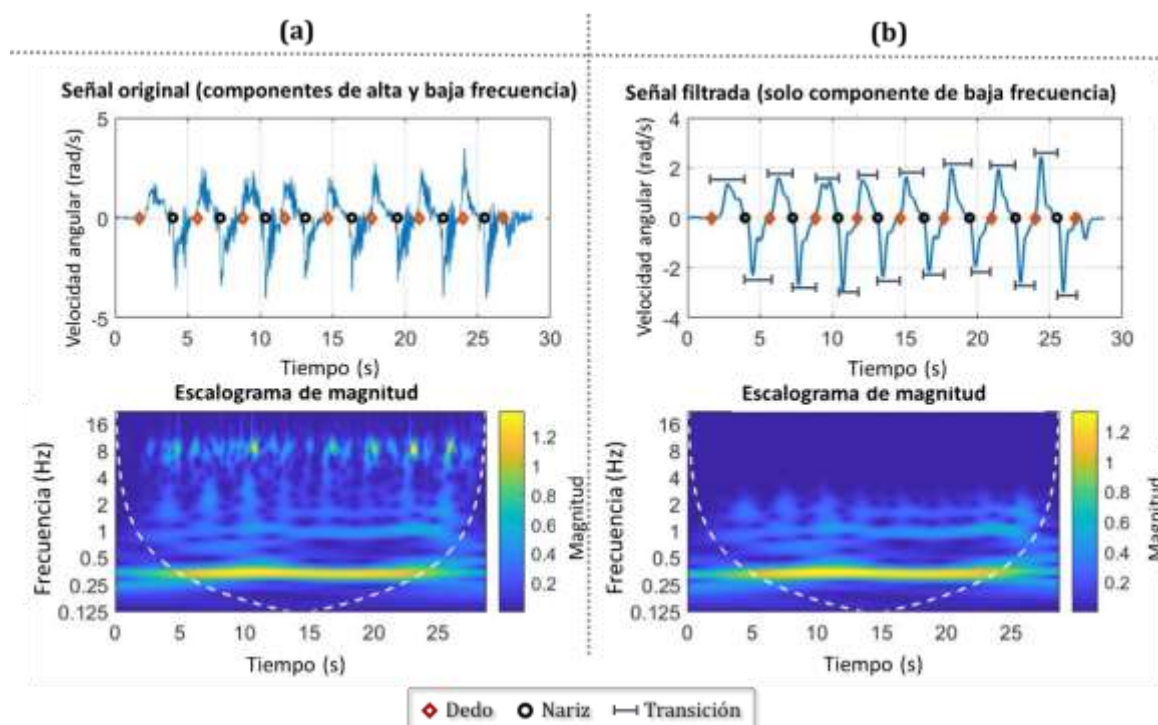


Figura 9 Señal del eje X del giroscopio durante un ejercicio de dedo a nariz: (a) señal cruda y escalograma, (b) señal filtrada y escalograma.

Además, para obtener una señal solo con la información de los temblores, se aplicó un filtro Butterworth pasa alto de quinto orden y frecuencia de corte de 5 Hz a los tres ejes del giroscopio, porque se sabe que el temblor cinético de las manos implica oscilaciones de frecuencia más altas en un rango de 5.5-8 Hz. [16], [49]. La Figura 10 (b) muestra la señal filtrada con el filtro pasa alto y su escalograma de magnitud correspondiente, el cual

muestra que los movimientos oscilatorios, representados por las secciones amarillas a lo largo de la parte superior de la figura, son superiores a 5 Hz cómo se mencionó antes.

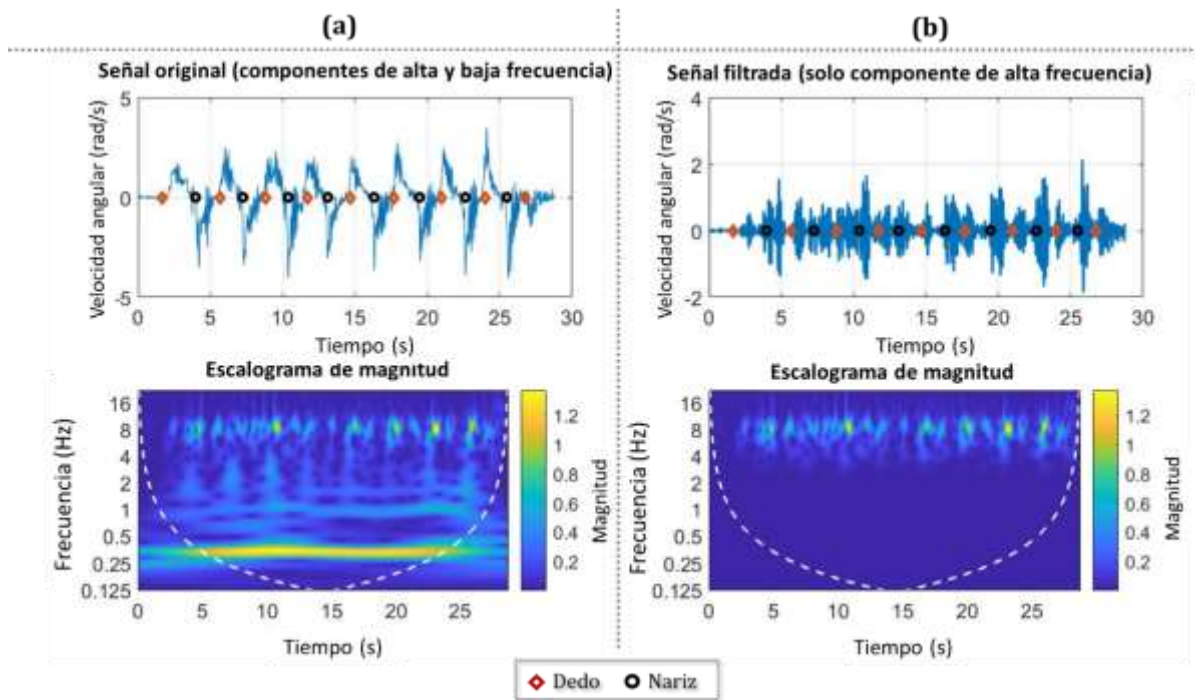


Figura 10 Señal del eje X del giroscopio durante un ejercicio de dedo a la nariz: (a) señal cruda y escalograma, (b) señal filtrada y escalograma.

6.2 Extracción de características

Para la extracción de cada característica, fue necesario detectar en qué instante del movimiento el paciente estaba tocando la nariz o el dedo, y detectar los segmentos de tiempo en que los pacientes movían el dedo hacia cualquiera de los extremos de la prueba. Para detectar esto, se extrajo el valor absoluto de señal de los tres ejes que contienen las componentes de baja frecuencia (G), que corresponde a la señal del movimiento voluntario. Eq. (2) define la operación para obtener el absoluto del giroscopio.

Esta operación se usó para determinar en qué instantes de la señal la velocidad angular era cercana o igual a cero, ya que esto indica que en esos instantes el paciente escasamente movía la extremidad superior, o en este caso, el paciente estaba tocando la nariz o el dedo.

$$\mathbf{G} = \begin{bmatrix} g_{1,x} & g_{1,y} & g_{1,z} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ g_{S,x} & g_{S,y} & g_{S,z} \end{bmatrix} \quad (1)$$

$$|\mathbf{G}| = \begin{bmatrix} \sqrt{(g_{1,x})^2 + (g_{1,y})^2 + (g_{1,z})^2} \\ \vdots \\ \sqrt{(g_{S,x})^2 + (g_{S,y})^2 + (g_{S,z})^2} \end{bmatrix} \quad (2)$$

Una vez teniendo el absoluto del giroscopio ($|\mathbf{G}|$), obtuvimos los picos \mathbf{P} de esta señal para determinar cuál corresponde a alguno de los dos extremos del ejercicio. El término \mathbf{P} contiene el valor máximo (p_i), la prominencia (γ_i) y la posición en el tiempo (τ_i) de cada pico de señal, donde β representa el total de picos contenidos en la señal analizada. La Figura 11 (a) muestra la señal absoluta y los picos detectados. Como se puede observar en la señal, hay picos con una prominencia muy baja que no contienen información útil; por lo que se diseñó un algoritmo para eliminar esos picos con baja prominencia y simplemente mantener los picos que realmente representan lo que se necesitaba. Eq. (5) representa las condiciones que deben cumplirse para ser consideradas una posición del ejercicio. Cada pico debe tener una prominencia mayor o igual al 60% de la prominencia máxima ($u_1 = 0.6$). Los resultados para aplicar Eq. (5) se muestran en la Figura 11 (a), los picos con prominencia marcada con una línea verde punteada son inútiles, y los picos con prominencia marcada con una línea roja, se mantienen y asignan como extremos del ejercicio.

$$\mathbf{P} = \begin{bmatrix} p_1 & \gamma_1 & \tau_1 \\ p_2 & \gamma_2 & \tau_2 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ p_\beta & \gamma_\beta & \tau_\beta \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$\mathbf{P}^{(i)} = [p_i \quad \gamma_i \quad \tau_i] \quad (4)$$

$$f(\gamma_i) = \begin{cases} 1, & \gamma_i \geq u_1 \cdot \max_i(\gamma_i) \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (5)$$

Después de saber cuáles picos corresponden a un pico con prominencia alta ($f(\gamma_i) = 1$), fue necesario detectar cuál corresponde a una posición en el dedo o a una posición en la nariz. Como ya sabemos que la primera posición del ejercicio corresponde al dedo, ya que era la forma en que cada medición se realizaba, entonces era necesario seleccionar uno de los varios picos con baja prominencia y cerca de cero, presentado al principio de la señal, como se puede observar en la Figura 11 (a). Para esto, se detectó el primer pico con una alta prominencia ($f(\gamma_i) = 1$) y se estableció como la primera posición de la nariz (μ). Posteriormente, las condiciones en Eq. (7) tuvo que cumplirse para determinar qué pico corresponde a la posición del primer dedo (η). Este pico debe ser menor que p_μ y tener una baja prominencia ($f(\gamma_i) = 0$).

$$\mu = \underset{i}{\operatorname{argmin}}(i | f(\gamma_i) = 1) \quad (6)$$

$$\eta = \underset{i}{\operatorname{argmin}} \left((p_i - p_\mu)^2 | (f(\gamma_i) = 0) \wedge (\forall j | j < i \ f(\gamma_j) = 0) \right) \quad (7)$$

El término Φ contiene cada pico de \mathbf{P} con una prominencia alta, siendo el primer elemento $\mathbf{P}^{(\eta)}$. Los términos Γ y \mathbf{N} contienen los picos correspondientes a la posición del dedo y la nariz, respectivamente. Estos dos vectores se determinaron seleccionando $\Phi^{(2k+1)}$ valores como posiciones de los dedos y $\Phi^{(2k)}$ como posiciones de la nariz, ya que ésta es la secuencia que los pacientes debían seguir mientras realizaban el ejercicio.

$$\Phi = \left[\mathbf{P}^{(i)} | f(\gamma_i) = 1, i \in \{1, 2, \dots, Q\} \right] \quad (8)$$

$$\Phi^{(j)} = [p_j \ \gamma_j \ \tau_j], j = 1, 2, \dots, \psi \mid \psi = \left(\sum_{i=1}^{\beta} f(\gamma_i) \right) + 1 \quad (9)$$

First finger position $\rightarrow \Phi^{(1)} = P^{(\eta)}$

First nose position $\rightarrow \Phi^{(2)} = P^{(\mu)}$

$$\Gamma = \{\Phi^{(2k+1)} \mid 2k + 1 \leq \psi, k \geq 0\} \quad (10)$$

$$N = \{\Phi^{(2k)} \mid 2k \leq \psi, k \geq 0\} \quad (11)$$

Las Eq. (10) y Eq. (11) están representados en la Figura 11 (b), la cual muestra los diamantes rojos como las posiciones donde el paciente estaba tocando el dedo, y los círculos negros como las posiciones donde el paciente estaba tocando la nariz. Además, el segmento de señal entre cada pico corresponde a la transición realizada por el paciente para llegar a cada uno de los extremos del ejercicio, como se indica en las primeras transiciones de la señal.

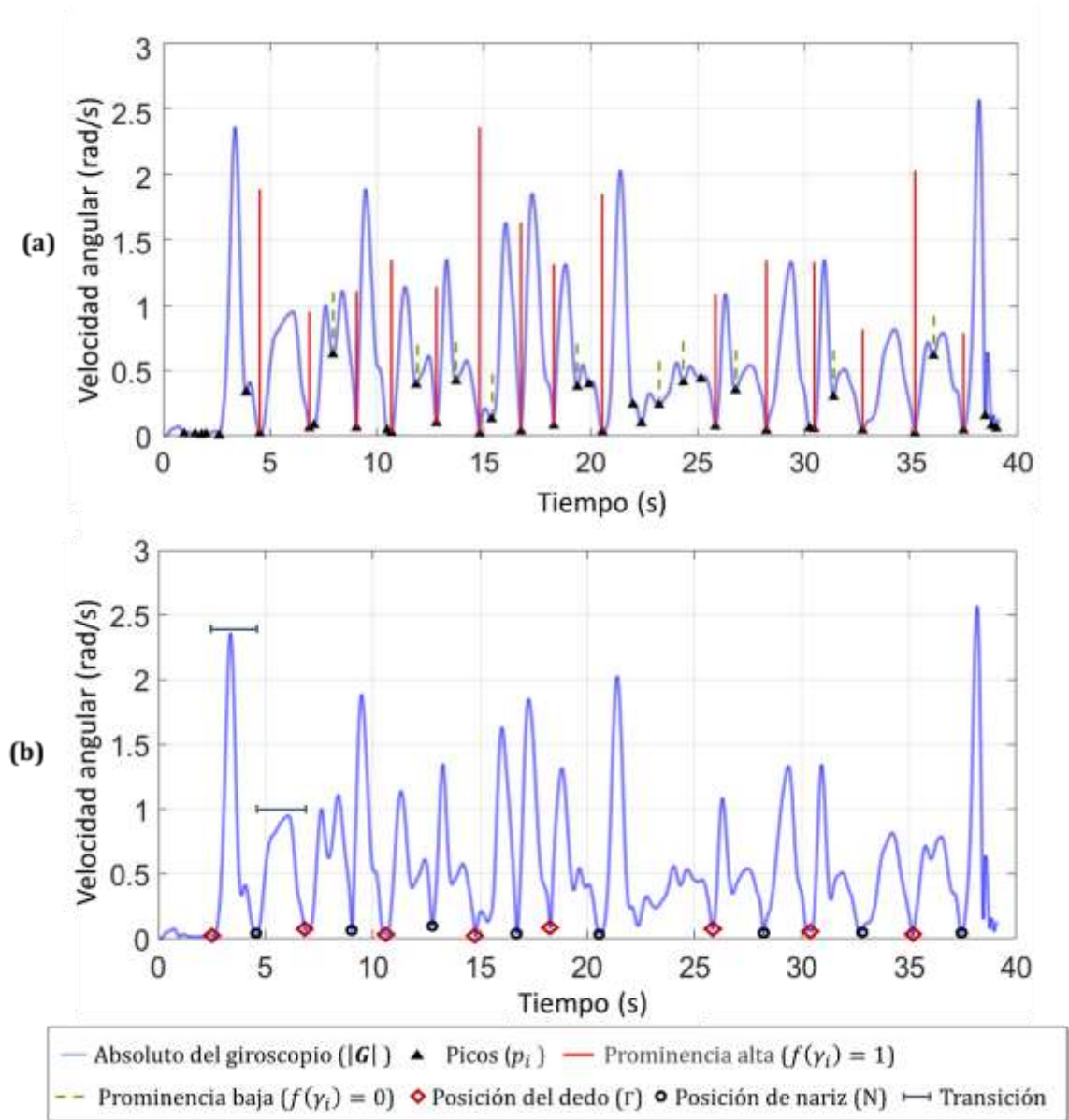


Figura 11 Detección de posición de dedo y nariz basada en la velocidad angular absoluta: a) Cómputo de prominencia b) Posiciones

6.2.1 Amplitud de los temblores

Al realizar las mediciones, se observaron dos fenómenos diferentes. El primero ocurrió cuando algunos pacientes requirieron más esfuerzo y presentaron más oscilaciones involuntarias al llegar al dedo que al llegar a la nariz. Se cree que esto es debido a que los pacientes ya sabían la posición exacta de su nariz, por lo tanto, no tuvieron que esforzarse mucho para alcanzarla con el dedo. Sin embargo, la posición del dedo del examinador era incierta cada vez que realizaban esta prueba. Esa es la razón por la que necesitaban más esfuerzo y precisión para alcanzar correctamente el dedo del examinador. El segundo fenómeno ocurrió cuando los pacientes comenzaban la transición del dedo a la nariz. Se observó que algunos pacientes tenían más temblores durante esta transición que en otras etapas del ejercicio. Este fenómeno se puede encontrar en las actividades diarias, como las oscilaciones involuntarias existentes mientras se bebe de una taza o se come con una cuchara.

Por lo tanto, decidimos dividir el análisis del ejercicio en tres etapas: para poder demostrar las observaciones relacionadas con los fenómenos mencionados y hacer un análisis estadístico. Por lo tanto, habrá 3 características biomecánicas diferentes con respecto a la amplitud de los temblores:

F_1 : Amplitud de temblores llegando al dedo

F_2 : Amplitud de temblores llegando a la nariz

F_3 : Amplitud de temblores durante la transición

La amplitud de los temblores (\vec{a}) se calculó utilizando la doble integración del acelerómetro, que utiliza las señales de los tres sensores del IMU: giroscopio, acelerómetro y magnetómetro, para el cálculo de la orientación. La amplitud del desplazamiento para cada unidad se calculó por separado para hacer una evaluación precisa que cumpliera con los requisitos de la MDS-UPDRS y que permitió la cuantificación de los temblores en las 3 etapas del ejercicio. Una vez conocida la amplitud a lo largo de todo el ejercicio, se pudo asignar un valor de amplitud a cada una de las etapas de la tarea, usando la información del

algoritmo diseñado para determinar la posición en el tiempo de cada etapa; por ejemplo, la posición en el tiempo donde el paciente estaba tocando la nariz o el dedo.

$$\vec{a} = [a_1, \dots, a_s]^T \quad (12)$$

La ejecución de la prueba de dedo-nariz se compone de 4 etapas diferentes. La primera es cuando el paciente toca el dedo del examinador y está listo para comenzar el movimiento. La segunda es cuando el paciente comienza a moverse hacia el extremo opuesto y alcanza una aceleración máxima. La tercera corresponde al segmento de la prueba en el que el paciente comienza a disminuir la aceleración para tocar el extremo opuesto. La última etapa es el instante en que el paciente ha llegado al extremo y está a punto de comenzar a regresar a la posición anterior.

Dos de estas etapas se usaron para determinar los tres valores correspondientes a la amplitud de los temblores (F_1, F_2 y F_3). La etapa utilizada para F_1 y F_2 corresponde al segmento de movimiento antes de llegar a cada uno de los extremos de la prueba, comenzando cuando el paciente comienza el proceso de disminución de la aceleración y termina cuando el paciente toca uno de los extremos. Para F_3 , se utilizó la etapa correspondiente al segmento de movimiento en el que el paciente acelera hacia el extremo opuesto, comenzando cuando el paciente abandona uno de los dos extremos y termina cuando se alcanza una aceleración máxima.

El umbral que divide las tres etapas establecidas corresponde al momento de máxima aceleración. Para cuantificar este umbral, era necesario detectar el valor máximo del absoluto del giroscopio ($|\mathbf{G}|$) entre cada posición del dedo y la nariz, que corresponden a la aceleración máxima entre cada extremo. Esto se describe en Eq. (13) donde $h(\Phi^{(j)}, n)$ corresponde al umbral. Una vez que se tiene el umbral para cada segmento, A_1 , A_2 y A_3 se calcularon como se describe en Eq. (14), (15) y (16), donde A_1 corresponde a las amplitudes entre la aceleración máxima del segmento analizado y el instante en que el paciente toca el dedo; A_2 a las amplitudes entre la aceleración máxima del segmento analizado y el instante en que el paciente toca la nariz; y A_3 a las amplitudes entre dejar cada extremo y alcanzar una aceleración máxima. La Figura 12 muestra la amplitud de los

temblores de los dos miembros superiores a lo largo de todas las pruebas de dos pacientes con EP, expresada en centímetros junto con los instantes en los que cada paciente alcanzó uno de los extremos del ejercicio. También muestra 3 regiones marcadas de un segmento específico de cada señal, que corresponden a A_1 , A_2 y A_3 . Las regiones rojas corresponden a las amplitudes antes de llegar al dedo, las regiones negras corresponden a las amplitudes antes de llegar a la nariz y las grises a las amplitudes durante la transición, que corresponden al segmento de señal cuando el paciente comienza a acelerar dejando cada extremo. Estas 3 regiones se obtuvieron en función del valor umbral para cada segmento $h(\Phi^{(j)}, n)$.

Con respecto a la Figura 12 (b), se puede observar que el segmento rojo en ambas extremidades (ESD y ESI), que corresponde a la amplitud de los temblores antes de llegar a la nariz, tiene un valor más alto en ambas extremidades. Esto, en comparación con el paciente correspondiente a la Figura 12 (a), que presentó amplitudes más altas antes de llegar a la nariz en lugar de antes de llegar al dedo.

$$h(\Phi^{(j)}, n) = \operatorname{argmax}_t \left(\sqrt{(g_{t,x})^2 + (g_{t,y})^2 + (g_{t,z})^2} \mid \tau_{j-(1-n)} \leq t \leq \tau_{j+n} \right) \quad (13)$$

$$A_1 = \{ \forall \Phi^{(j)} \in \Gamma, j \neq 1 : a_t \mid h(\Phi^{(j)}, n = 0) \leq t \leq \tau_j \} \quad (14)$$

$$A_2 = \{ \forall \Phi^{(j)} \in N, j \neq 1 : a_t \mid h(\Phi^{(j)}, n = 0) \leq t \leq \tau_j \} \quad (15)$$

$$A_3 = \{ \forall \Phi^{(j)}, j \neq \psi : a_t \mid \tau_j \leq t \leq h(\Phi^{(j)}, n = 1) \} \quad (16)$$

Una vez que se conocen los valores de amplitud en cada etapa, se seleccionó un umbral $u_2 = 0.9$ para mantener solo amplitudes con un valor mayor o igual al 90% de la amplitud máxima en cada etapa. Este umbral se aplicó para tener en cuenta solo altas amplitudes, lo que proporcionaría una mejor cuantificación de la amplitud para cada paciente, y ayudaría a evitar la reducción de la amplitud debido a los bajos valores de amplitud. Eq. (17), (18) y (19) describen el procedimiento para obtener los valores para F_1 , F_2 y F_3 , respectivamente.

$$F_1 = \text{mean}(\{ a_t \in A_1 | a_t \geq \max(A_1) \cdot u_2 \}) \quad (17)$$

$$F_2 = \text{mean}(\{ a_t \in A_2 | a_t \geq \max(A_2) \cdot u_2 \}) \quad (18)$$

$$F_3 = \text{mean}(\{ a_t \in A_3 | a_t \geq \max(A_3) \cdot u_2 \}) \quad (19)$$

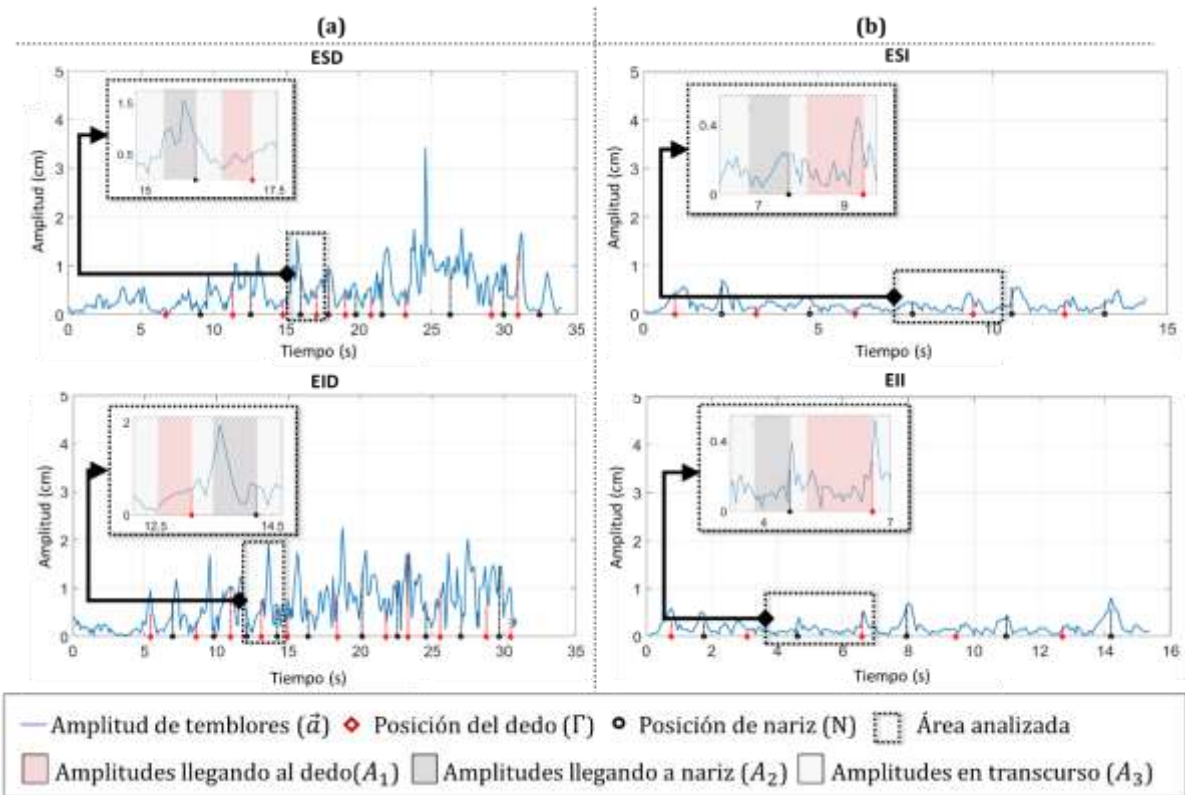


Figura 12 Amplitud de los temblores en la extremidad superior derecha (ESD) y la extremidad superior izquierda (ESI) de dos pacientes con PD durante un ejercicio de dedo a nariz: (a) Primer paciente, (b) Segundo paciente

6.2.2 Análisis de la amplitud de los temblores

Después de obtener los valores de amplitud de cada etapa del ejercicio, se realizó un análisis estadístico para verificar las observaciones realizadas durante las mediciones.

La Tabla 4 muestra diferentes valores estadísticos para diferentes casos posibles. Las mediciones contenidas en la base de datos pueden satisfacer más de una condición descrita en esta tabla. Por ejemplo, puede haber casos de medición que presenten temblores más altos que lleguen al dedo que alcanzar la nariz (115/221), y los temblores de los dedos también pueden ser más altos que los temblores durante la transición (82/221) o viceversa (139/221). Se muestra el caso donde al menos uno de los dos extremos de amplitud (F_1 o F_2) son más altos que los temblores de amplitud durante la transición (133/221). Los temblores de amplitud que llegan a la nariz pueden ser más altos que el alcance del dedo (106/221), pero al mismo tiempo, los temblores de la nariz podrían ser más pequeños que los temblores durante la transición (67/221). Además, la Tabla 4 muestra la diferencia de cada condición como un valor porcentual. Esto significa, por ejemplo, en la primera condición ($F_1 > F_2$) que los 115 casos de medición que presentan temblores de mayor amplitud alcanzando el dedo que llegando a la nariz, son 13.89% más altos.

Tabla 4 Análisis estadístico con respecto a la amplitud de los temblores

Condición	Descripción	Número de casos y porcentaje	Diferencia
$F_1 > F_2$	Los pacientes presentaron temblores mayores al llegar al dedo que al llegar a la nariz.	115/221 (52.03 %)	13.89% más grandes
$F_1 < F_2$	Los pacientes presentaron temblores mayores al llegar a la nariz que al llegar al dedo.	106/221 (47.96 %)	6.71% más grandes
$F_3 > F_1$	Los pacientes presentaron temblores mayores en la transición que al llegar al dedo.	139/221 (62.89 %)	6.41% más grandes
$F_3 < F_1$	Los pacientes presentaron temblores mayores al llegar al dedo que en la transición.	82/221 (37.10 %)	10.54% más grandes
$F_3 > F_2$	Los pacientes presentaron temblores mayores en la transición que al llegar a la nariz.	154/221 (69.68 %)	17.07% más grandes
$F_3 < F_2$	Los pacientes presentaron temblores mayores al llegar a la nariz que en la transición.	67/221 (30.31 %)	10.43% más grandes
$(F_1 > F_3) \vee (F_2 > F_3)$	Los pacientes presentaron temblores mayores al llegar a los extremos que en la transición.	133/221 (60.18 %)	8.23 % más grandes

6.2.3 Frecuencia de los temblores

La característica F_4 corresponde a la frecuencia de temblores que presentan los pacientes mientras se realiza la prueba de dedo a nariz, y se calculó con la información y los parámetros obtenidos después de cuantificar la amplitud de los temblores (a_t). Esta característica se calculó utilizando la duración asignada de la señal (t), parámetro que fue una salida del algoritmo mencionado anteriormente, y la frecuencia de muestreo (f_s). Eq. (20) describe este procedimiento.

$$F_4 = \text{mean} \left\{ \forall a_t : \frac{(t_{+1} - t)}{f_s}, t < S \right\} \quad (20)$$

6.2.4 Frecuencia del movimiento voluntario

La última característica F_5 se seleccionó después de observar que algunos pacientes tendían a realizar el movimiento más rápido de lo indicado para evitar el temblor en cualquiera de las tres etapas del ejercicio. Del mismo modo, cuando sentían que no podían controlar los temblores, trataban de ocultarlos aumentando la frecuencia del ejercicio. Por lo tanto, decidimos cuantificar la frecuencia de movimiento voluntario, saber cuánta confianza tenían los pacientes y utilizarla como una característica del modelo de clasificación.

Para la extracción de esta característica, utilizamos la señal filtrada con el filtro de pasa bajo, para analizar solo la información de los movimientos por debajo de 2 Hz. Se aplicó a esta señal filtrada Una Transformada Wavelet Continua (W) para un análisis de frecuencia, y para obtener para cada muestra el valor de frecuencia donde su magnitud era máxima. Una vez que obtuvimos este valor máximo para cada muestra, se calculó la media de todos los valores de frecuencia obtenidos. Este procedimiento se aplicó para los tres ejes del giroscopio, y más tarde se obtuvo la media de los tres ejes para tener solo un valor y usarlo como característica. Esta operación se describe en Eq. (22)

$$\mathbf{W} = \begin{bmatrix} w_{1,1} & w_{1,2} & \cdots & w_{1,S} \\ w_{2,1} & w_{2,2} & \cdots & w_{2,S} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ w_{(\frac{FS}{2}),1} & \cdots & \cdots & w_{(\frac{FS}{2}),S} \end{bmatrix} \quad (21)$$

$$F_5 = \text{mean} \left\{ \underset{j}{\text{argmax}} \left\{ w_{i,j} \mid \forall i \in \left\{ 1, 2, \dots, \frac{FS}{2} \right\} \right\} \mid \forall j \in \{1, 2, \dots, S\} \right\} \quad (22)$$

$$\mathbf{W} = \begin{bmatrix} w_{1,1} & w_{1,2} & \cdots & w_{1,S} \\ w_{2,1} & w_{2,2} & \cdots & w_{2,S} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ w_{(\frac{FS}{2}),1} & \cdots & \cdots & w_{(\frac{FS}{2}),S} \end{bmatrix} \quad (23)$$

$$F_5 = \text{mean} \left\{ \underset{j}{\text{argmax}} \left\{ w_{i,j} \mid \forall i \in \left\{ 1, 2, \dots, \frac{FS}{2} \right\} \right\} \mid \forall j \in \{1, 2, \dots, S\} \right\} \quad (24)$$

CAPÍTULO VII. MODELO DE INFERENCIA DIFUSA

En algunos estudios [50]- [52] se ha realizado la evaluación de pacientes con Parkinson, basados en la escala MDS-UPDRS, pero enfocados a otras habilidades motoras diferentes al temblor de acción. Por ejemplo en [50] se propone un modelo de inferencia difusa para analizar y evaluar los movimientos de pronación y supinación, a partir de señales adquiridas por sensores colocados en las extremidades superiores y con este análisis se obtiene una evaluación objetiva. El temblor en reposo ha sido presentado en [51] y se ha obtenido una evaluación apegada a la escala MDS-UPDRS. En el trabajo desarrollado por [52] se analiza el giro durante la marcha en pacientes con Parkinson, y posteriormente se obtiene una evaluación.

Una de las principales semejanzas con estos trabajos es la utilización de la escala MDS-UPDRS como base para realizar una evaluación de los pacientes con Parkinson, sin embargo, en cada uno de estos proyectos se obtienen diversas características biomecánicas para usarlas como entrada de sistemas difusos, diseñados para la evaluación de los diferentes ejercicios establecidos en la escala, los cuales no están relacionados con el analizado en este trabajo.

Entre los métodos computacionales posibles de ser utilizados para una evaluación motora en pacientes con Parkinson, se seleccionó la lógica difusa, ya que, entre otras ventajas, facilita la modelación del razonamiento de un examinador, para asignar una puntuación a cada paciente. Se utilizó un modelo de inferencia del tipo Mamdani y se creó un conjunto de reglas estructuradas con lenguaje natural las cuales contribuyen al resultado dado por el sistema, dependiendo de las entradas dadas. Para el proceso de defuzzificación se utilizó el método del Centroides, ya que éste fue el que entregó los mejores resultados. La lógica difusa no solo permitió realizar una evaluación basada en la MDS-UPDRS, sino llegar a una evaluación continua (punto flotante) entre 0-4, lo cual representa una mayor precisión y favorece el seguimiento de la evolución motora de los pacientes, incluso para aquellos que sigan estando dentro de una misma categoría discreta y entera entre 0-4. Las reglas se

crearon con base en los requisitos establecidos en el MDS-UPDRS, las consultas con expertos en medicina y en las observaciones realizadas sobre las mediciones y grabaciones de video.

7.1 Variables lingüísticas de entrada

Las funciones de membresía para las tres primeras características F_1 , F_2 , F_3 , que corresponden a la amplitud de los temblores en las tres etapas de la prueba, se crearon en base a las MDS-UPDRS. Por lo tanto, se aplicaron 5 variables lingüísticas: Normal, Ligera, Suave, Moderada y Grave utilizando para las primeras 4 variables una función de membresía gaussiana, y para la última variable una función de membresía sigmoïdal. La Figura 13 muestra la distribución y el rango de cada variable, que se seleccionó de acuerdo con el rango de amplitud establecido en las MDS-UPDRS para cada puntuación posible.

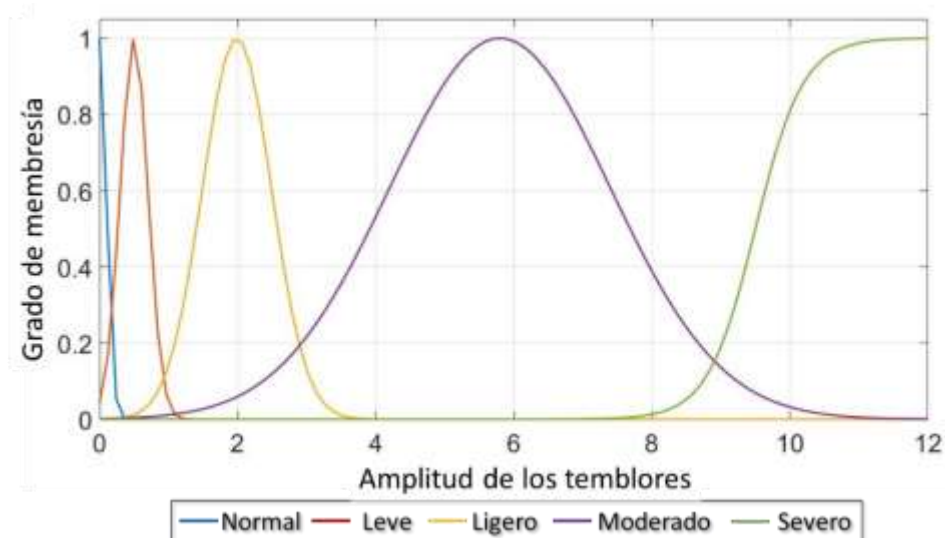


Figura 13 Funciones de membresía para la amplitud de los temblores

Para las dos últimas funciones F_4 y F_5 , las funciones de membresía se diseñaron en base a las mediciones y observaciones de los sujetos de control. Se aplicaron tres variables lingüísticas, Normal, Media y Alta, utilizando para la primera y última variable de F_4 una función de membresía trapezoidal, y para la segunda variable una función de membresía triangular. Para las dos primeras variables de F_5 se utilizó una función de membresía

triangular, y para la última variable una función de membresía trapezoidal. La Figura 14 (a) muestra la distribución de las funciones de pertenencia para la frecuencia de temblores, que está en un rango de 5-9 Hz porque, como se mencionó anteriormente, ese es el rango conocido para los temblores cinéticos de Parkinson. En la Figura 14 (b), se puede observar la distribución de las funciones de membresía de la frecuencia de movimiento voluntario, establecida en un rango de 0.2-1.2 Hz y basada en mediciones para sujetos de control.

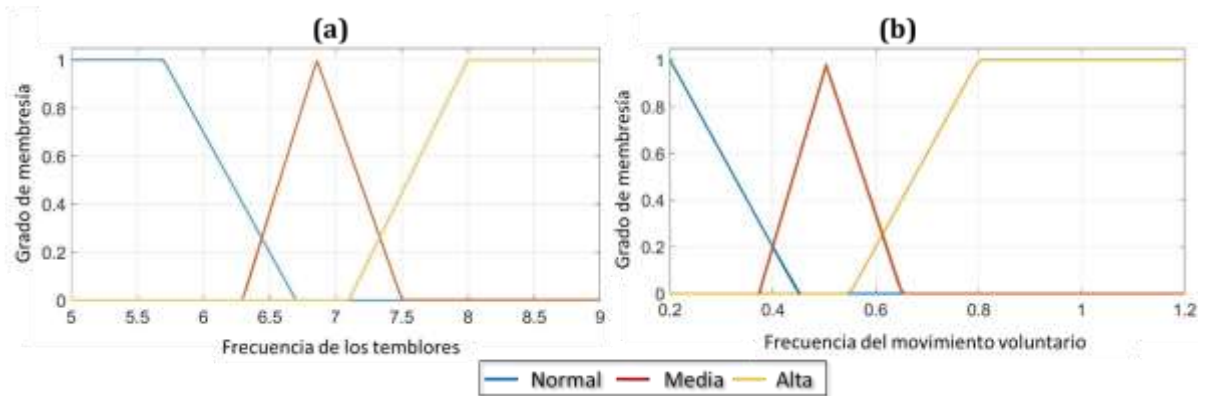


Figura 14 Funciones de membresía para la frecuencia de los temblores y la frecuencia del movimiento voluntario

7.2 Variables lingüísticas de salida

Dado que el resultado que se necesita obtener es un valor numérico de punto flotante entre 0-4, solo existe una variable de salida del modelo de inferencia difusa.

La Figura 15 representa las funciones de pertenencia utilizadas para la salida del modelo, que fueron elegidas con base en los puntajes MDS-UPDRS. Para la evaluación Normal y Severa, se utilizó una función de membresía trapezoidal, y para Ligera, Leve y Moderada, una función de membresía triangular.

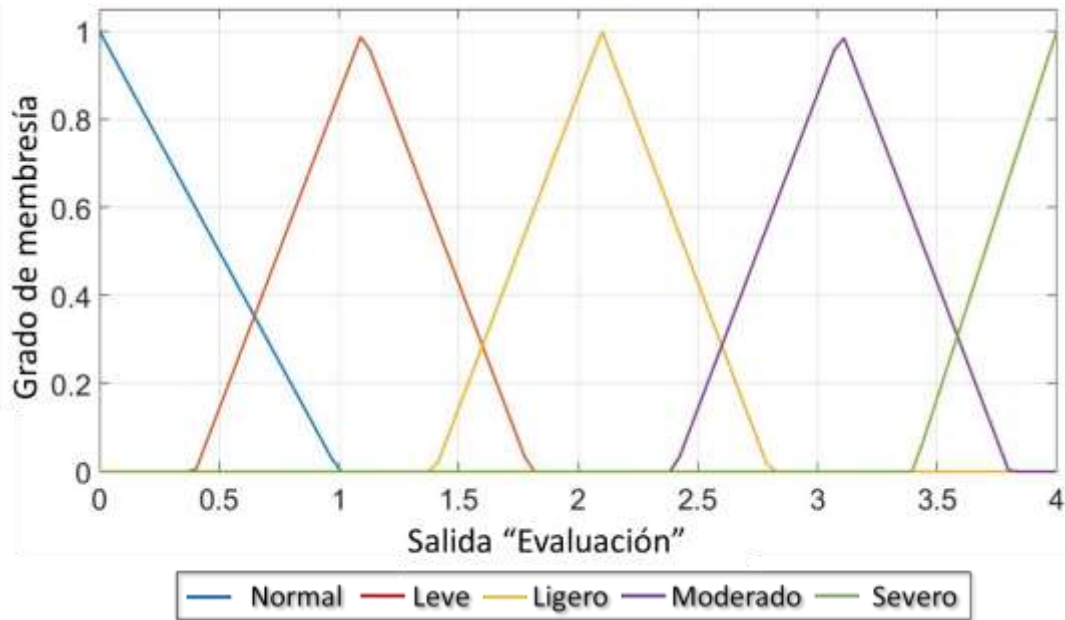


Figura 15 Funciones de membresía para la variable de salida

7.3 Reglas del sistema difuso

Se usaron un total de 23 reglas para el modelo de inferencia difusa. Estas reglas se crearon en base a los requisitos establecidos en el MDS-UPDRS y en base a observaciones durante la adquisición de señales y las observaciones de grabación de video. A continuación, se enumeran algunas de las reglas más importantes, como las relacionadas con los requisitos de MDS-UPDRS y otras relacionadas con el análisis de frecuencia:

R_1 : **SI** (F_1 es Normal) **Y** (F_2 es Normal) **Y** (F_3 es Normal) **ENTONCES** E es Normal.

R_2 : **SI** (F_1 es Ligero) **Y** (F_2 es Ligero) **Y** (F_3 es Ligero) **ENTONCES** E es Ligera.

R_3 : **SI** (F_1 es Leve) **O** (F_2 es Leve) **OR** (F_3 es Leve) **ENTONCES** E es Leve.

R_4 : **SI** (F_1 es Moderado) **O** (F_2 es Moderado) **OR** (F_3 es Moderado) **ENTONCES** E es Moderado.

R_5 : **SI** (F_1 es Severo) **O** (F_2 es Severo) **OR** (F_3 es Severo) **ENTONCES** E es Severo.

R_6 : **SI** (F_4 es Normal) **Y** (F_5 es Normal) **ENTONCES** E es Normal.

- R_7 : **SI** (F_4 es Media) **Y** (F_5 es Media) **ENTONCES** E es Ligera.
- R_8 : **SI** (F_4 es Alta) **O** (F_5 es Alta) **ENTONCES** E es Moderada.
- R_9 : **SI** (F_1 es Normal) **Y** (F_2 es Normal) **Y** (F_3 es Normal) **Y** (F_5 es Media) **ENTONCES** E es Ligera.
- R_{10} : **SI** (F_1 es Normal) **Y** (F_2 es Normal) **Y** (F_3 es Normal) **Y** (F_4 es Media) **ENTONCES** E es Ligera.
- R_{11} : **SI** (F_1 es Ligera) **Y** (F_2 es Ligera) **Y** (F_3 es Ligera) **Y** (F_5 es Media) **ENTONCES** E es Ligera.
- R_{12} : **SI** (F_1 es Ligera) **Y** (F_2 es Ligera) **Y** (F_3 es Ligera) **Y** (F_4 es Media) **ENTONCES** E es Ligera.
- R_{13} : **SI** (F_1 es Leve) **Y** (F_2 es Leve) **Y** (F_3 es Leve) **Y** (F_5 es Media) **ENTONCES** E es Leve.
- R_{14} : **SI** (F_1 es Leve) **Y** (F_2 es Leve) **Y** (F_3 es Leve) **Y** (F_4 es Media) **ENTONCES** E es Leve.
- R_{15} : **SI** (F_1 es Leve) **Y** (F_2 es Leve) **Y** (F_3 es Leve) **Y** (F_4 es Alta) **ENTONCES** E es Leve.
- R_{16} : **SI** (F_1 es Leve) **Y** (F_2 es Leve) **Y** (F_3 es Leve) **Y** (F_5 es Alta) **ENTONCES** E es Leve.
- R_{17} : **SI** (F_1 es Ligera) **Y** (F_2 es Ligera) **Y** (F_3 es Ligera) **Y** (F_5 es Alta) **ENTONCES** E es Leve.
- R_{18} : **SI** (F_1 es Moderada) **Y** (F_2 es Moderada) **Y** (F_3 es Moderada) **Y** (F_4 es Media) **ENTONCES** E es Moderada.
- R_{19} : **SI** (F_1 es Moderada) **Y** (F_2 es Moderada) **Y** (F_3 es Moderada) **Y** (F_5 es Media) **ENTONCES** E es Moderada.
- R_{20} : **SI** (F_1 es Moderada) **Y** (F_2 es Moderada) **Y** (F_3 es Moderada) **Y** (F_4 es Alta) **ENTONCES** E es Moderada.
- R_{21} : **SI** (F_1 es Moderada) **Y** (F_2 es Moderada) **Y** (F_3 es Moderada) **Y** (F_5 es Alta) **ENTONCES** E es Moderada.
- R_{22} : **SI** (F_1 es Severa) **Y** (F_2 es Severa) **Y** (F_3 es Severa) **Y** (F_4 es Alta) **ENTONCES** E es Severa.
- R_{23} : **SI** (F_1 es Severa) **Y** (F_2 es Severa) **Y** (F_3 es Severa) **Y** (F_5 es Alta) **ENTONCES** E es Severa.

R_{24} : **Si** (F_1 es Normal) **Y** (F_2 es Normal) **Y** (F_3 es Normal) **Y** (F_4 es Normal) **Y** (F_5 es Normal)
ENTONCES E es Normal.

En la Regla R_1 cuando no hay temblores en ninguna de las etapas (F_1, F_2 y F_3 son Normales) mientras se realiza la prueba, la evaluación es Normal. Se observa que en R_2 la evaluación es Ligera cuando la amplitud de los temblores en cada etapa de la prueba es menor a 1 cm (F_1, F_2 y F_3 son Ligeros). Para que la evaluación sea Leve, R_3 muestra que debe haber temblores de al menos 1 cm, pero menos de 3 cm de amplitud (F_1, F_2 y F_3 son Leves), en cualquiera de las tres etapas. Si hay temblores de al menos 3 cm, pero menos de 10 cm de amplitud en cualquiera de las tres etapas de la prueba (F_1, F_2 y F_3 son moderados), la evaluación se puntuará como Moderada, como se muestra en R_4 . La evaluación es Severa cuando cualquiera de las tres etapas presenta al menos 10 cm de amplitud (F_1, F_2 y F_3 son Severas), esto se muestra en R_5 .

Con F_4 y F_5 como Normal, se considera que el paciente realizó la prueba en un rango normal de frecuencia, por lo que siempre que ambas características estén en un rango normal, la evaluación es Normal, como se muestra en R_6 . Con respecto a R_7 , si la frecuencia de los temblores y la frecuencia del movimiento voluntario tienen un valor Medio (F_1, F_2 y F_3 son Medias), esto significa, respectivamente, que la frecuencia de los pacientes no está en un rango normal o que el paciente no tuvo suficiente confianza para realizar la prueba, por lo que la evaluación es Ligera. De manera similar, en la regla R_7 si cualquiera o las dos frecuencias analizadas están en un rango alto (F_4 y F_5 son altas), entonces la evaluación es Moderada.

CAPÍTULO VIII RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El modelo propuesto cuantifica cinco características biomecánicas extraídas de los datos recopilados, y utiliza estas características para realizar una evaluación adecuada y precisa de pacientes con EP, facilitando la evaluación de los pacientes realizada por médicos y para comparar sus puntajes dados con los valores numéricos obtenidos del modelo difuso.

Como nuestra base de datos solo contiene pacientes con puntajes 0, 1 y 2, se requirió realizar simulaciones para probar el modelo con cada valor posible de las 5 características. La Tabla 5 presenta los valores de las cinco características biomecánicas para 3 pacientes con EP y 2 casos simulados, junto con el puntaje de los examinadores correspondientes y la evaluación del modelo. Se observa que el puntaje obtenido con el modelo difuso es cercano al puntaje otorgado por el experto en todos los casos. En cuanto a los valores para el paciente 1, se observa que el rango de valores F_1, F_2 y F_3 está por debajo de 0,09 cm, lo que se considera un rango normal ya que no es posible obtener un valor de 0 cm en amplitud, ni siquiera en sujetos control. Además, los valores F_4 y F_5 del paciente 1 están en un rango bajo, muy cerca de los valores obtenidos para los sujetos de control. Por lo tanto, la puntuación de salida del modelo difuso es Normal (0,48), que coincide con la evaluación dada por el experto.

El paciente 2 presenta valores bajos para F_1, F_2 and F_3 , que considerando solo las pautas del MDS-UPDRS se calificaría como Normal, pero como el modelo difuso no solo toma como entradas los valores de amplitud sino los valores de frecuencia, entonces la evaluación de este paciente se puntúa como Leve (0.52) dado que la frecuencia de los temblores ($F_4 = 6.9669$) es ligeramente mayor que el rango normal. Este caso demuestra que, teniendo en cuenta la frecuencia de los temblores, se obtiene una mejor y más precisa evaluación de los pacientes, dando un valor agregado a las especificaciones de la MDS-UPDRS.

Con respecto a los resultados para el paciente 3, los valores para F_1, F_2 y F_3 están ligeramente por encima del rango normal, y podría calificarse como Normal si las siguientes dos características estuvieran en un rango normal, pero como se observa en la Tabla 5, el

valor de frecuencia para el movimiento voluntario ($F_5 = 0.6877$) presenta un valor alto, lo que significa que el paciente realizó el ejercicio más rápido de lo indicado. Esto demuestra las observaciones realizadas durante las mediciones, con este parámetro es posible determinar que este paciente realizó el ejercicio con poca confianza, por lo que trataron de ocultar los temblores incrementando la frecuencia de la tarea. Aunque los temblores no tuvieron un alto valor de amplitud, es necesario considerar la frecuencia de movimiento voluntario para determinar el puntaje para cada paciente. El resultado difuso para este caso es un puntaje de 1.36.

Es importante enfatizar que, aunque las cinco características biomecánicas mencionadas se usan como entradas para el sistema de inferencia difusa, a las reglas con respecto a la amplitud de los temblores (F_1, F_2 y F_3) se les asignó un mayor peso en el modelo difuso para seguir tanto como posible las pautas del MDS-UPDRS. Además, las reglas con respecto a las características (F_4 y F_5) tuvieron una influencia importante y notable en los resultados dados por el modelo difuso.

Comparado con casos previos, se puede observar en la Tabla 5 que el paciente 4 presenta un mayor valor de amplitud en las tres etapas del ejercicio (F_1, F_2 y F_3), por lo tanto, el puntaje de evaluación según la MDS-UPDRS será Leve (2), ya que al menos una de las tres etapas presenta un valor superior a 1 cm en amplitud. La última característica que contribuye a tener un puntaje Leve (2) para este caso es la frecuencia de movimiento voluntario, ya que tiene un valor mucho más alto en comparación con los casos anteriores ($F_5 = 0.7507$). Comparando los valores para F_4 y F_5 , la frecuencia de los temblores tiene un valor bajo ($F_4 = 5.6818$). No es posible asignar una puntuación Normal (0) a este caso, ya que la amplitud de los temblores y la frecuencia de movimiento voluntario corresponden a una evaluación Leve (2). En consecuencia, el sistema de inferencia difusa produce una puntuación de 2.

Como se mencionó anteriormente, nuestra base de datos no contiene ningún paciente que presente un valor de amplitud de temblor superior a 2 cm; por lo tanto, fue necesario simular algunas mediciones para probar el modelo y obtener las evaluaciones de puntaje 3

y 4 de la escala MDS-UPDRS. La simulación 1 en la Tabla 5 muestra las tres etapas del ejercicio (F_1, F_2 y F_3) en un rango superior a 3 cm, un valor medio de la frecuencia de temblores ($F_4 = 6.7234$) y un valor alto de frecuencia para el movimiento voluntario ($F_5 = 0.7321$). Por lo tanto, la evaluación asignada para esta simulación por el modelo difuso es (3.04), que fue determinada principalmente por las reglas relacionadas con la amplitud de los temblores y las reglas concernientes a la frecuencia de movimiento voluntario (R_4 y R_{17}), ya que estos son los valores que presentan niveles más altos para este caso simulado.

La segunda simulación de la Tabla 5 se diseñó para obtener un valor de puntuación Severo (4). Se observa que cada característica tiene un valor muy alto; se tiene en cuenta que la amplitud de los temblores (F_1 y F_2) es superior a 10 cm, lo que coincide con las directrices de los MDS-UPDRS para la evaluación severa. Como el sistema de inferencia difusa toma como entrada las amplitudes y las frecuencias, los valores altos de las frecuencias ($F_4 = 9.5896$ y $F_5 = 0.58$) también contribuyen a obtener una puntuación alta. Por lo tanto, el resultado del modelo de inferencia difusa para este caso simulado es 3.76.

Tabla 5 Características biomecánicas, evaluación del modelo y evaluación de un experto para tres pacientes y dos casos simulados.

		Paciente 1	Paciente 2	Paciente 3	Paciente 4	Simulación 1	Simulación 2
Características biomecánicas	F_1	0.0676	0.0752	0.2728	0.8937	4.8937	10.8937
	F_2	0.0752	0.0793	0.1307	1.072	3.072	10.072
	F_3	0.0858	0.0915	0.175	1.1654	3.1654	9.1654
	F_4	6.6176	6.9669	6.4946	5.6818	6.7234	9.5896
	F_5	0.3226	0.2893	0.6877	0.7507	0.7321	0.58
Evaluación de expertos	<i>Normal</i> (0)	<i>Leve</i> (1)	<i>Leve</i> (1)	<i>Ligero</i> (2)	*	*	
Evaluación del modelo	0.48	0.52	1.36	2	3.04	3.76	

*Los expertos no pueden evaluar casos simulados

La Tabla 6 presenta una submuestra de 12 pacientes y 8 simulaciones que contienen las cinco características biomecánicas, dos evaluaciones realizadas por expertos y la evaluación

obtenida como resultado del sistema de inferencia difusa con su valor redondeado correspondiente. Se puede observar que, en algunos casos, las evaluaciones otorgadas por los expertos son diferentes entre sí, o diferentes de la puntuación redondeada otorgada por el modelo difuso. Esto demuestra que la evaluación hecha por expertos es visual y subjetiva, ya que depende de muchos factores y puede ser influenciada dependiendo del estado de ánimo del examinador. Sin embargo, si el modelo difuso se ejecuta varias veces, dará los mismos resultados para estas mediciones, sin variaciones y sin ser alterado por factores externos. Además, el modelo difuso arroja un valor continuo; esto permite evitar la abrupta diferencia entre los puntajes establecidos por la MDS-UPDRS.

Con respecto al paciente 9, a pesar de presentar una baja amplitud en las tres etapas del ejercicio (F_1 , F_2 y F_3), estos valores son ligeramente mayores que el rango normal; por lo tanto, la evaluación no se puede calificar como Normal (0). Se puede observar que el experto 1 clasificó al paciente como Normal (0), lo cual es razonable dado que las amplitudes tienen un valor bajo, además de que es casi imposible para un examinador determinar el valor exacto de la amplitud del temblor simplemente observando el movimiento. Por lo tanto, la puntuación más precisa es la dada por el modelo (0.84), ya que puede obtener el valor de amplitud preciso para cada temblor y realizar una mejor evaluación.

En la mayoría de los casos restantes de la Tabla 6, las evaluaciones realizadas por expertos coinciden con la evaluación dada por el modelo difuso; por ejemplo, los pacientes 1, 5, 7, 8 y 10, las evaluaciones de los expertos y el puntaje redondeado del modelo difuso tienen el mismo valor. Después de hacer un análisis estadístico, se encontró que en 84.61% de las mediciones, la evaluación dada por los expertos es la misma que la evaluación obtenida con el modelo. Esto es una prueba de que el sistema de inferencia difusa realmente modela el razonamiento del examinador y nos permite obtener un valor numérico de punto flotante que se asigna como puntaje para cada paciente.

Como se mencionó anteriormente, se observaron dos fenómenos al realizar las mediciones; el primero ocurrió cuando algunos de los pacientes presentaban más temblores cuando

alcanzaban el dedo del examinador. Una prueba de esta observación se puede determinar en la Tabla 6. Los valores de F_1 fueron ligeramente más altos que F_2 en los pacientes 5, 6, 8, 9, 10 y 11. Aunque la diferencia no es grande, el análisis estadístico se realizó con datos de 221 mediciones. Se encontró que el 52.03% de las medidas presentaban más temblores que llegaban al dedo del examinador, mientras que solo el 47.96% presentaba más temblores que llegaban a la nariz. Este fenómeno ocurrió porque para cada persona, incluso para una persona sana, se requiere más esfuerzo y precisión para alcanzar algún objetivo aleatorio que tenga una posición incierta, en comparación con llegar a la nariz que ya tiene una posición conocida para cada individuo. Por lo tanto, como los pacientes se concentraban en realizar el ejercicio lo más lento posible, les resultaba difícil evitar los temblores y alcanzar correctamente el dedo del examinador al mismo tiempo.

El segundo fenómeno puede demostrarse analizando la amplitud de los temblores para los pacientes 1, 2, 3, 4 y 7, que presentaron temblores más elevados durante la transición que los extremos. Como se mencionó en la sección 7.1.1, puede haber casos en los que los temblores durante la transición sean más altos ya sea llegando a la nariz (62.89%) o llegando al dedo (69.68%), que es un fenómeno que enfrentan los pacientes con EP en actividades diarias tales como beber de una taza, comer de una cuchara o escribir.

Para los valores simulados calificados por el modelo difuso como Leve (2), se puede observar que todos tienen valores de amplitud superiores a 1 cm, pero inferiores a 3 cm para F_1 , F_2 y F_3 . En cuanto a los valores para F_4 y F_5 , los valores presentados están por encima del rango medio, lo que contribuye a obtener una evaluación más alta. Con respecto a las simulaciones con una evaluación Moderada (3), cada valor de amplitud de los temblores es superior a 3 cm e inferior a 10 cm, lo cual sigue las pautas de la MDS-UPDRS. Los valores para la frecuencia de temblores y la frecuencia de movimiento voluntario de estas simulaciones se encuentran principalmente en un rango alto, lo que demuestra la precisión de la evaluación dada por el modelo y la importancia de utilizar estas características para la evaluación. Los dos últimos valores de simulación corresponden a una evaluación Severa (4), ya que los valores de la amplitud de los temblores son superiores

a 10 cm, y los dos valores de frecuencia (F_4 y F_5) están en un rango alto. La Figura 16 muestra la relación entre la calificación de los expertos y la salida del modelo, como se describió anteriormente

Tabla 6 Comparación entre la evaluación de dos expertos y la evaluación del modelo para 12 pacientes con EP y 8 casos simulados.

	Características biomecánicas cuantificadas					Evaluación de expertos		Evaluación difusa		
	F_1	F_2	F_3	F_4	F_5	Experto 1	Experto 2	E	Redondeo	
Pacientes	1	0.0389	0.0619	0.0873	6.0616	0.2525	0	0	0.36	0
	2	0.0503	0.1187	0.1328	5.9832	0.3102	0	0	0.52	1
	3	0.0909	0.1114	0.1181	6.5942	0.3834	0	0	0.52	1
	4	0.0671	0.0528	0.1028	6.6176	0.2807	0	0	0.52	1
	5	0.0924	0.0521	0.0833	7.3711	0.3233	0	0	0.44	0
	6	0.1906	0.1466	0.1877	6.4516	0.6263	0	1	1.2	1
	7	0.1053	0.0912	0.1451	7.1107	0.3757	1	1	0.56	1
	8	0.5169	0.2612	0.4234	6.5729	0.4594	1	1	1.12	1
	9	0.1811	0.1308	0.1546	6.2486	0.234	0	1	0.84	1
	10	0.4743	0.2652	0.3584	6.1789	0.5893	1	1	1.16	1
	11	0.3429	0.2787	0.2969	6.2992	0.6006	2	1	1.24	1
	12	0.938	1.5418	1.1702	5.6818	0.7507	3	2	2.12	2
Simulaciones	13	2.8937	1.072	1.1654	5.6818	0.7507	*	*	2.36	2
	14	1.567	1.263	1.226	6.375	0.451	*	*	2.12	2
	15	2.987	2.778	2.902	7.328	0.584	*	*	2.36	2
	16	3.687	2.681	2.934	8.578	0.678	*	*	2.68	3
	17	4.8937	3.072	3.1654	8.7234	0.6321	*	*	3.04	3
	18	8.8937	8.5472	8.1654	8.142	0.689	*	*	3.16	3
	19	9.737	9.572	9.493	8.267	0.723	*	*	3.64	4
	20	10.737	10.072	9.1654	9.5896	0.58	*	*	3.76	4

*Los expertos no pueden evaluar valores simulados.

En el Anexo 1 se pueden consultar todas las mediciones y los resultados correspondientes a cada una.

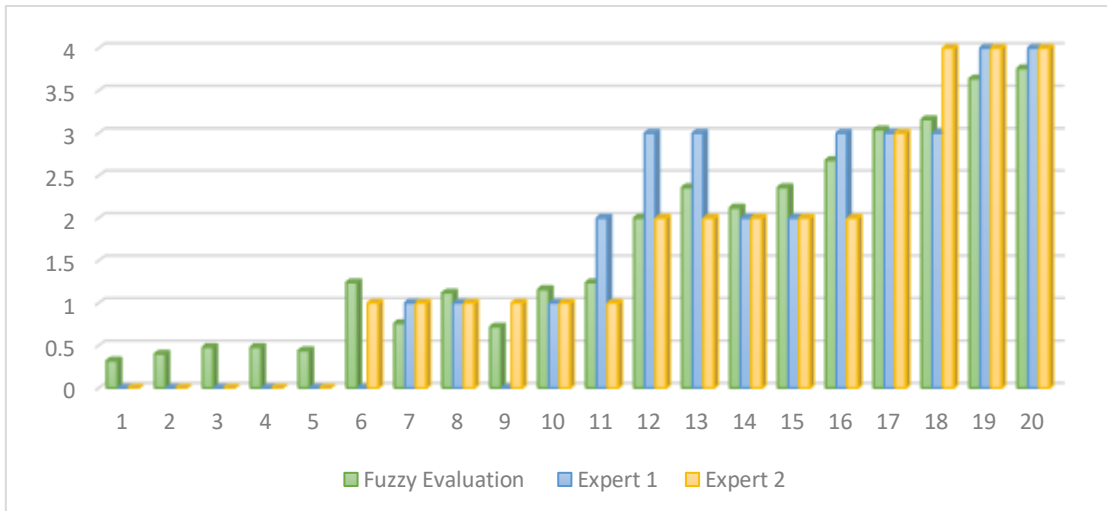


Figura 16 Gráfico comparativo de resultados.

Una vez obtenidos los resultados de las evaluaciones, el software genera automáticamente un archivo PDF que contiene un reporte con los datos del paciente seleccionado, el resultado de la evaluación y una gráfica que representa la amplitud de los temblores. En el Anexo 2 se muestra dicho reporte.

8.1 Comparación con trabajos relacionados

Un buen número de trabajos han estudiado y analizado el temblor cinético, de reposo y postural, sin embargo, presentan algunas limitaciones:

1.- Las características de los métodos de extracción utilizados en el trabajo presentado por [36], no ayudan a obtener el tipo de características requeridas en el MDS-UPDRS. La amplitud de los temblores en este trabajo se extrae como una estimación de los espectros de potencia, que será difícil para los médicos interpretar y utilizar para un seguimiento clínico.

- En este trabajo, se implementa un algoritmo avanzado para calcular la amplitud de los temblores representados en centímetros, lo que permite seguir los requisitos de los MDS-UPDRS, conocer el valor de amplitud preciso en cualquier instante del ejercicio y obtener una evaluación precisa.

2.- El sistema propuesto por [53] es capaz de recolectar datos de pacientes con EP que realizan la prueba dedo-nariz a una frecuencia de muestreo de 20 Hz. Y hacer una evaluación basada en las pautas MDS-UPDRS. Sin embargo, la precisión del sistema se valida solo con tres sujetos de control y tres pacientes con EP, lo que no es suficiente para demostrar el buen desempeño del sistema. Además, no se aplica una técnica de aprendizaje automático para obtener una evaluación utilizando las características extraídas, por lo que la evaluación realizada se obtiene en función del valor de amplitud de los temblores de cada paciente. La Transformada Rápida de Fourier (FFT) se aplica para encontrar la frecuencia de los temblores de los pacientes, pero no se usa como una característica para obtener una mejor clasificación. Además, los valores de evaluación de salida dados por el sistema son dígitos discretos que no son útiles para un seguimiento clínico.

- En este trabajo, se realizaron un total de 221 mediciones de 57 pacientes, a una frecuencia de muestreo de 50 Hz. Además, se aplicaron técnicas de preprocesamiento de señales para obtener cinco características biomecánicas. Estas características se utilizaron como entradas de un modelo de inferencia difusa, que se diseñó en función de reglas *si-entonces* que siguen el razonamiento de los examinadores. Los valores numéricos de punto flotante se obtuvieron como resultado del modelo difuso, correspondiente a la evaluación de cada paciente con EP. Además, se realizó un análisis estadístico para conocer en qué instantes del ejercicio cada paciente presentaba temblores de mayor amplitud.

3.- El trabajo presentado por [19] incluye el análisis del temblor postural y de reposo. Sin embargo, el análisis del temblor de acción no se realiza ya que les fue difícil extraer el temblor del movimiento voluntario porque había múltiples componentes de frecuencia en todo su espectro de potencia.

- En este trabajo, se aplicaron técnicas de procesamiento de señales como Transformada Wavelet Continua y filtros Butterworth pasa bajo y pasa bajo, para separar la información relativa a los temblores de la información del movimiento voluntario. Posteriormente, se extrajeron dos características con respecto a la frecuencia de la información separada de los temblores y el movimiento voluntario. Estas dos características, junto con las

características relacionadas con la amplitud de los temblores, se utilizaron como entradas del modelo de inferencia difusa para llegar a una mejor y más precisa evaluación.

El objetivo del trabajo propuesto es obtener una evaluación precisa de los pacientes con enfermedad de Parkinson, analizando las mediciones del temblor cinético y extrayendo características importantes que siguen los requisitos del MDS-UPDRS. Este trabajo presenta las siguientes mejoras:

- Implementación de algoritmo avanzado para calcular la amplitud de los temblores en centímetros a lo largo de todo el movimiento.
- Análisis de tres etapas diferentes de la prueba dedo-nariz, para detalles estadísticos de cada paciente: Se diseñó un algoritmo que es capaz de separar el movimiento voluntario del involuntario para así identificar y diferenciar los instantes del movimiento en que el paciente se encuentra en alguno de los extremos o en la transición. Con esto es posible dividir el ejercicio en tres etapas, e identificar y cuantificar en cuales etapas se presentaron temblores con mayor amplitud.
- Análisis de frecuencia de movimiento voluntario para obtener una mejor clasificación: Al realizar las mediciones, se encontró que confianza con la que los pacientes realizaban la prueba, está directamente relacionada con la velocidad con la que realizaban dicha prueba. Hubo pacientes que realizaban la prueba más rápido de lo indicado al no tener la confianza suficiente, ya que eran conscientes que entre más lento lo hicieran, más temblores iban a tener. Sabiendo esto, se decidió cuantificar la frecuencia del movimiento voluntario y utilizarla como entrada del sistema difuso para tener una evaluación mucho más precisa.
- Cuantificación de la frecuencia de los temblores: Uno de los parámetros utilizados en el estado del arte para distinguir al temblor cinético es la frecuencia de los temblores, el cual se encuentra generalmente en un rango entre 5-8 Hz. Por lo tanto, se consideró importante cuantificar dicho parámetro y utilizarlo como variable de entrada del modelo de inferencia difusa.

- Modelo de inferencia difusa diseñado para modelar el razonamiento de los examinadores, y para obtener una evaluación precisa basada en las pautas de la escala MDS-UPDRS: El hecho de utilizar un modelo de inferencia difusa que requiere el diseño de reglas *Si-Entonces*, permite la participación de médicos examinadores en el diseño y mejora de dicho modelo, ya que es fácil de interpretar debido a que estas reglas modelan el razonamiento humano.
- El modelo difuso entrega un valor numérico de punto flotante; esto permite evitar la abrupta diferencia entre los puntajes establecidos por la MDS-UPDRS: La obtención de valores numéricos de punto flotante como salida del sistema permite llevar un control preciso del estado motor del paciente a lo largo de un periodo de tiempo, debido a que se tienen valores decimales que pueden tener variaciones pequeñas, las cuales representan cambios en el estado motor del paciente. Esto es imposible obtenerlo a través de valoraciones visuales, por lo que las evaluaciones hechas por los médicos examinadores carecen de precisión.

CONCLUSIONES

De acuerdo a los objetivos general y particulares, se presentan las siguientes conclusiones:

1. Se propone un sistema computacional para evaluar el temblor cinético de las manos en pacientes con EP, a partir de señales biomecánicas triaxiales y bilaterales correspondientes a la prueba dedo-nariz.
2. Se diseñó y se realizaron las pruebas de una red de sensores comunicados mediante módulos *XBee 2mW PCB Antenna - Series 2 (ZigBee Mesh)*, estableciendo sus capacidades y límites con base en los requerimientos de las mediciones del proyecto.
3. Se obtuvieron 221 mediciones de la prueba dedo-nariz de 57 pacientes con EP y 20 mediciones de sujetos control, las cuales forman parte de la base de datos.
4. Se propuso un modelo para la extracción de características del temblor cinético de las manos, apegadas a la escala MDS-UPDRS, aplicando métodos de procesamiento digital de señales.
5. Se presentó un análisis estadístico de la distribución de los temblores a lo largo del ejercicio, obtenido a partir de un algoritmo que analiza las señales adquiridas y procesadas.
6. El modelo difuso propuesto permite realizar una evaluación objetiva del temblor cinético de las manos de paciente con EP que realizaron la prueba dedo-nariz.

Se puede concluir finalmente, que el objetivo general y los específicos fueron cumplidos, los problemas planteados fueron resueltos y las hipótesis verificadas. Se obtuvieron 5 aportaciones.

TRABAJO A FUTURO

Se proponen las siguientes mejoras para el trabajo propuesto:

- Diseño e implementación de una red de sensores comunicada por medio de módulos XBee WiFi, con el propósito de aumentar la velocidad de transmisión de los datos, el alcance y robustez del enlace ante obstáculos para la señal.
- El presente trabajo utiliza un modelo de inferencia tipo Mamdani, como trabajo futuro se propone el diseño de un modelo de inferencia tipo Sugeno para la comparación de resultados con el modelo utilizado en este trabajo, y así determinar cuál es el óptimo.
- Con el objetivo de llevar un historial detallado del estado motor de cada paciente, se podría generar un reporte conteniendo los resultados obtenidos por el sistema y la evaluación anterior para que los médicos analicen el efecto que han tenido los medicamentos prescritos para cada paciente.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] A. Tsanas, M. A. Little, P. E. McSharry, B. K. Scanlon, and S. Papapetropoulos, "Statistical analysis and mapping of the unified Parkinson's Disease rating scale to Hoehn and Yahr staging," *Park. Relat. Disord.*, vol. 18, no. 5, pp. 697–699, 2012.
- [2] C. G. Goetz *et al.*, "Movement Disorder Society-Sponsored Revision of the Unified Parkinson's Disease Rating Scale (MDS-UPDRS): Scale presentation and clinimetric testing results," *Mov. Disord.*, vol. 23, no. 15, pp. 2129–2170, 2008.
- [3] H. Jeon *et al.*, "Automatic Classification of Tremor Severity in Parkinson's Disease Using a Wearable Device," *Sensors*, vol. 17, no. 9, p. 2067, 2017.
- [4] T. Mds, C. G. Goetz, W. Poewe, O. Rascol, and S. Christina, "State of the Art Review The Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS): Status and Recommendations," *Society*, vol. 18, no. 7, pp. 738–750, 2003.
- [5] A. Beuter and R. Edwards, "Kinetic tremor during tracking movements in patients with Parkinson's disease," *Park. Relat. Disord.*, vol. 8, no. 5, pp. 361–368, 2002.
- [6] P. Pierleoni, L. Palma, A. Belli, and L. Pernini, "A real-time system to aid clinical classification and quantification of tremor in Parkinson's disease," *2014 IEEE-EMBS Int. Conf. Biomed. Heal. Informatics, BHI 2014*, pp. 113–116, 2014.
- [7] C. Ramaker, J. Marinus, A. M. Stiggelbout, and B. J. van Hilten, "Systematic evaluation of rating scales for impairment and disability in Parkinson's disease," *Mov. Disord.*, vol. 17, no. 5, pp. 867–876, 2002.
- [8] J. Jankovic, "Parkinson's disease: clinical features and diagnosis," *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, vol. 79, no. 4, pp. 368–376, 2008.
- [9] M. R. Scales, M. D. S. R. Scales, M. D. S. R. Scales, and P. R. Form, "Mds-Updrs."
- [10] G. J. and R. Jordán, "Modelo para el análisis y clasificación de indicadores biomecánicos mediante señales multiaxiales," 2016.
- [11] G. A. J. GARCÍA, "Modelo para el análisis de indicadores biomecánicos bilaterales, en personas con trastornos del movimiento," 2016.
- [12] A. G. Rodríguez, "Análisis de señales biomecánicas multiaxiales," 2017.
- [13] C. O. Vences, "Modelo computacional para el análisis de señales biomecánicas mediante series de tiempo segmentadas," 2017.
- [14] S. Patel *et al.*, "Monitoring Motor Fluctuations in Patients With Parkinson's Disease Using Wearable Sensors," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 13, no. 6, pp. 864–873, 2009.
- [15] G. Rigas *et al.*, "Assessment of Tremor Activity in the Parkinson's Disease Using a Set of Wearable Sensors," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 16, no. 3, pp. 478–487, 2012.
- [16] M. Illert, C. Kiel, C. Kiel, R. Wenzelburger, J. Raethjen, and K. Lo, "Kinetic tremor in a reach-

to-grasp movement in Parkinson's disease Kinetic Tremor in a Reach-to-Grasp Movement in Parkinson's Disease," *Mov. Disord.*, vol. 8257, no. December, 2000.

- [17] R. LeMoyné, T. Mastroianni, and W. Grundfest, "Wireless accelerometer configuration for monitoring Parkinson's disease hand tremor," *Adv. Park. Dis.*, vol. 2, no. 2, pp. 62–67, 2013.
- [18] E. Stegemöller, A. Zaman, C. D. MacKinnon, M. D. Tillman, C. J. Hass, and M. S. Okun, "Laterality of repetitive finger movement performance and clinical features of Parkinson's disease," *Hum. Mov. Sci.*, vol. 49, pp. 116–123, 2016.
- [19] H. Dai, P. Zhang, and T. C. Lueth, "Quantitative assessment of parkinsonian tremor based on an inertial measurement unit," *Sensors (Switzerland)*, vol. 15, no. 10, pp. 25055–25071, 2015.
- [20] W. J. E. Teskey, M. Elhabiby, and N. El-Sheimy, "Inertial sensing to determine movement disorder motion present before and after treatment," *Sensors*, vol. 12, no. 3, pp. 3512–3527, 2012.
- [21] P. Drotár, I. Rektorová, L. Masarová, Z. Smékal, and M. Faundez-zanuy, "Analysis of in-air movement in handwriting : A novel marker for Parkinson's disease," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 7, pp. 405–411, 2014.
- [22] L. M. Cunningham, C. D. Nugent, G. Moore, D. D. Finlay, and D. Craig, "Computer-based assessment of movement difficulties in Parkinson's disease," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 15, no. 10, pp. 37–41, 2012.
- [23] N. Kostikis, D. Hristu-Varsakelis, M. Arnaoutoglou, and C. Kotsavasiloglou, "A smartphone-based tool for assessing parkinsonian hand tremor," *IEEE J. Biomed. Heal. Informatics*, vol. 19, no. 6, pp. 1835–1842, 2015.
- [24] A. Tzallas *et al.*, "PERFORM: A System for Monitoring, Assessment and Management of Patients with Parkinson's Disease," *Sensors*, vol. 14, no. 11, pp. 21329–21357, 2014.
- [25] T. Khan, D. Nyholm, J. Westin, and M. Dougherty, "A computer vision framework for finger-tapping evaluation in Parkinson's disease," *Artif. Intell. Med.*, vol. 60, no. 1, pp. 27–40, 2014.
- [26] N. H. Ghassemi *et al.*, "Combined accelerometer and EMG analysis to differentiate essential tremor from Parkinson's disease," *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, vol. 2016–Octob, no. 1, pp. 672–675, 2016.
- [27] A. J. Hughes, S. E. Daniel, L. Kilford, and A. J. Lees, "Accuracy of clinical diagnosis of idiopathic Parkinson's disease : a clinico-pathological study of 100 cases," *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, vol. 55, pp. 181–184, 1992.
- [28] D. J. Wile, R. Ranawaya, and Z. H. T. Kiss, "Smart watch accelerometry for analysis and diagnosis of tremor," *J. Neurosci. Methods*, vol. 230, pp. 1–4, 2014.
- [29] A. M. Woods, M. Nowostawski, E. A. Franz, and M. Purvis, "Parkinson's disease and essential tremor classification on mobile device," *Pervasive Mob. Comput.*, vol. 13, pp. 1–12, 2014.
- [30] K.-H. Chen, P.-C. Lin, Y.-J. Chen, B.-S. Yang, and C.-H. Lin, "Development of method for quantifying essential tremor using a small optical device," *J. Neurosci. Methods*, vol. 266, pp. 78–83, 2016.
- [31] D. Surangsirat, C. Thanawattano, R. Pongthorneri, S. Dumnin, C. Anan, and R. Bhidayasiri,

- “Support vector machine classification of Parkinson’s disease and essential tremor subjects based on temporal fluctuation,” *38th Ann. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, pp. 6389–6392, 2016.
- [32] A. Salarian, H. Russmann, C. Wider, P. R. Burkhard, F. J. G. Vingerhoets, and K. Aminian, “Quantification of tremor and bradykinesia in Parkinson’s disease using a novel ambulatory monitoring system,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, no. 2, pp. 313–322, 2007.
- [33] A. Samà *et al.*, “Estimating bradykinesia severity in Parkinson’s disease by analysing gait through a waist-worn sensor,” *Comput. Biol. Med.*, vol. 84, no. March, pp. 114–123, 2017.
- [34] M. G. Tsipouras, A. T. Tzallas, G. Rigas, S. Tsouli, D. I. Fotiadis, and S. Konitsiotis, “An automated methodology for levodopa-induced dyskinesia: Assessment based on gyroscope and accelerometer signals,” *Artif. Intell. Med.*, vol. 55, no. 2, pp. 127–135, 2012.
- [35] A. Bermeo, M. Bravo, M. Huerta, and A. Soto, “A system to monitor tremors in patients with Parkinson’s disease,” *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, vol. 2016–Octob, pp. 5007–5010, 2016.
- [36] A. Bartoli, “Automated tremor amplitude and frequency determination from power spectra,” *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 4, pp. 77–87, 2008.
- [37] A. D. Poularikas, “The Transforms and Applications Handbook,” p. 11, 2000.
- [38] L. a. Zadeh, “Fuzzy sets,” *Inf. Control*, vol. 8, no. 3, pp. 338–353, 1965.
- [39] G. Feng, “Introduction to Fuzzy Logic Control,” vol. 20102151, no. January, pp. 1–12, 2010.
- [40] L. Zadeh, “The role of fuzzy logic in modeling, identification and control,” *Modeling, Identification and control*, vol. 15, no. 3. pp. 191–203, 1994.
- [41] L. A. Zadeh, “The concept of a linguistic variable and its application to approximate reasoning-I,” *Inf. Sci. (Ny)*, vol. 8, no. 3, pp. 199–249, 1975.
- [42] T. J. Ross, *Fuzzy Logic with Engineering Applications*. 2004.
- [43] A. Turevskiy, “Fuzzy Logic Toolbox - Demos,” 2012.
- [44] A. Kaur and A. Kaur, “Comparison of Mamdani-Type and Sugeno-Type Fuzzy Inference Systems for Air Conditioning System,” *Int. J. Soft Comput. Eng.*, vol. 2, no. 2, pp. 323–325, 2012.
- [45] Digi international, “XBee®/XBee-PRO S2C Zigbee®,” pp. 1–305, 2017.
- [46] Digi international, “XBee®/XBee-PRO S2C Zigbee®,” pp. 1–305, 2017.
- [47] S. Farahani, *Zigbee Wireless Networks and Transceivers*. 2008.
- [48] M. Ahart, “Where Will You Use Your XBee?,” 2014. .
- [49] J. Synnott, L. Chen, C. D. Nugent, and G. Moore, “WiiPD-objective home assessment of parkinsons disease using the nintendo wii remote,” *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 16, no. 6, pp. 1304–1312, 2012.
- [50] A. Garza-Rodriguez, L. P. Sanchez-Fernandez, L. A. Sanchez-Perez, C. Ornelas-Vences, and M.

Ehrenberg-Inzunza, "Pronation and Supination Analysis based on Biomechanical Signals from Parkinson's Disease Patients," *Artif. Intell. Med.*, vol. In Press, pp. 1–16, 2017.

- [51] L. A. Sanchez-Perez, L. P. Sanchez-Fernandez, A. Shaout, J. M. Martinez-Hernandez, and M. J. Alvarez-Noriega, "Rest tremor quantification based on fuzzy inference systems and wearable sensors," *Int. J. Med. Inform.*, vol. 114, pp. 6–17, 2018.
- [52] C. Ornelas-Vences, L. P. Sanchez-Fernandez, L. A. Sanchez-Perez, A. Garza-Rodriguez, and A. Villegas-Bastida, "Fuzzy inference model evaluating turn for Parkinson's disease patients," *Comput. Biol. Med.*, vol. 89, no. August, pp. 379–388, 2017.
- [53] R. Contreras *et al.*, "Tremors quantification in Parkinson patients using smartwatches," *2016 IEEE Ecuador Tech. Chapters Meet. ETCM 2016*, 2016.

PUBLICACIONES DERIVADAS DEL TRABAJO DE TESIS

1. *Redes inalámbricas de sensores inerciales para mediciones biomecánicas*, VIII Convención Agrimensura. Cuba, septiembre 26-30. 2017
2. *Kinetic tremor analysis using wearable sensors and fuzzy inference systems in Parkinson's disease*. Enviado a revista JCR y en proceso de revisión

RESULTADOS DE LA ESTANCIA ACADÉMICA Y DE INVESTIGACIÓN

1. Colaboración con los dos investigadores responsables de la estancia por parte de la *University of Michigan*, del *Department of Electrical and Computer Engineering*.
2. Coautoría con los dos investigadores de la *University of Michigan*, del artículo enviado a la revista JCR (*Kinetic tremor analysis using wearable sensors and fuzzy inference systems in Parkinson's disease*).
3. Asistencia a un curso sobre *Data Science*, impartido por uno de los dos investigadores asesores de la *University of Michigan*.
4. Diseño de software para evaluación de pacientes con Parkinson, en colaboración con los investigadores asesores de la *University of Michigan*.

La *University of Michigan* de acuerdo al *QS World University Rankings 2018*: <https://www.topuniversities.com/university-rankings/world-university-rankings/2018> está posicionada en el lugar número 21 a nivel mundial.

ANEXO 1

Mediciones	Características Biomecánicas Cuantificadas					Evaluación de expertos		Evaluación difusa	
	F_1	F_2	F_3	F_4	F_5	Experto 1	Experto 2	E	Valor redondeado
1	0.251	0.2329	0.2404	6.7568	0.3982	1	1	1.12	1
2	0.1217	0.098	0.1537	6.7511	0.4213	1	1	0.6	1
3	0.1203	0.1614	0.1302	6.2575	0.4026	1	0	0.64	1
4	0.1886	0.2358	0.1754	6.4168	0.4317	1	1	1.08	1
5	0.1848	0.1848	0.1689	6.6933	0.4524	1	1	0.88	1
6	0.1541	0.2213	0.2082	6.9492	0.382	1	1	1.08	1
7	0.1452	0.1278	0.1371	7.2347	0.4594	1	0	0.64	1
8	0.1338	0.15	0.1685	6.9277	0.5021	1	0	0.76	1
9	0.2106	0.2235	0.209	7.2264	0.476	1	1	1.12	1
10	0.1831	0.2172	0.2444	6.9033	0.436	1	1	1.12	1
11	0.1053	0.0912	0.1451	7.1107	0.3807	1	0	0.56	1
12	0.1077	0.1176	0.1239	7.0329	0.28	1	0	0.56	1
13	0.0752	0.0793	0.0915	6.9669	0.298	0	0	0.52	1
14	0.0881	0.1468	0.1127	6.8321	0.1779	0	0	0.56	1
15	0.0666	0.0772	0.1165	6.7117	0.2663	0	0	0.52	1
16	0.1338	0.1091	0.1474	7.0545	0.2096	1	0	0.56	1
17	0.0569	0.0708	0.069	6.8357	0.2804	0	0	0.52	1
18	0.0553	0.0948	0.0825	7.5014	0.2378	0	0	0.48	0
19	0.2127	0.1659	0.1998	6.2905	0.2916	1	1	0.96	1
20	0.2541	0.2239	0.239	6.2286	0.4914	1	1	1.12	1
21	0.1115	0.1384	0.1938	6.507	0.4849	1	1	0.96	1
22	0.0757	0.2098	0.3895	5.5866	0.9222	0	1	1.32	1
23	0.2427	0.193	0.2238	6.566	0.4039	1	1	1.12	1

24	0.2198	0.2724	0.2599	5.9714	0.4758	1	1	1.12	1
25	0.1017	0.1076	0.1527	5.8634	0.3343	1	1	0.6	1
26	0.1412	0.1767	0.1623	5.9373	0.5037	1	0	0.8	1
27	0.1808	0.1455	0.1689	5.9297	0.4737	1	0	0.84	1
28	0.4209	0.2341	0.2549	6.7577	0.4321	1	1	1.12	1
29	0.1231	0.1155	0.1393	6.4364	0.4407	1	0	0.56	1
30	0.1629	0.1085	0.1825	6.0296	0.4311	1	1	0.84	1
31	0.1935	0.1305	0.1757	6.8819	0.6199	1	1	1.2	1
32	0.1544	0.1638	0.2266	6.4343	0.6343	1	1	1.32	1
33	0.1596	0.0977	0.1868	6.3436	0.5247	1	1	0.88	1
34	0.1214	0.0989	0.1341	6.7593	0.47	1	0	0.56	1
35	0.0785	0.1271	0.1151	6.5138	0.5521	0	0	0.56	1
36	0.1655	0.143	0.1517	6.8123	0.5326	1	0	0.68	1
37	0.1388	0.1414	0.1778	6.1503	0.5251	1	0	0.8	1
38	0.2126	0.1436	0.1959	6.1216	0.471	1	1	1.04	1
39	0.2269	0.3083	0.2584	6.4062	0.5832	1	1	1.2	1
40	0.3292	0.4024	0.2955	6.5652	0.5915	1	1	1.2	1
41	0.2472	0.1936	0.1888	6.0899	0.4837	1	1	1.12	1
42	0.2655	0.1796	0.2037	6.3275	0.3842	1	1	1.08	1
43	0.1741	0.1171	0.1718	7.0387	0.2115	1	1	0.76	1
44	0.1224	0.1368	0.1709	7.0809	0.26	1	1	0.72	1
45	0.1296	0.1705	0.1382	6.764	0.2424	1	1	0.72	1
46	0.1218	0.135	0.1504	7.0045	0.2821	1	0	0.6	1
47	0.0839	0.2251	0.1712	6.92	0.2623	0	0	1.08	1
48	0.116	0.2069	0.1895	7.2354	0.2711	1	1	1.08	1
49	0.131	0.2888	0.1654	7.1317	0.3157	1	1	1.16	1
50	0.2612	0.5156	0.4596	6.5539	0.3033	1	1	1.12	1
51	0.243	0.293	0.1986	7.0625	0.3602	1	1	1.12	1

52	0.454	0.311	0.3632	6.6024	0.3711	1	1	1.12	1
53	0.1134	0.192	0.1063	6.7635	0.3063	1	0	0.92	1
54	0.1345	0.294	0.2354	6.3192	0.242	1	1	1.04	1
55	0.1803	0.2606	0.1997	6.4414	0.3386	1	1	1.08	1
56	0.3394	0.4536	0.4008	6.7776	0.3467	1	1	1.12	1
57	0.2377	0.1236	0.1635	5.9019	0.4562	1	1	1.08	1
58	0.2753	0.1248	0.2366	5.7534	0.4581	1	1	1.12	1
59	0.1295	0.1717	0.1382	5.8805	0.3943	1	0	0.76	1
60	0.1615	0.2092	0.1735	5.7751	0.3663	1	0	1	1
61	0.6393	0.3847	0.2722	5.6063	0.7493	1	1	1.32	1
62	0.4714	0.2189	0.3563	5.7255	0.7581	1	1	1.28	1
63	0.9241	0.1786	0.7012	5.113	0.695	1	1	1.28	1
64	0.7004	0.24	0.4112	5.5072	0.7154	1	1	1.28	1
65	0.1477	0.1814	0.1862	7.0204	0.3408	1	0	0.88	1
66	0.111	0.1085	0.1628	7.1347	0.3288	1	0	0.68	1
67	0.0909	0.1114	0.1181	6.5942	0.3834	1	0	0.52	1
68	0.1559	0.1603	0.1922	6.3053	0.509	1	0	0.92	1
69	0.3161	0.2855	0.283	6.3543	0.4728	1	1	1.16	1
70	0.3429	0.2787	0.2969	6.2992	0.6006	1	1	1.24	1
71	0.0985	0.1041	0.1062	7.2702	0.434	1	1	0.52	1
72	0.062	0.0988	0.0755	7.0602	0.3437	0	0	0.52	1
73	0.0597	0.0927	0.0881	6.9411	0.2405	0	0	0.52	1
74	0.0351	0.0634	0.0563	7.1707	0.2932	0	0	0.44	0
75	0.0624	0.0621	0.0846	7.6074	0.2974	0	0	0.48	0
76	0.0924	0.0521	0.0833	7.3711	0.3233	0	0	0.44	0
77	0.087	0.0642	0.0899	7.3009	0.2834	0	0	0.44	0
78	0.0578	0.0583	0.0842	7.6204	0.2903	0	0	0.48	0
79	0.2244	0.2604	0.3138	6.4085	0.3636	1	0	1.08	1

80	0.2319	0.3985	0.3008	6.3462	0.4584	1	1	1.12	1
81	0.3339	0.2527	0.3846	6.5202	0.4873	1	1	1.12	1
82	0.5169	0.2612	0.4234	6.5729	0.4594	1	1	1.12	1
83	0.2907	0.2435	0.3188	6.8247	0.5544	1	1	1.16	1
84	0.3692	0.145	0.4198	6.9376	0.6024	1	1	1.2	1
85	0.2419	0.2391	0.2762	7.1098	0.6971	1	1	1.44	1
86	0.205	0.2373	0.2457	6.6288	0.5759	1	1	1.2	1
87	0.154	0.1436	0.1412	6.1149	0.3371	1	1	0.6	1
88	0.1552	0.2043	0.2044	7.009	0.403	1	1	1	1
89	0.1531	0.1909	0.1969	7.0939	0.3645	1	1	0.96	1
90	0.1886	0.2769	0.2116	6.7088	0.4223	1	1	1.12	1
91	0.0686	0.1936	0.1597	6.5311	0.2322	0	1	0.96	1
92	0.0389	0.0619	0.0873	6.0616	0.2525	0	1	0.36	0
93	0.143	0.1612	0.192	6.5109	0.3973	1	1	0.92	1
94	0.1559	0.1268	0.191	5.6814	0.4482	1	1	0.92	1
95	0.1023	0.1947	0.1482	6.7278	0.2715	1	1	0.96	1
96	0.0914	0.066	0.0745	6.2446	0.3188	0	0	0.36	0
97	0.1768	0.1222	0.189	6.4274	0.3922	1	0	0.92	1
98	0.1577	0.0842	0.117	6.331	0.4274	0	0	0.64	1
99	0.1692	0.1326	0.1905	6.2907	0.4536	1	0	0.92	1
100	0.0998	0.1751	0.1408	7.3389	0.328	1	1	0.96	1
101	0.271	0.2992	0.2531	6.6998	0.3421	1	1	1.12	1
102	0.0686	0.0783	0.0894	7.5883	0.3181	0	0	0.48	0
103	0.1095	0.158	0.1348	7.2606	0.3818	1	0	0.72	1
104	0.0812	0.2014	0.1541	6.9475	0.2511	0	0	1	1
105	0.1689	0.2573	0.208	6.8588	0.3449	1	1	1.12	1
106	0.1347	0.2232	0.1707	7.1234	0.3233	1	1	1.08	1
107	0.1576	0.3757	0.2362	7.1037	0.3032	1	1	1.12	1

108	0.3795	0.1262	0.3459	5.6655	0.5284	1	1	1.12	1
109	0.3387	0.1927	0.2454	6.6999	0.4547	1	1	1.16	1
110	0.1341	0.1093	0.1786	7.0352	0.421	1	0	0.8	1
111	0.1705	0.2001	0.2032	7.526	0.4471	1	1	1.28	1
112	0.8241	0.34	0.5002	5.5841	0.5252	1	1	1.16	1
113	0.1906	0.1466	0.1877	6.4516	0.6263	1	1	1.2	1
114	0.1036	0.1707	0.1494	6.2063	0.4203	1	1	0.72	1
115	0.1658	0.1081	0.1693	6.1426	0.3837	1	1	0.72	1
116	1.2807	0.5669	0.9534	5.3113	0.5455	1	1	1.4	1
117	0.938	1.5418	1.1702	5.6818	0.7507	1	2	2.12	2
118	0.9448	0.4261	1.0647	5.759	0.5041	1	1	1.28	1
119	0.7802	0.3835	0.6416	6.0114	0.7095	1	1	1.32	1
120	0.3637	0.1268	0.3588	6.3087	0.394	1	1	1.12	1
121	0.3923	0.1182	0.2715	6.1538	0.7121	1	1	1.28	1
122	0.2488	0.1069	0.2094	6.4809	0.4994	1	1	1.12	1
123	0.3184	0.1292	0.1973	6.177	0.4265	1	1	1.12	1
124	0.1584	0.1698	0.2867	5.765	0.4729	1	1	1.12	1
125	0.335	0.1881	0.2081	5.7511	0.6	1	1	1.24	1
126	0.3515	0.1955	0.2535	5.699	0.6521	1	1	1.28	1
127	0.4473	0.163	0.2574	5.8717	0.6356	1	1	1.2	1
128	0.1352	0.0995	0.1286	5.7348	0.406	1	0	0.52	1
129	0.2153	0.1969	0.2118	5.7971	0.4067	1	1	1.04	1
130	0.992	0.2034	0.3374	5.7329	0.527	1	1	1.28	1
131	0.343	0.1246	0.3277	5.7452	0.2053	1	1	0.92	1
132	0.0982	0.1126	0.117	5.6677	0.22	1	1	0.44	0
133	0.115	0.1046	0.1201	6.1458	0.2685	1	1	0.44	0
134	0.0889	0.1447	0.1471	6.2711	0.2819	0	0	0.56	1
135	0.1141	0.1339	0.1727	6.3337	0.269	1	0	0.76	1

136	0.0503	0.1187	0.1328	5.9832	0.3102	0	0	0.52	1
137	0.0659	0.1388	0.1322	5.993	0.3437	0	0	0.52	1
138	0.2848	0.2481	0.2816	5.0056	0.9466	1	1	1.52	2
139	0.2056	0.1859	0.2096	5.3802	0.9356	1	1	1.64	2
140	0.2556	0.1879	0.2422	6.3877	0.366	1	1	1.04	1
141	0.2364	0.2184	0.2996	6.6814	0.4034	1	1	1.12	1
142	0.3096	0.1666	0.3052	6.9414	0.4254	1	1	1.16	1
143	0.5406	0.3234	0.3557	6.7294	0.4841	1	1	1.12	1
144	0.5104	0.1338	0.2727	6.1462	0.4881	1	1	1.12	1
145	0.4743	0.2652	0.3584	6.1789	0.5893	1	1	1.16	1
146	0.1684	0.2136	0.2479	6.8158	0.3263	1	1	1.12	1
147	0.1406	0.105	0.1442	6.3539	0.4921	1	0	0.56	1
148	0.3288	0.1918	0.2669	6.1823	0.4336	1	1	1.12	1
149	0.3957	0.1393	0.2633	5.5461	0.4439	1	1	1.12	1
150	0.155	0.0953	0.1257	6.2019	0.489	1	0	0.6	1
151	0.0969	0.0884	0.1329	5.7951	0.4498	0	0	0.56	1
152	0.146	0.1679	0.1563	6.0868	0.2864	1	0	0.72	1
153	0.1388	0.147	0.1188	5.5752	0.2825	1	0	0.56	1
154	0.097	0.0547	0.1043	6.7678	0.345	0	0	0.52	1
155	0.0711	0.1063	0.2002	6.4342	0.5459	0	1	0.96	1
156	0.1663	0.1481	0.1811	6.7412	0.4669	1	0	0.84	1
157	0.278	0.2535	0.2624	6.1098	0.4774	1	1	1.12	1
158	0.142	0.117	0.1343	6.8213	0.364	1	1	0.56	1
159	0.1006	0.1058	0.1164	6.6311	0.3599	1	1	0.52	1
160	0.0761	0.095	0.1135	6.5334	0.2667	0	1	0.48	0
161	0.1503	0.1351	0.1481	6.7697	0.4148	1	1	0.6	1
162	0.3671	0.2346	0.3314	6.3133	0.4874	1	1	1.16	1
163	0.6451	0.41	0.5759	5.8549	0.475	1	1	1.16	1

164	0.0888	0.1281	0.11	6.6538	0.3733	0	0	0.56	1
165	0.0989	0.1851	0.1748	6.9803	0.4342	1	1	0.88	1
166	0.0671	0.0528	0.1028	6.6176	0.2807	0	1	0.52	1
167	0.0724	0.0972	0.1269	7.1274	0.2846	0	0	0.56	1
168	0.0621	0.1224	0.1075	6.472	0.2935	0	0	0.48	0
169	0.1038	0.1917	0.1595	6.4024	0.2843	1	1	0.92	1
170	0.5513	0.4423	0.5096	6.5519	0.723	1	1	1.4	1
171	0.4098	0.4304	0.4447	7.047	0.5896	1	1	1.2	1
172	0.1811	0.1308	0.1546	6.2486	0.234	1	1	0.84	1
173	0.1377	0.1579	0.1535	6.0601	0.2887	1	1	0.64	1
174	0.1817	0.1494	0.1715	6.2308	0.2038	1	1	0.84	1
175	0.2405	0.2222	0.2409	6.0771	0.2993	1	1	0.92	1
176	0.1455	0.1437	0.1765	6.1747	0.2404	1	1	0.8	1
177	0.2349	0.1849	0.2072	5.7456	0.2717	1	0	0.84	1
178	0.1259	0.1512	0.1821	6.2705	0.2523	1	1	0.84	1
179	0.159	0.1451	0.1607	6.1415	0.2203	1	1	0.64	1
180	0.0854	0.1027	0.099	6.3498	0.2236	0	0	0.4	0
181	0.1096	0.0753	0.1226	6.0452	0.332	0	0	0.48	0
182	0.0941	0.0904	0.144	6.2978	0.4296	1	0	0.56	1
183	0.1149	0.1396	0.1816	6.1662	0.3159	1	1	0.8	1
184	0.0807	0.0794	0.0756	5.9425	0.3865	0	0	0.36	0
185	0.0695	0.0663	0.0924	6.1869	0.1671	0	0	0.36	0
186	0.0676	0.0752	0.0858	6.6176	0.366	0	0	0.48	0
187	0.0733	0.0717	0.0741	6.1931	0.3052	0	0	0.32	0
188	0.089	0.0979	0.0932	6.4481	0.3867	0	0	0.4	0
189	0.1108	0.1451	0.1353	5.9439	0.5137	1	0	0.56	1
190	0.0917	0.1119	0.0912	6.7777	0.4082	1	1	0.52	1
191	0.1207	0.1231	0.1178	6.2434	0.4833	1	1	0.56	1

192	0.2728	0.1307	0.175	6.4946	0.6877	1	1	1.36	1
193	0.3612	0.2088	0.2626	5.7657	0.7635	1	1	1.36	1
194	0.0907	0.0721	0.0871	7.3669	0.4365	0	0	0.52	1
195	0.1152	0.1817	0.1981	6.7547	0.4598	1	1	0.96	1
196	0.2578	0.1204	0.2007	6.4103	0.8196	1	1	1.52	2
197	0.1653	0.2067	0.2025	6.0479	0.585	1	1	1.2	1
198	0.2497	0.2303	0.2843	6.8704	0.3822	1	1	1.12	1
199	0.1511	0.1515	0.1415	6.9056	0.3817	1	1	0.6	1
200	0.2946	0.2577	0.2806	6.6289	0.4155	1	1	1.12	1
201	0.1796	0.2205	0.2058	6.7422	0.5929	1	1	1.24	1
202	0.1556	0.0764	0.1502	6.0226	0.6161	0	1	0.76	1
203	0.1286	0.0638	0.1478	6.3941	0.9321	0	1	1.28	1
204	0.096	0.1319	0.1656	5.977	0.5076	1	1	0.68	1
205	0.053	0.0608	0.0766	5.8169	0.41	0	0	0.36	0
206	0.0739	0.0697	0.102	6.7137	0.2848	0	0	0.52	1
207	0.1884	0.1862	0.2802	5.8072	0.344	1	1	1.04	1
208	0.2501	0.1897	0.2676	5.8589	0.4235	1	1	1.12	1
209	0.3943	0.1995	0.3825	6.1653	0.4366	1	1	1.12	1
210	0.1235	0.1795	0.153	6.067	0.3769	1	1	0.84	1
211	0.1355	0.1566	0.1671	6.1371	0.4469	1	1	0.72	1
212	0.1847	0.1813	0.2204	6.2758	0.4002	1	1	1.04	1
213	0.1988	0.181	0.2339	6.0718	0.3904	1	1	1.08	1
214	0.1021	0.0827	0.0891	6.4884	0.3273	0	0	0.44	0
215	0.1415	0.1102	0.1692	6.6542	0.3239	1	1	0.72	1
216	0.1065	0.1245	0.1111	7.9258	0.2064	1	1	0.8	1
217	0.0888	0.1155	0.15	7.6165	0.1987	0	0	0.88	1
218	0.1316	0.1613	0.1354	7.3631	0.4521	1	1	0.8	1
219	0.0877	0.1572	0.108	7.2616	0.351	0	0	0.72	1

220	0.0741	0.095	0.0846	7.137	0.2548	0	0	0.52	1
221	0.1045	0.1022	0.1046	6.689	0.2919	1	0	0.52	1

ANEXO 2

Reporte de resultados

Actividad realizada: Prueba Dedo-Nariz

Nombre: Francisco Javier Dominguez-Camarillo

Fecha: 10/06/2016

Extremidad analizada: Extremidad superior derecha

Puntaje obtenido: 1.12

Equivalente MDS-UPDRS: 1



Normal Mínimo Leve Moderado Grave

Indicadores

Valor

Amplitud de temblores llegando al dedo

0.24



Amplitud de temblores llegando a la nariz

0.29



Amplitud de temblores en el trayecto

0.20



Frecuencia de los temblores

7.06

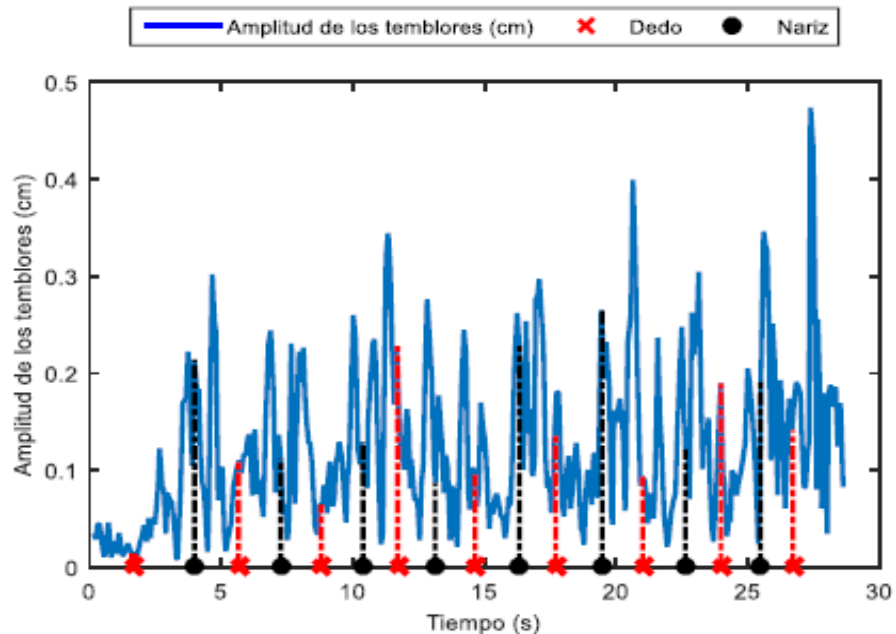


Frecuencia del movimiento voluntario

0.33



Gráfica



Reporte de resultados

Actividad realizada: Prueba Dedo-Nariz

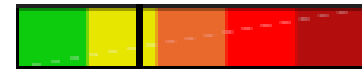
Nombre: Luis Manuel Ontivero-Zarate

Fecha: 10/06/2016

Extremidad analizada: Extremidad superior derecha

Puntaje obtenido: 1.4

Equivalente MDS-UPDRS: 1



Normal Mínimo Leve Moderado Grave

Indicadores

Valor

Amplitud de temblores llegando al dedo	1.28	
Amplitud de temblores llegando a la nariz	0.57	
Amplitud de temblores en el trayecto	0.95	
Frecuencia de los temblores	5.31	
Frecuencia del movimiento voluntario	0.48	

Gráfica

