



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

CENTRO DE INVESTIGACIÓN EN COMPUTACIÓN

LABORATORIO DE SISTEMAS INTELIGENTES PARA LA AUTOMATIZACIÓN

**Modelo para el análisis de indicadores biomecánicos
bilaterales, en personas con trastornos del movimiento**

T E S I S

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

PRESENTA

ING. GREGORIO ARTURO JIMÉNEZ GARCÍA

DIRECTORES DE TESIS

DR. LUIS PASTOR SÁNCHEZ FERNÁNDEZ

DR. LUIS ALEJANDRO SÁNCHEZ PÉREZ



DICIEMBRE 2016



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 08 del mes de diciembre de 2016 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:

“Modelo para el análisis de indicadores biomecánicos bilaterales, en personas con trastornos del movimiento”

Presentada por el alumno:

JIMÉNEZ

Apellido paterno

GARCÍA

Apellido materno

GREGORIO ARTURO

Nombre(s)

Con registro:

B	1	4	0	4	6	8
---	---	---	---	---	---	---

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. Luis Alejandro Sánchez Pérez

Dr. Sergio Suárez Guerra

Dr. Oleksiy Pogrebnyak

Dr. José Juan Carbajal Hernández

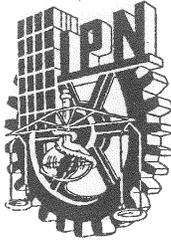
PRESIDENTE DEL COLEGIO DE PROFESORES



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
CENTRO DE INVESTIGACIÓN
EN COMPUTACIÓN

Dr. Marco Antonio Ramírez Salinas

DIRECCIÓN



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

CARTA CESIÓN DE DERECHOS

En la Ciudad de México el día 08 del mes de diciembre del año 2016 el (la) que suscribe Gregorio Arturo Jiménez García alumno (a) del Programa de Maestría en Ciencias de la Computación con número de registro B140468, adscrito al Centro de Investigación en Computación manifiesta que es autor (a) intelectual del presente trabajo de Tesis bajo la dirección del Dr. Luis Pastor Sánchez Fernandes y Dr. Luis Alejandro Sánchez Perez y cede los derechos del trabajo intitulado Modelo para el análisis de indicadores biomecánicos bilaterales, en personas con trastornos del movimiento 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 arturo.jim92@gmail.com Si el permiso se otorga, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.

Gregorio Arturo Jiménez García

Nombre y firma

Resumen

Todo ser humano es capaz de regular sus movimientos a voluntad, ya que el cerebro emite impulsos nerviosos a todos los órganos y músculos del cuerpo, pero a nivel mundial hay más de 10 millones de personas que poseen anomalías neurológicas, ocasionándoles temblores involuntarios en distintas extremidades del cuerpo, los cuales se derivan de una enfermedad que fue descrita en el año de 1817 por el neurólogo inglés Dr. James Parkinson[1].

Actualmente, la mayoría de las valoraciones médicas que se realizan a los pacientes diagnosticados con mal de Parkinson son del tipo subjetivas, ya que están basadas en evaluaciones que engloban una serie de características que son estimadas mediante la apreciación del médico, lo cual genera un problema de precisión al momento de dar resultados que estén orientados al seguimiento de la enfermedad, ya que dependen totalmente de una percepción visual [2], sin embargo, gracias a los avances tecnológicos es posible mejorar las métricas actuales que son comúnmente utilizadas para determinar dichos estados, consiguiendo una mejor diagnosis del paciente[3-5].

Basándose en la Escala Unificada para la Evaluación de la Enfermedad de Parkinson (MDS-UPDRS por sus siglas en inglés)[6], éste proyecto de investigación propone un modelo basado en lógica difusa capaz de cuantificar el estado de una persona con dicha enfermedad, aplicando conceptos de cinemática a las señales obtenidas mediante Sensores de Movimiento Inercial (IMU por sus siglas en inglés) y calculando atributos particulares como la amplitud o frecuencia de sus temblores durante la exploración motora.

Abstract

Humans are able to regulate his movements at will, because the brain is involved and it emits a nerve impulse to all the organs and muscles of the body, but worldwide more than 10 million people have neurological abnormalities, which cause involuntary vibrations in different extremities of the body, which are derived from a disease that was described in 1817 by the English neurologist Dr. James Parkinson [1].

Currently, most of the medical assessments performed on patients diagnosed with Parkinson's disease are of subjective conditions, as they are based on assessments that encompass a number of characteristics that are estimated by physician appreciation, which generates a problem of accuracy at the moment of giving results. They are oriented to the follow-up of the disease, since they depend totally on a visual perception [2]. Nevertheless, thanks to technological developments have been possible to improve the current metrics that are commonly used to determine these states, obtaining a better diagnosis of the patient [3-5].

Based on the Unified Scale for the Assessment of Parkinson's Disease (MDS-UPDRS) [6], this research project proposes a model based on fuzzy logic, which is capable of quantifying the state of a person with this disease, applying concepts of kinematics to the signals obtained through Sensors Of Inertial Movement (IMU) and calculating particular attributes such as the amplitude or frequency of their tremors during motor exploration.

Agradecimientos

Agradezco a mi padre, Gregorio Jiménez Mendoza, por su cariño, esfuerzo, dedicación y sustento brindado a nuestra familia, a mi madre, Josefina García Vigil, por su amor, confianza, comprensión y por todos los valores que me inculcó desde pequeño, también le agradezco a mis hermanos por estar siempre apoyándome y motivándome para crecer profesionalmente.

Agradezco a los miembros del jurado por todas sus observaciones y sugerencias que sirvieron para forjar este trabajo, en especial al Dr. Luis Pastor Sánchez Fernández y al Dr. Luis Alejandro Sánchez Pérez, porque gracias a su forma de trabajar, conocimientos, supervisión, orientaciones, persistencia, paciencia y motivación, se desarrolló oportunamente ésta tesis.

Agradezco a las autoridades y profesores del Centro de Investigación en Computación (CIC) por darme la oportunidad de formar parte de su comunidad y brindarme el apoyo necesario para el desarrollo de este trabajo.

Finalmente, le agradezco al Instituto Politécnico Nacional (IPN) y al Consejo Mexicano de Ciencia y Tecnología (CONACYT), por su apoyo académico y financiero.

Índice

Resumen	1
Abstract.....	2
Agradecimientos	3
Índice de figuras	6
Índice de tablas	8
CAPÍTULO 1 Introducción	9
1.1 Motivaciones y antecedentes.....	9
1.2 Planteamiento del problema	9
1.3 Justificación.....	10
1.4 Alcance.....	10
1.5 Hipótesis.....	10
1.6 Objetivos	10
1.6.1 Objetivo General.....	10
1.6.2 Objetivos Específicos.....	11
1.7 Contribuciones	11
1.8 Metodología de la investigación.....	11
1.8 Estructura de la tesis.....	14
CAPÍTULO 2 Estado del arte	15
2.1 Instrumentos biomecánicos.....	15
2.2 Sistemas de medición inerciales	17
2.3 Escalas de evaluación propuestas para la enfermedad de Parkinson	19
CAPÍTULO 3 Marco Teórico.....	22
3.1 Movimientos Biomecánicos	22
3.1.1 Temblores	22
3.1.2 Clasificación de temblores	23
3.2 Descripción del mal de Parkinson	27
3.3 Diagnóstico del mal de Parkinson	28
3.4 Escalas de evaluación de Parkinson	29
3.5 Unidades de Medición Inercial.....	33
3.6 Acelerómetros	33
3.6.1 Características de los acelerómetros	34
3.6.2 Acelerómetros piezoeléctricos	35
3.6.3 Acelerómetros mecatrónicos.....	36
3.6.4 Acelerómetro mecánico	37
3.7 Giroscopio.....	37
3.8 Magnetómetro	38

3.9 Método de integración trapezoidal.....	39
CAPÍTULO 4 Mediciones triaxiales y bilaterales mediante IMU de los temblores en pacientes con enfermedad de Parkinson	41
4.1 Sensores utilizados	41
4.2 Ubicación de los sensores en los pacientes	43
4.3 Anulación de la aceleración estática debido a la gravedad de la tierra.....	44
CAPITULO 5 Análisis y procesamiento de las señales de temblores y extracción de indicadores biomecánicos bilaterales durante la exploración motora	47
5.1 Obtención de la Velocidad	47
5.3 Ajuste de la señal	49
5.4 Cálculo y ajuste de la posición	52
5.5 Calcular desplazamientos vectoriales.....	53
5.6 Detección de valles.....	55
5.7 Amplitudes lineales y vectoriales.....	56
5.8 Filtrado de las amplitudes	59
5.9 Obtención de datos estadísticos.....	60
CAPÍTULO 6 Modelo computacional para la evaluación de los temblores	63
6.1 Variables de entrada.....	64
6.2 Variables de salida.....	65
6.2 Funciones de membresía de entrada	65
6.3 Funciones de membresía de salida.....	68
6.4 Reglas del modelo difuso.....	69
CAPÍTULO 7 Resultados y discusión.	71
7.1 Resultados en pacientes de control	71
7.3 Aportaciones al estado del arte	86
CONCLUSIONES	88
TRABAJOS FUTUROS	89
APÉNDICE A.....	90
APÉNDICE B	98
REFERENCIAS	99

Índice de figuras

Figura 1.1: Diagrama del proceso de investigación	13
Figura 2.1: Instrumento de medición inercial	16
Figura 2.2: Acelerómetro inalámbrico montado en mano derecha [3]	17
Figura 2.3: Ejemplo de aplicación conectada a un acelerómetro inalámbrico[3]	18
Figura 3.1: Acelerómetro Triaxial	34
Figura 3.2: Funcionamiento del acelerómetro	37
Figura 3.3: Ejemplo de un giroscopio digital.....	38
Figura 3.4: Ejemplo de aproximación de integración	40
Figura 3.5: Error generado en primer método de aproximación	40
Figura 3.6: Método de aproximación aplicado al proyecto.....	40
Figura 4.1: Sensor utilizado	43
Figura 4.2: IMU adaptada para el proyecto	44
Figura 4.3: La orientación en el sistema de coordenadas B se consigue por una rotación, desde la alineación con el sistema de coordenadas A, de un ángulo θ alrededor del eje eje Ar	45
Figura 5.1: Ejemplo de aceleración compensada.....	48
Figura 5.2: Representación del método de integración trapezoidal	49
Figura 5.3: Velocidad sin ningún proceso de ajuste.	50
Figura 5.4: Movimiento involuntario en paciente de control.....	50
Figura 5.5: Esquema de filtro Butterworth pasa alto	51
Figura 5.6: Velocidad después de filtrarse.....	52
Figura 5.7: Posición sin ningún proceso de ajuste.	52
Figura 5.8: Posición después de filtrarse	53
Figura 5.9: Vector de posición.....	54
Figura 5.10: Ejemplo de desplazamientos vectoriales	55
Figura 5.11: Ejemplos de máximos y mínimos locales en una función	55
Figura 5.12: Ejemplo de desplazamientos con valles	56
Figura 5.13: Ejemplo de valles y desplazamientos	57
Figura 5.14: Ejemplo de amplitudes lineales	58
Figura 5.15: Ejemplo de amplitudes vectoriales	59
Figura 5.16: Ejemplo de amplitudes ajustadas.....	60
Figura 5.17: Ejemplo de temblores ordenados.....	61
Figura 5.18: Ejemplo del tercio de amplitudes más grandes	61
Figura 5.19: Ejemplo del décimo de amplitudes más grandes	62
Figura 6.1: Diagrama del modelo difuso	63
Figura 6.2: Gráfica de las funciones de memebresía para la variable Amplitud $H 1/3$	66
Figura 6.3: Gráfica de las funciones de memebresía para la variable Frecuencia $H 1/3$	67
Figura 6.4: Gráfica de las funciones de membresía para la variable Diferencia de $H 1/10 - H 1/3$	68
Figura 6.5: Gráfica de las funciones de membresía para la variable de salida.....	69
Figura 7.1: Paciente de control 1 en medición de temblor postural	71
Figura 7.2: Paciente de control 1 en medición de temblor en reposo	72
Figura 7.3: Paciente de control 2 en medición de temblor en reposo	73
Figura 7.4: Paciente con Parkinson 1 en medición de temblor postural	75
Figura 7.5: Paciente con Parkinson 1 en medición de temblor en reposo.....	76
Figura 7.6: Paciente con Parkinson 2 en medición de temblor postural	77
Figura 7.7: Paciente con Parkinson 3 en medición de temblor postural	78
Figura 7.8: Paciente con Parkinson 4 en medición de temblor postural	79
Figura 7.9: Paciente con Parkinson 5 en medición de agilidad con el pie	80
Figura 7.10: Paciente con Parkinson 6 en medición de agilidad con el pie	81
Figura 7.11: Paciente con Parkinson 7 en medición de agilidad con el pie	82
Figura 7.12: Paciente con Parkinson 8 en medición de temblor postural	83
Figura 7.13: Paciente con Parkinson 9 en medición de agilidad con el pie	84
Figura 7.14: Paciente con Parkinson 10 en medición de temblor postural	85

Figura A.1: Interfaz del sistema cliente para la calibración del magnetómetro	91
Figura A.2 Pantalla del servidor de calibración.....	92
Figura A.3: Pantalla del sistema cliente para la calibración del magnetómetro.....	93
Figura A.4: Interfaz del sistema de evaluación.....	95
Figura B.1: Diploma del congreso	98

Índice de tablas

Tabla 3.1: Tipos de temblores.....	25
Tabla 3.2: Ítems evaluados en la escala unificada de la enfermedad de Parkinson de la Sociedad de Trastornos del Movimiento (MDS-UPDRS)	31
Tabla 5.1: Aceleración, velocidad y posición	48
Tabla 6.1: Variables de entrada del modelo difuso	64
Tabla 6.2: Variables de salida del modelo difuso	65
Tabla 6.3: Funciones de membresía para la variable Amplitud H1/3	65
Tabla 6.4: Funciones de membresía para la variable Frecuencia H 1/3	66
Tabla 6.5: Funciones de membresía para la variable Diferencia de H 1/10 - H 1/3	67
Tabla 6.6: Valores de las funciones de membresía de salida	68
Tabla 7.1: Evaluación de temblor postural en paciente de control 1	72
Tabla 7.2: Evaluación de temblor en reposo en paciente de control 1	73
Tabla 7.3: Evaluación de temblor postural en paciente de control 2	74
Tabla 7.4: Evaluación de temblor postural en paciente con Parkinson 1	75
Tabla 7.5: Evaluación de temblor en reposo en paciente con Parkinson 1	76
Tabla 7.6: Evaluación de temblor postural en paciente con Parkinson 2	77
Tabla 7.7: Evaluación de temblor postural en paciente con Parkinson 3	78
Tabla 7.8: Evaluación de temblor postural en paciente con Parkinson 4	79
Tabla 7.9: Evaluación de temblor en reposo en paciente con Parkinson 5	80
Tabla 7.10: Evaluación de temblor en reposo en paciente con Parkinson 6	81
Tabla 7.11: Evaluación de temblor en reposo en paciente con Parkinson 7	82
Tabla 7.12: Evaluación de temblor postural en paciente con Parkinson 8	83
Tabla 7.13: Evaluación de temblor en reposo del paciente con Parkinson 9	84
Tabla 7.14: Evaluación de temblor postural en paciente con Parkinson 10	85
Tabla 7.15: Tabla comparativa de aportaciones.....	87
Tabla A.1: Ejemplo de los valores de calibración del acelerómetro, giroscopio y magnetómetro de una IMU	90
Tabla A.2: Análisis estadístico de la base de datos.....	97

CAPÍTULO 1

Introducción

1.1 Motivaciones y antecedentes

Desde las últimas décadas, la tecnología se ha convertido en una parte esencial de la medicina moderna, estando presente en la mayoría de los procesos de diagnóstico actuales, sin embargo, existen ciertas rutinas y escalas de evaluación que aún valoran subjetivamente al estado de salud del paciente, tal es el caso de la enfermedad de Parkinson[2, 6, 7].

En el año de 1817, el médico inglés Dr. James Parkinson, describió con detalle los signos, síntomas y características de dicha enfermedad, en un documento titulado "*Ensayo sobre la parálisis agitante*" [1], la cual ha sido la base para diversas investigaciones, ya que desde entonces se han hecho pocas modificaciones a la descripción inicial. Así mismo, se mencionan aspectos como la evolución asimétrica de los temblores, los trastornos de la marcha, rigidez, variaciones del habla, caídas, alteraciones del sueño, entre otros. Por otra parte, la enfermedad de Parkinson es el segundo trastorno neurodegenerativo más frecuente, afectando entre el 1 al 2% de las personas mayores de 60 años a nivel mundial [8].

1.2 Planteamiento del problema

Los métodos actuales de apoyo para dar evaluaciones del estado de un paciente con la enfermedad de Parkinson, están basados en escalas que requieren un dictamen del médico y que involucra aspectos cuantitativos durante la exploración motora, los cuales dependen de la percepción del mismo, teniendo un elevado nivel de subjetividad, y dan como resultado una precisión baja sobre los indicadores biomecánicos relacionados con evolución de la enfermedad o el seguimiento del tratamiento. Adicionalmente, otros trabajos tecnológicos y científicos no usan la escala más recomendada en la actualidad y que es MDS-UPDRS [6, 9].

1.3 Justificación

La mayoría de las valoraciones médicas que se realizan a los pacientes diagnosticados con mal de Parkinson son del tipo subjetivas, ya que dependen totalmente de una valoración visual, lo que ocasiona una falta de precisión al momento de darle un seguimiento a la enfermedad de cada persona, además de que en la mayoría de los casos se suele prestar más atención a las extremidades que están siendo evaluadas, dejando las demás sin algún tipo de supervisión e ignorando algún movimiento significativo que pudiera presentarse en el paciente.

1.4 Alcance

Analizar las señales registradas mediante acelerómetros, giroscopios y magnetómetros triaxiales y evaluar el temblor producido solamente en extremidades en reposo y el temblor postural de las manos.

1.5 Hipótesis

Es posible evaluar de una forma objetiva los temblores en extremidades en reposo presentes en los pacientes con mal de Parkinson, basándose en la MDS-UPDRS, mediante unidades de medición inercial (IMU), el cálculo de indicadores biomecánicos y el uso de modelos difusos.

1.6 Objetivos

1.6.1 Objetivo General

1. Desarrollar un modelo computacional para el análisis de indicadores biomecánicos bilaterales de temblores en extremidades en reposo en personas con Parkinson, durante la exploración motora.

1.6.2 Objetivos Específicos

1. Realizar mediciones triaxiales y bilaterales mediante unidades de medición inercial (IMU) en pacientes con enfermedad de Parkinson.
2. Construir una base de datos personalizada con las mediciones de los temblores.
3. Realizar el análisis de las mediciones de señales triaxiales de los temblores, durante la exploración motora.
4. Desarrollar métodos para el procesamiento de las señales y extracción de indicadores biomecánicos de los temblores del paciente.
5. Crear un modelo computacional mediante lógica difusa para la evaluación del temblor durante la exploración motora.

1.7 Contribuciones

1. Se extrajeron rasgos e indicadores de las señales biomecánicas que permiten evaluar los temblores presentes en los pacientes con Parkinson y *calcular indicadores biomecánicos*.
2. Se desarrolló un modelo computacional basado en lógica difusa que *permite evaluar objetivamente los temblores en pacientes con mal de Parkinson*, lo cual a futuro, permitirá realizar el seguimiento de su evolución y la efectividad de los tratamientos.
3. Se construyó una base de datos de las mediciones de señales biomecánicas en pacientes con Parkinson y en personas de control.

1.8 Metodología de la investigación

En la figura 1.1 se muestra un diagrama de la metodología de investigación utilizada, así mismo las etapas de dicho modelo se mencionan a continuación:

1. Definición del tema de tesis.
2. Análisis del estado del arte.
 - a. Instrumentos biomecánicos.
 - b. Sistemas de medición inerciales.
 - c. Escalas propuestas para la enfermedad de Parkinson
3. Planteamiento del problema.
4. Idear la hipótesis del proyecto.

5. Delimitación del alcance.
6. Establecer objetivos.
7. Definición del marco teórico.
 - a. Aspectos relacionados con el mal de Parkinson.
 - b. Escalas de evaluación para la enfermedad.
 - c. Descripción de los instrumentos de medición inercial.
8. Mediciones triaxiales y bilaterales.
 - a. Explicación de los sensores utilizados.
 - b. Descripción de la forma de obtención de las señales.
 - c. Procesamiento de la señal emitida por los sensores.
9. Análisis y procesamiento de la señal.
 - a) Obtención de los indicadores biomecánicos necesarios para evaluar al paciente.
 - b) Explicación del ajuste y procesamiento que se le dio a las señales.
 - c) Obtención de variables estadísticas que se usarán en el modelo difuso.
10. Modelo computacional
 - a. Diseño del modelo difuso
 - b. Descripción de variables de entrada y de salida usadas
 - c. Interpretación de los datos
11. Publicación de resultados
 - a. Valoraciones en pacientes de control
 - b. Evaluaciones en pacientes con Parkinson
 - i. Descripción de los valores obtenidos
12. Interpretación de datos.
13. Comprobación de hipótesis.
14. Elaboración de conclusiones.
15. Propuesta de trabajos futuros.

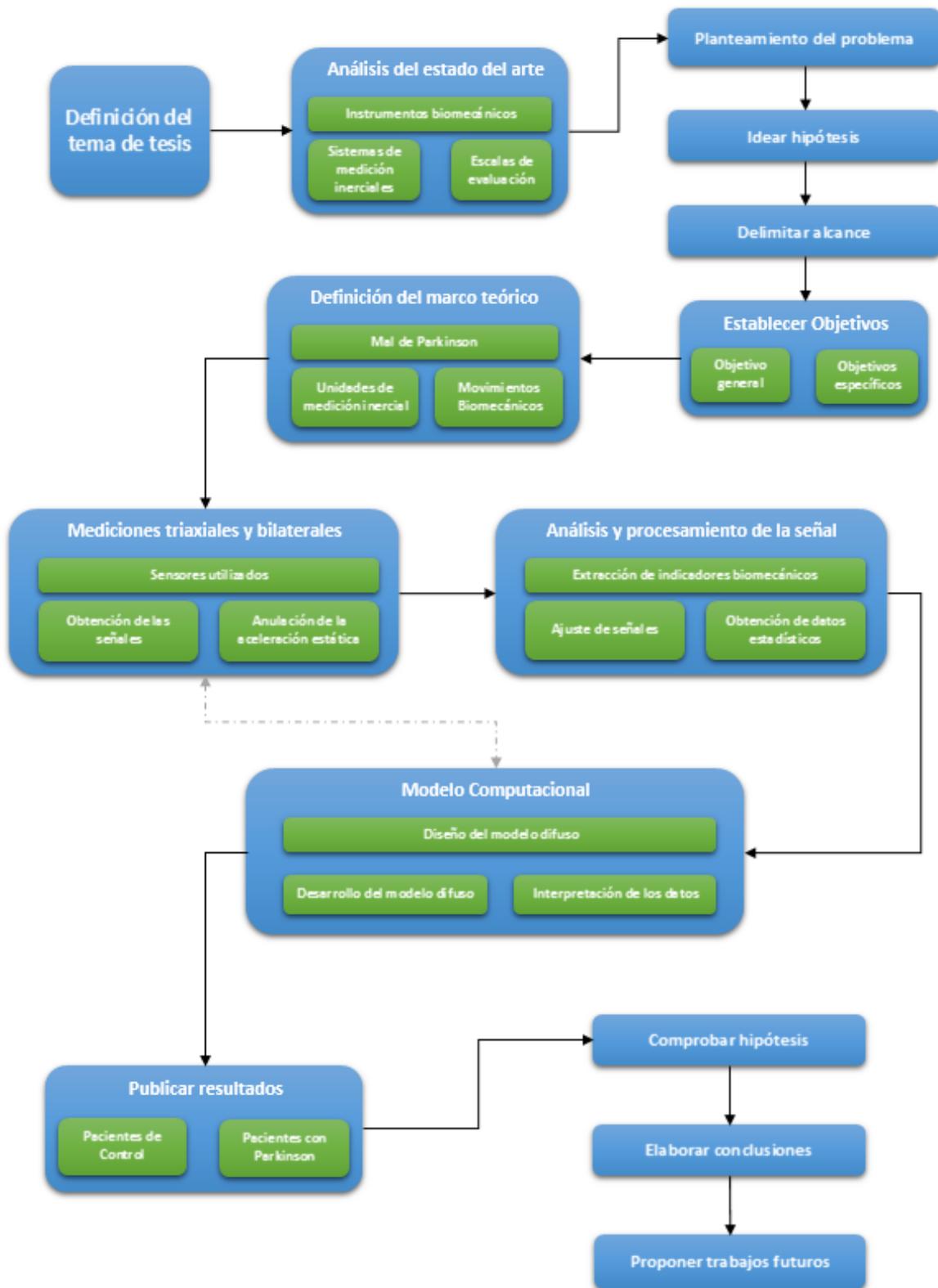


Figura 1.1 Diagrama del proceso de investigación.

1.8 Estructura de la tesis

La presente tesis se encuentra organizada de la siguiente manera:

Capítulo 1. Introducción:

Se presenta el proyecto de investigación, describiendo el problema a resolver, las motivaciones y antecedentes del mismo, así como los alcances, objetivos e hipótesis del proyecto.

Capítulo 2. Estado del arte

Se hace mención de aquellas técnicas, métodos y modelos que se han elaborado por diversos autores, con el fin de conocer las soluciones que ya existen en la actualidad.

Capítulo 3. Marco teórico

Se redacta todo el aspecto teórico con el que está sustentado el presente trabajo, tales como los sensores que se utilizaron, la descripción de la enfermedad de Parkinson, las escalas de evaluación usadas, entre otras cosas.

Capítulo 4. Mediciones triaxiales y bilaterales mediante IMU de los temblores en pacientes con enfermedad de Parkinson

Se describe el proceso de obtención de las señales que fueron utilizadas para obtener los indicadores biomecánicos.

Capítulo 5. Análisis y procesamiento de las señales de temblores y extracción de indicadores biomecánicos bilaterales durante la exploración motora

Se detalla la forma en que la señal fue tratada, hasta obtener los rasgos necesarios para evaluar a los pacientes.

Capítulo 6. Modelo computacional para la evaluación de los temblores

Se detalla todo lo relacionado con el modelo de lógica difusa que se elaboró.

Capítulo 7. Resultados y discusión.

Se constituye de diversos resultados obtenidos al evaluar pacientes de control y con Parkinson, describiendo los valores conseguidos.

Conclusiones

Se presentan el desenlace del presente proyecto de investigación con base en los resultados obtenidos.

CAPÍTULO 2

Estado del arte

2.1 Instrumentos biomecánicos

El artículo titulado “*Quantification of Parkinson’s disease characteristics using wireless accelerometers*” [3] describe una aplicación que implementa el uso de acelerómetros como instrumento de medición para medir a pacientes con Parkinson, sin embargo solo hace referencia que realizan una integración mediante el método trapezoidal y muestra gráficas de la aceleración normalizada, sin explicar algún tipo de ajuste extra que haya aplicado a su señal. También se puede entender que no realizaron mediciones en pacientes con la enfermedad, además de que no muestran los resultados de algún indicador que hayan obtenido, como la amplitud de los temblores.

Por otra parte, en el artículo “*Quantification of Tremor and Bradykinesia in Parkinson’s Disease Using a Novel Ambulatory Monitoring System*” [4] se presenta como un sistema ambulatorio capaz de cuantificar el temblor en pacientes con enfermedad con Parkinson, dicho documento sí especifica que se realizaron pruebas tanto en pacientes de control como con la enfermedad, además de que menciona algunos detalles del procesamiento que le dio a su señal, tales como la aplicación de un filtro IIR y la forma de obtención de sus indicadores utilizados, los cuales fueron mediante una amplitud en grados. También se redacta que tomaron como base la escala MDS-UPDRS, sin embargo no comenta que tipo de exploraciones motoras evaluaron con el sistema ambulatorio, que por hecho de utilizar unidades como Pitch, Yaw y Roll, dan la idea de que no se involucran con los temblores en reposo y se enfocan para el caso de la pronación y supinación.

También, en el artículo “*Automatic Assessing of Tremor Severity Using Nonlinear Dynamics, Artificial Neural Networks and Neuro-Fuzzy Classifier*” [10], se propone un análisis de los temblores producidos en las manos de una persona con Parkinson, usando accesorios de videojuegos (Control de Nintendo Wii y Sensor Kinect de Xbox) y complementando con un análisis de escritura. Los autores de éste artículo obtienen indicadores como la frecuencia del temblor y la clasificación que define si una persona tiene Parkinson o no, así mismo, realizan el procesamiento de la señal mediante un sistema neuro difuso, donde se implementan 3 diferentes tipos de redes neuronales, las cuales son: máquinas de soporte vectorial, perceptrón multicapa y redes de base radial. Por otra parte, redactan que las pruebas del modelo se efectuaron tanto a pacientes de control y con Parkinson, obteniendo una clasificación correcta.

La biomecánica aplica las leyes de la física al estudio del movimiento humano, ya que estudia las diferentes fuerzas actuantes sobre el cuerpo humano, y su relación con las posibles patologías o alteraciones del mismo. En la actualidad su uso abarca áreas como la medicina, deporte, fisioterapia, entre otras.

Los sistemas que se orientan a esta ciencia están desarrollados con sensores de tipo inercial, tales como acelerómetros, giroscopios, magnetómetros, entre otros dispositivos, los cuales son colocados de tal forma que sus ejes de medición sean ortogonales entre sí, además de que su desarrollo en los últimos años está totalmente ligado al avance tecnológico [11-13].

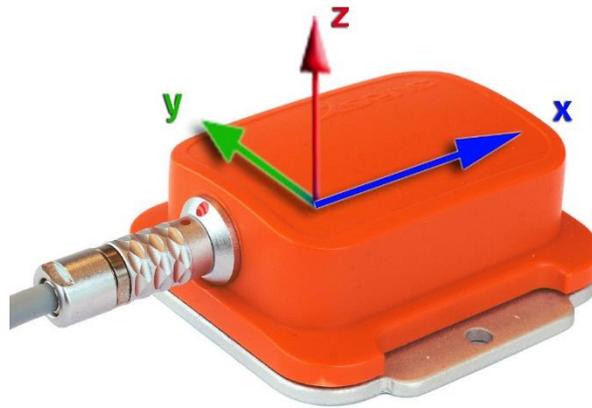


Figura 2.1: Instrumento de medición inercial

Los acelerómetros son un tipo de IMU que estima la aceleración a partir de la medición del desplazamiento que sufre una masa contenida dentro del sensor. En el ámbito médico se han propuesto algunos sistemas de evaluación y cuantificación en tiempo real de los temblores en reposo, que en su mayoría registran ciertos datos como de aceleración de los brazos y utilizan para crear espectros de frecuencia y así complementar el diagnóstico [12, 14].

Hay proyectos de investigación que utilizan brazaletes que incorporan un sensor para medir el temblor del paciente y actualmente la introducción de las unidades de medición inercial, tales como los acelerómetros en el ámbito médico ha ido en aumento ya que estos dispositivos ofrecen una oportunidad para poder clasificar y ofrecer atributos más particulares de la enfermedad y del paciente [3-5, 15].



Figura 2.2: Acelerómetro inalámbrico montado en mano derecha [3]

Por otra parte, el área deportiva también se ha visto beneficiada con éstos dispositivos ya que se ha incrementado considerablemente el interés por conocer o determinar la eficiencia de cada deportista, sobre todo en las actividades que necesitan gran precisión en los registros, por ejemplo en las carreras, donde se busca obtener datos más particulares como las velocidades de la persona o la distancia recorrida y se ha llegado al punto donde no sólo se emplean en competición sino que también se utilizan en el entrenamiento diario para calcular parámetros fisiológicos, bioquímicos, biomecánicos, entre otros, que posteriormente serán utilizados para optimizar el entrenamiento [16, 17].

2.2 Sistemas de medición inerciales

Para estudiar el movimiento humano, la biomecánica deportiva utiliza dos procedimientos: el análisis cuantitativo y el cualitativo. El análisis cuantitativo implica la descripción de los movimientos del cuerpo o sus partes en términos numéricos, ya que el cálculo de las características del movimiento ayuda a eliminar las descripciones o valoraciones subjetivas ya que los datos son obtenidos mediante el uso de instrumentos de medición. El observador puede entonces usar los valores calculados para explicar o describir la situación actual, por otra parte, este análisis tiene algunos inconvenientes como no ser del todo económico ya que dependiendo del tipo de instrumento a utilizar, los costos pueden variar demasiado, además de que el desarrollo de aplicaciones requiere mucho esfuerzo y conocimientos en un área en particular.

El análisis cualitativo intenta describir un movimiento en términos no numéricos, ya que los datos obtenidos de un análisis de éste tipo pueden ser sustentados mediante valoraciones visuales. La

evaluación de un análisis cualitativo se basa en la habilidad del evaluador para reconocer los momentos críticos de la ejecución o del gesto en particular.

La aplicación de sensores habilita una posibilidad para complementar las actuales y tradicionales escalas de evaluación, ya que es posible cuantificar con exactitud la evolución de la enfermedad, desarrollando un sistema de medición ambulatorio que sea capaz de reconocer los movimientos o temblores Parkinsonianos mientras el paciente se encuentre haciendo sus actividades cotidianas.

Esto implica que la enfermedad puede ser continuamente evaluada durante un ciclo de 24 horas, sin embargo, este tipo de aplicaciones aún se encuentran en fases de desarrollo ya que la matemática que hay detrás de dicha idea es muy extensa, debido a que eso implicaría ajustes en medición para eliminar movimientos comunes como lo son sacudidas de la mano o piernas [3, 4, 18-20].



Figura 2.3: Ejemplo de aplicación conectada a un acelerómetro inalámbrico[3]

Este tipo de sistemas utilizan sensores que son usados ampliamente para referirse a una tarjeta que contiene un acelerómetro y un giróscopo, ambos de 3 ejes en sus versiones más simples, los dispositivos más comunes son los acelerómetros, giróscopos y magnetómetros

Estas aplicaciones se encargan de proporcionar desplazamientos, orientaciones, velocidades y aceleraciones, además de que permiten medir el movimiento de personas al momento en que realizan

ciertas actividades físicas, obteniendo gráficas y datos de una alta precisión. La introducción de este tipo de sistemas para la evaluación del estado de la enfermedad de Parkinson ha propuesto una nueva opción vanguardista para

El hecho de desarrollar este tipo de aplicaciones otorga beneficios médicos, sociales y económicos, ya que los alcances de dichos proyectos permitirían reducir el número de hospitalizaciones y mejorará la gestión de la enfermedad, así como mejorar las técnicas actuales del tratamiento y la rehabilitación de los pacientes. Todo esto contribuirá a mejorar la calidad de vida de las personas y proporcionar una mayor y más personalizada atención a los pacientes de Parkinson.

Por otra parte, el proceso de entrenamiento de los atletas requiere un control exhaustivo de los esfuerzos realizados por éste y las nuevas tecnologías nos aportan los instrumentos de medición, para controlar y planificar el entrenamiento deportivo [16, 17].

Actualmente en área deportiva, el proceso de observación del deportista se encuentra relacionado generalmente con el uso de equipos que cada vez son más sofisticados con el único objetivo de conseguir valores más precisos. A continuación, se mencionan algunas características que pueden evaluarse en determinados deportes, mismas que resultan de gran utilidad para sus practicantes [13, 21, 22]:

1.- Natación: Se mide la velocidad y aceleración de acuerdo con las dimensiones del nadador y las condiciones de resistencia.

2.- Fútbol: Evalúan la velocidad, aceleración y distancias recorridas por cada jugador, así como sus incidencias al dar patadas.

3.- Boxeo: para medir tiempo de golpe de acuerdo con la masa del boxeador en relación con su masa muscular y dirección del golpe. Los sensores se ubican en brazos y manos.

4.- Baseball: para medir fuerza de bateo, así como la velocidad con la que la pelota es lanzada y su trayectoria.

2.3 Escalas de evaluación propuestas para la enfermedad de Parkinson

El diagnóstico y tratamiento de los síntomas de la enfermedad de Parkinson requieren una evaluación cuidadosa conocer su alcance y los efectos en la vida del paciente. Para ello, se emplea una variedad de instrumentos de evaluación que permiten identificar la presencia de complicaciones durante

distintas fases, donde se le debe dar importancia al hecho de documentar la evolución del proceso, cuantificar la gravedad e impacto de los síntomas, valorar el efecto de los tratamientos aplicados, facilitar el intercambio de información entre médicos, así como con otros profesionales y hasta con los propios pacientes y sus familias [2].

La enfermedad de Parkinson se ha caracterizado por tener diversos síntomas que en su mayoría influyen en las actividades diarias de los pacientes, los cuales pueden ser: temblor, rigidez muscular, acinesia, alteraciones de la postura, alteraciones del equilibrio, problemas en la marcha, expresiones faciales, entre otros.

A continuación, se describen brevemente las escalas más utilizadas para la evaluación de la EP.

1.- Escala unificada de la enfermedad de Parkinson (Unified Parkinson's Disease Rating Scale, MDS-UPDRS)

Es la escala más ampliamente utilizada tanto en investigación como en la práctica clínica, ya que cuenta con un gran número de estudios de validación y un valor de referencia para los organismos reguladores internacionales [6]. Se basa en un trabajo desarrollado por el grupo de expertos en escalas de evaluación de la enfermedad de Parkinson (Task Force for Rating Scales in Parkinson's Disease) y utilizada para medir la gravedad de la enfermedad, la cual consta de 42 ítems agrupados en cuatro subescalas: [6, 7]

- MDS-UPDRS I Estado mental, conducta y estado anímico
- MDS-UPDRS II Actividades de la vida diaria
- MDS-UPDRS III Exploración del sistema motor
- MDS-UPDRS IV Complicaciones del tratamiento

2.- Clasificación de Hoehn y Yahr (H & Y)

Evalúa globalmente la gravedad de los pacientes con Parkinson (función motora y avance de la enfermedad). La versión original clasifica 4 secciones [23, 24].

- El apartado I indica enfermedad unilateral
- El apartado II indica enfermedad bilateral sin inestabilidad postural
- El apartado III indica inestabilidad postural

- El apartado IV indica una discapacidad considerable, pero se mantiene la habilidad para andar independientemente
- El estadio V indica dependencia de la silla de ruedas o que sólo pueden andar con ayuda

En la MDS-UPDRS se incluyó una versión modificada de la escala de H & Y con ocho niveles (estadios 0; 1; 1,5; 2; 2,5; 3; 4 y 5) con una aceptabilidad satisfactoria y una correlación moderada o alta con otras medidas de la EP.

3.- Escala de Schwab y England (Schwab and England Scale, SES)

Evalúa, mediante entrevista, la capacidad funcional global y el grado de dependencia del paciente en relación con aspectos motores de la enfermedad de Parkinson. La puntuación se expresa en porcentaje, de 0 (estado normal) a 100 (confinado en cama y con alteraciones vegetativas). Se incluye, junto con la escala H & Y, como escala complementaria de la MDS-UPDRS [2].

Es una escala muy utilizada en la práctica clínica y en investigación, pero carece de estandarización, lo que puede conllevar problemas en su aplicación. Además no evalúa el impacto de aspectos clave de la enfermedad de Parkinson como la dificultad en los movimientos corporales y los síntomas no motores.

Las subescalas son puntuadas por un evaluador, mediante entrevista y exploración física. El rango de puntuaciones de las tres primeras secciones es de 0 (normal) a 4 (grave). En la subescala IV, algunos ítems se puntúan de 0 (ausencia) a 1 (presencia), y otros de 0 a 4. Se obtiene la puntuación total de MDS-UPDRS como suma total de las subescalas. Mayores puntuaciones indican mayor discapacidad.

La MDS-UPDRS se complementa con la clasificación modificada de Hoehn y Yahr (H & Y) de 8 ítems (denominada MDS-UPDRS V) y la escala de actividades de la vida diaria de Schwab y England (SES) de 20 ítems (dando origen a la sección MDS-UPDRS VI), con las que forma una batería de evaluación. La MDS-UPDRS evalúa diferentes aspectos de la enfermedad de Parkinson (alteraciones mentales, discapacidad, alteraciones motoras, complicaciones) [2, 6, 23].

CAPÍTULO 3

Marco Teórico

3.1 *Movimientos Biomecánicos*

La Biomecánica es considerada como una disciplina científica que tiene como objetivo analizar los movimientos que están presentes al realizar ciertas actividades en circunstancias y condiciones diferentes, estudiando las consecuencias mecánicas que se derivan de nuestra actividad, ya sea en nuestra vida cotidiana, en el trabajo, cuando hacemos deporte, etc. Para estudiar los efectos de dicha actividad, la Biomecánica utiliza los conocimientos de la mecánica, la ingeniería, la anatomía, la fisiología y otras disciplinas.

3.1.1 Temblores

El temblor es una oscilación rítmica presente en una parte del cuerpo y aunque todas las personas tenemos una pequeña componente de dichos movimientos, existen algunas que presentan movimientos más notorios o marcados [25-28].

Así mismo, existen diferentes tipos de temblores, tal es el caso de los patológicos, los cuales son definidos como el trastorno del movimiento más frecuente y que en la mayoría de los casos son resistentes a los tratamientos habituales [29]. El temblor es un síntoma común de muchas enfermedades relacionadas con las alteraciones en el movimiento, lo que complica el diagnóstico del médico hacia un diagnóstico más particular. En el caso del mal de Parkinson, éste es el signo con el que inicia dicho trastorno y se presenta de forma singular en las extremidades de los pacientes [29, 30].

Basándonos en las características clínicas, los temblores se pueden agrupar en síndromes que pueden distinguirse entre sí, por medio de a observaciones clínicas, ya que la “Movement Disorder Society” asume que las distintas componentes de un temblor pueden ser separadas mediante una observación clínica y ser descritas mediante una terminología común [25].

La clasificación diagnóstica consiste en una serie de datos de la historia y el examen médico del paciente que es suficiente para clasificar un temblor específico entre una serie de síndromes del temblor [31].

3.1.2 Clasificación de temblores

El análisis y la clasificación de las condiciones en las que aparece el temblor es un aspecto relevante para el análisis clínico. Las definiciones y criterios que a continuación se citan están basados en los criterios de la “Movement Disorder Society”.

Dicha clasificación se enumera a continuación:

1. **Temblor de reposo**
2. **Temblor de acción**
 - a) *Temblor postural*
 - b) *Temblor cinético*
 1. *Temblor cinético sencillo*
 2. *Temblor cinético en movimientos hacia un objetivo*
 - c) *Temblor cinético específico de tareas*
 - d) *Temblor isométrico*

Temblor de reposo: El temblor de reposo se define como el temblor que ocurre en una parte del cuerpo que no está voluntariamente en movimiento, en donde el paciente se encuentra quieto. Uno de los detalles de esta definición es que excluye a los temblores de acción que aparecen también cuando el paciente intenta quedarse quieto, después de realizar alguna actividad, apoyándose sobre algún objeto. Un modo sencillo de separar el temblor de reposo típico, del temblor de acción presente durante el reposo es explorarlo en los movimientos dirigidos a un objetivo, como por ejemplo, tocarse la nariz o intentar tocar la punta de sus dedos, ya que al realizar dichos movimientos a voluntad el temblor de reposo típico disminuye al momento de realizarlos [32].

La amplitud del temblor de reposo aumenta durante la realización de tareas mentales tales como contar hacia atrás o cuando se realizan movimientos con otra parte del cuerpo, como caminar. Aunque otros tipos de temblores se ven agravados por la realización de tareas mentales, la diferencia es que en el caso del temblor de reposo este empeoramiento ocurre cuando el miembro está apoyado sobre algún objeto [33].

La fisiología del temblor de reposo está, con probabilidad, separada de las demás causas del temblor. Es típico de la enfermedad de Parkinson, aunque puede aparecer en otras patologías. En la práctica clínica es típico de los pacientes que están en tratamiento con sustancias sustitutas de la Dopamina, aunque también se han descrito en otros casos [34].

Temblo de acción: El temblor de acción es el que ocurre durante la contracción voluntaria de los músculos, incluye el temblor postural, el isométrico y el cinético que a su vez incluye el temblor de intención.

Temblo postural: El temblor postural es el que aparece cuando se mantiene voluntariamente una posición contra la gravedad. En el caso de que el temblor empeore en determinadas posturas se le conoce también como temblor específico de la posición.

Temblo cinético: Es el temblor que ocurre durante la realización de movimientos voluntarios, tanto si se realizan con apoyo visual como sin él, tanto en movimientos repetitivos o en movimientos orientados a un objetivo (como señalar un objeto con el dedo).

Temblo en movimientos orientados a un objetivo: También conocido como temblor de intención, aunque la “Movement Disorder Society” prefiere llamarlo temblor en movimientos orientados a un objetivo dado que la ‘intención’ de quien lo padece no es temblar. Es un temblor cuya amplitud aumenta en movimientos con apoyo visual realizados para la consecución de un objetivo al final del movimiento, tales como apuntar con un dedo a la punta de la nariz.

Temblo específico de tareas: Es un temblor cinético que puede empeorar de forma sensible durante la realización de actividades específicas. Los dos ejemplos más típicos de este tipo de temblor son el temblor de escritura y el temblor ocupacional.

Temblo isométrico: Es el temblor que ocurre como resultado de la contracción contra un objeto rígido estacionario, por ejemplo, cerrando fuertemente el puño o apretando la mano del examinador.

La naturaleza de los distintos elementos que configuran el temblor puede combinarse en un conjunto de síndromes específicos. Estos síndromes son la base para establecer procedimientos terapéuticos y diagnósticos.

A continuación, en la tabla 3.1 se definen los más significativos [29]:

Tabla 3.1: Tipos de temblores

Diagnóstico	Frecuencia	Activación
Fisiológico	8 – 12Hz	Postural e intención
Fisiológico intensificado	8 – 12Hz	Postural e intención
Esencial clásico	4 – 12Hz	Reposo, postural e intención
Indeterminado	4 – 8 Hz	Postural e intención
Ortostático	13 – 18Hz	Postural e intención
Específico de tareas	4 – 10Hz	Postural e intención
Distónico	4 – 8Hz	Reposo, postural e intención
Parkinson	4 – 12Hz	Reposo, postural e intención
Cerebelar	2 – 4Hz	Postural e intención
Holmes	2 – 4Hz	Reposo, postural e intención
Palatal	1 – 5Hz	Reposo, postural e intención
Síndrome neuropático	4 – 12Hz	Postural e intención
Inducido por drogas	2 – 12 Hz	Reposo, postural e intención
Psicogénico	4 – 10 Hz	Postural e intención

Temblor fisiológico: Tal como se ha comentado con anterioridad, el temblor fisiológico es el temblor que, en mayor o menor medida, todos tenemos. Es un temblor de amplitud reducida y de frecuencia alta (8 – 12Hz) que por lo general no se observa a simple vista sin algún tipo de instrumentación específica.

Temblor fisiológico intensificado: Este tipo de temblor tiene características similares al temblor fisiológico, con la única diferencia de que es perceptible a simple vista. En otras palabras, cuando la magnitud del temblor fisiológico es tal que puede observarse a simple vista se llama temblor fisiológico intensificado. Puede llegar a ser moderadamente influyente en las actividades diarias y se puede activar por distintas causas tales como: estados de nerviosismo, ingesta de sustancias excitantes o de alcohol. En todos estos casos, cuando la causa deja de existir el temblor desaparece.

Temblor esencial clásico: El término temblor esencial con el tiempo ha adquirido dos significados. Por una parte el temblor esencia clásico se trata de uno de los síndromes del temblor, mayoritariamente hereditario y principalmente un temblor de acción de las manos y a veces de la cabeza. El temblor esencial es la enfermedad de temblor más frecuente. Por otra parte, existen temblores de origen desconocido (llamados idiopáticos o esenciales), pero con síntomas clínicos diferenciables del temblor esencial clásico.

El temblor esencial es, quizás, la patología más característica del temblor, ya que la única consecuencia es la existencia de temblor persistente, predominantemente en las manos y los antebrazos, tiene una frecuencia entre 4 – 12Hz con tendencia a disminuir con la edad. Es una patología asociada a la edad, aunque puede aparecer de manera relativamente temprana y con una tendencia a adelantarse en el tiempo cuando es heredada [35].

Pese a que el temblor esencial es la patología más frecuente asociada al temblor, las dificultades de un diagnóstico correcto de esta patología hacen que sea especialmente difícil estimar su prevalencia, si bien las mejores estimaciones para personas mayores de 60 años están en el intervalo de 13,0 a 50,5 casos por cada 1000.

Temblores asociados con la enfermedad de Parkinson: La enfermedad de Parkinson está causada por un déficit de Dopamina. La Dopamina es un neurotransmisor que se genera en la sustancia negra. La Dopamina, juega un papel muy importante en la regulación de la actividad de los ganglios basales, los cuales son muy importantes para la regulación de los movimientos. Por ello, la enfermedad de Parkinson está asociada a muchos problemas motores tales como la rigidez, la bradicinesia y diversas formas de temblor [36].

La enfermedad de Parkinson está tan asociada popularmente al temblor, que en muchos casos se considera Parkinson lo que es temblor esencial. El temblor más típico del Parkinson es el temblor de reposo tanto en la extensión de muñeca como el temblor de ‘contar monedas’ un movimiento del pulgar como si se estuviera contando monedas o billetes [37].

El temblor de reposo es algo discapacitante, pues desaparece con la realización de movimiento voluntario, y puede eliminarse voluntariamente si el usuario se lo propone. También asociados con el Parkinson hay temblores posturales, cinéticos y de intención de características similares a los del temblor esencial [38].

Los orígenes del temblor son todavía objeto de debate en la literatura científica. El mejor conocido es el temblor fisiológico en el que concurren una serie de factores de diversa índole. Los temblores patológicos son mucho menos conocidos [18].

Las técnicas de registro fisiológico y de neuroimágenes desarrolladas durante los últimos años, han aportado información valiosa para conocer las estructuras que se encuentran afectadas en cada caso por el temblor.

Un debate que ha estado presente durante muchos años ha sido el origen central o periférico del temblor. La existencia de los generadores centrales de patrones hizo sospechar a muchos investigadores que el temblor, por su carácter repetitivo, podría tener un origen periférico, en la actualidad se tiene el convencimiento del origen central de la mayoría de los temblores patológicos, aunque haya efectos periféricos que puedan influir en su aparición o en su modulación [39].

3.2 Descripción del mal de Parkinson

Los primeros síntomas de dicha enfermedad son leves y poco constantes, sin embargo, se hacen cada vez más notorios con el paso del tiempo, registrando dolores en las articulaciones, dificultades para realizar movimientos, fatiga y la caligrafía comienza a cambiar, tornándose pequeña e irregular [40].

En el 80 por ciento de los pacientes, los síntomas comienzan en un solo lado del cuerpo y posteriormente se generalizan, así mismo, el carácter varía en los primeros estadios, por lo que es habitual la irritabilidad o la depresión sin causa aparente. Todos estos síntomas pueden permanecer mucho tiempo antes de que se manifiesten los signos más comunes que confirman el desarrollo de la enfermedad, tal es el caso de los temblores, los cuales son movimientos involuntarios que generalmente se vuelven más notorios en las manos, los brazos y las extremidades inferiores, pero también puede afectar cualquier parte del cuerpo [41].

Rigidez: Ausente, ligera y detectable sólo por comparación, leve y moderada, marcada con rango completo de movimiento fácilmente alcanzado, severa con rango de movimiento alcanzado con dificultad. Corresponde al ítem 22 del apartado III motor del MDS-UPDRS y consta de 4 puntos.

Temblor: Ausente, ligero e infrecuente, de amplitud leve y persistente, de moderada amplitud pero intermitente, de moderada amplitud pero persistente y muy marcado y persistente. Corresponde al ítem 20 del apartado III motor del MDS-UPDRS y consta de 4 puntos.

Acinesia: combinación de enlentecimiento, indecisión, disminución del balanceo de brazos, disminución en la amplitud, y pobreza de movimientos.

3.3 Diagnóstico del mal de Parkinson

En general, se puede realizar un diagnóstico bastante acertado cuando un paciente presenta, al menos, dos de los tres síntomas centrales del Parkinson: hipocinesia, temblor en reposo y rigidez. Es muy importante que el temblor sea en reposo y que desaparezca a la hora de realizar un movimiento, ya que hay otras patologías del sistema nervioso que no presentan temblor en estado de reposo, pero este aparece al intentar llevar a cabo el movimiento.

La exploración física y la historia médica familiar deben de ser minuciosas, ya que, aunque no es la forma más frecuente, el Parkinson puede presentar una herencia genética. Aproximadamente el 5% de los casos de Parkinson diagnosticados se deben a la forma genética. En el resto, aunque las causas pueden ser diversas, parece claro que hay ciertos factores genéticos (vulnerabilidad genética) que, al interactuar con el medio, predispone al individuo a desarrollar algún tipo de Parkinson [42, 43].

El médico puede llevar a cabo pruebas exploratorias de imagen de la cabeza, como una resonancia magnética nuclear, para descartar otras posibles causas para los síntomas, como la hidrocefalia (o acúmulo de líquido en el cerebro, lo que aumenta su presión y disminuye el correcto funcionamiento), enfermedades vasculares cerebrales o lesiones producidas por masas, como los tumores. También se pueden realizar otras pruebas para confirmar la degeneración de la sustancia negra y, con ello, el diagnóstico de la enfermedad [44].

El diagnóstico clínico de la enfermedad de Parkinson, históricamente se ha realizado con la presencia de 2 de 3 síntomas cardinales (temblor en reposo, rigidez y bradiquinesia) y por hallazgos en la patología de degeneración de las Neuronas dopaminérgicas de la sustancia negra asociada con la presencia de los Cuerpos de Lewy. Sin embargo el diagnóstico post mortem se ha logrado confirmar 80 - 90% de los casos por lo tanto se ha considerado con un alto nivel de confianza el diagnóstico cuando el paciente presenta temblor en reposo (asimétrico) y una buena respuesta a levodopa [45].

Realizar el diagnóstico al inicio de la enfermedad es difícil, sin embargo ayuda el poder llevar un seguimiento clínico del paciente y de la enfermedad, mejorando con exactitud el diagnóstico por medio

de una visión más amplia de la progresión, la respuesta al tratamiento, y aparición de síntomas adicionales como disfunción autonómica, alteración cognitiva, síntomas psiquiátricos, inconformidad sensitiva y alteraciones del sueño. Se ha estimado que el 30% de los pacientes no pueden curar con temblor en reposo [46]. Siendo esta presentación con un curso clínico de la enfermedad más benigna que se asocia a rigidez, la cual presenta una rápida progresión y guarda una asociación más cercana con los Parkinsonismos atípicos.

Actualmente la mayoría de las investigaciones se han enfatizado en la relación existente entre síntomas no motores y la Enfermedad de Parkinson lo que indica un compromiso cerebral que además permiten hacer un diagnóstico de la enfermedad en estadios tempranos debido a que preceden en muchas ocasiones a los síntomas motores de la enfermedad. Síntomas no motores como trastornos del sueño REM, Anosmia y Constipación [47, 48].

El Parkinsonismo atípico se debe sospechar cuando los síntomas presentan un Inicio temprano, Alteración en la marcha y en el lenguaje, Inestabilidad postural, Rigidez axial, Disfunción autonómica, Ausencia de temblor en reposo, Pobre respuesta a la levodopa [8, 49].

3.4 Escalas de evaluación de Parkinson

Durante un examen físico el médico puede determinar si el temblor se produce primordialmente durante la acción o el reposo. El médico también controlará la simetría del temblor, cualquier pérdida sensorial, debilidad o atrofia muscular o disminución de los reflejos. Los antecedentes familiares detallados pueden indicar si el temblor es heredado.

Los análisis de sangre u orina pueden detectar una disfunción tiroidea, otras causas metabólicas y niveles anormales de ciertas sustancias químicas que pueden causar el temblor [7, 50, 51]. Estos análisis también pueden ayudar a identificar las causas contribuyentes, como una interacción medicamentosa, alcoholismo crónico u otra enfermedad. Las imágenes de diagnóstico que usan tomografía computarizada o imágenes por resonancia magnética pueden ayudar a determinar si el temblor es el resultado de un defecto estructural o de la degeneración cerebral [52].

El 1987 se desarrolló la Escala Unificada de Evaluación de la Enfermedad de Parkinson (MDS-UPDRS), la cual fue revisada en el 2001 y modificada en el 2008 por la Sociedad de Movimientos Anormales (MDS) siendo en el momento la escala más importante para el seguimiento y la evaluación de la enfermedad de Parkinson a nivel mundial [53].

La escala MDS-UPDRS es muy utilizada en el mundo para la evaluación y seguimiento de los síntomas motores y no motores de la enfermedad de Parkinson y existen diversos estudios Internacionales que

demuestran la efectividad de la escala como herramienta para evaluar la evolución de la enfermedad, ésta ha sido identificada con un total de 4 componentes [54-56].

Dicha escala está estructurada de forma en que es capaz de evaluar de una forma efectiva a los síntomas de la enfermedad de Parkinson, así como sus consecuencias funcionales y ahora es una herramienta de consenso muy utilizada en la práctica clínica habitual en el mundo, donde se han utilizado los siguientes componentes [53]:

I: Experiencias no motoras en la vida diaria

II: Experiencias motoras en la vida diaria

III: Examen motriz

IV: Complicaciones motoras

Las preguntas del componente I y II fueron diseñadas para que las respondieran el paciente y el cuidador y en los ítems complejos de la parte I y IV que evaluar la presencia de fluctuaciones motoras y disquinesias el investigador debía conducir la entrevista.

La parte III la cual permite la valoración objetiva de los síntomas de Parkinsonismo requiere instrucciones específicas por parte del médico. Respecto al tiempo de demanda la aplicación de la escala, se estima que la parte I requiere un tiempo aproximado de 10 minutos, la parte III de 15 minutos y la parte IV de 5 minutos [55, 57, 58].

Corresponde a una escala tipo Likert donde cada pregunta tiene 5 posibilidades de respuesta:

0: Normal

1: Leve (Síntomas o signos con baja frecuencia o amplitud que no generan un impacto sobre la función).

2: Medio (Síntomas o signos con baja frecuencia o amplitud que pueden generar un impacto moderado sobre la función).

3: Moderado (Síntomas o signos con baja frecuencia o amplitud que pueden impactar considerablemente que puede impedir una función).

4: Severo (Síntomas o signos que impiden una función).

La escala completa contiene preguntas y evaluaciones divididas a través de la parte I (13 preguntas), parte II (13 preguntas), parte III (18 preguntas), y la parte IV (6 preguntas).

La nueva escala a diferencia de la anterior evalúa la presencia de ánimo ansioso, síndrome de desregulación dopaminérgicos, problemas urinarios, constipación, fatiga, hobbies que realiza,

bradiquinesia en los pies y episodios de congelamiento, ofreciendo más énfasis en los síntomas no motores y permitiendo además la diferenciación del compromiso entre deterioro moderado y la incapacidad [59].

La escala de MDS-UPDRS es una herramienta útil que nos brinda un análisis más claro de la progresión de la enfermedad y la respuesta al tratamiento, por lo cual su aplicación debe hacer parte de es la evaluación de los pacientes en la práctica Clínica. [60]

A continuación se muestra una tabla que contiene los aspectos a evaluar, aplicando la escala MDS-UPDRS [6].

Tabla 3.2: Ítems evaluados en la escala unificada de la enfermedad de Parkinson de la Sociedad de Trastornos del Movimiento (MDS-UPDRS)

Escala de Evaluación	
MDS-UPDRS Parte IA	
Deterioro cognitivo	Ansiedad
Alucinaciones y psicosis	Apatía
Ánimo depresivo	Desregulación dopaminérgica
MDS-UPDRS Parte IB	
Insomnio	Estreñimiento
Somnolencia diurna	Hipotensión ortostática
Dolor	Fatiga
MDS-UPDRS Parte II	
Habla	Escritura
Saliva y babeo	Pasatiempos

Masticación y deglución	Vuelta en cama
Comer	Temblores
Vestirse	Levantarse
Higiene	Caminar y equilibrio
Congelamiento o bloqueos	
MDS-UPDRS Parte III	
Lenguaje	Congelamiento de la marcha
Expresión facial	Estabilidad postural
Rigidez	Postura
Golpeteo de dedos de las manos	Espontaneidad global del movimiento
Movimientos con las manos	Temblores postural de las manos
Pronación-supinación de las manos	Temblores de acción de las manos
Golpeteo con los dedos de los pies	Amplitud del temblor de reposo
Agilidad de las piernas	Persistencia del temblor del reposo
Levantarse de la silla	Marcha
MDS-UPDRS Parte IV	
Tiempo con discinesias	Impacto de las fluctuaciones
Impacto funcional de discinesias	Complejidad de las fluctuaciones
Tiempo en estado OFF	Distonía en OFF

3.5 Unidades de Medición Inercial

Una unidad de medición inercial o IMU es un dispositivo electrónico con sensores que proporcionan la información necesaria para estimar la orientación de un cuerpo. Las unidades de medición inercial son normalmente para crear sistemas de referencia inerciales en aviones, incluyendo vehículos aéreos no tripulados y muchos otros usos [11].

Este tipo de tarjetas en versiones más avanzadas integran no solo acelerómetros y giróscopos sino que también un magnetómetro de tres ejes y un barómetro, la gran ventaja de esto es que dentro de la IMU cuentan un microcontrolador que se encarga de muestrear todos estos sensores y mediante un protocolo de comunicación llamado I^2C (Inter-Integrated Circuit) es posible que otro microcontrolador pueda adquirir datos de todos los sensores sin tener que tener algún convertidor analógico al digital [15].

Los acelerómetros son dispositivos que son sensibles a la razón de movimiento de un objeto y convierten esto a un impulso eléctrico, es decir miden la aceleración. Esta es medida en metros por segundo al cuadrado ($\frac{m}{s^2}$) o en las fuerzas G (g).

Los acelerómetros existen de uno a tres ejes y son perpendiculares entre sí, con el objetivo de proporcionar la información necesaria para calcular la inclinación de un objeto. Estos dispositivos también son usados para detectar las vibraciones, ya que son excelentes para captar este tipo de perturbaciones. Esto es realmente perjudicial cuando son usados para crear sistemas de referencia inerciales [61].

Los giroscopios son dispositivos que miden movimiento de rotación. Las unidades de velocidad angular se miden en grados por segundo ($^\circ/s$) o revoluciones por segundo (RPS). La velocidad angular es simplemente una medida de la velocidad de rotación. Existen giróscopos desde uno a tres ejes, así es que con un dispositivo como este se es capaz de saber la velocidad de rotación en cada eje X, Y y Z dependiendo el sistema de referencia.

3.6 Acelerómetros

Como su propio nombre indica, un acelerómetro es un dispositivo capaz de medir aceleraciones, es decir, la variación en la velocidad por unidad de tiempo. Existen diferentes tipos de acelerómetros en función del tipo de tecnología que utilicen para medir esa magnitud: mecánicos, piezoeléctricos, de condensador, etc.

Como no podemos medir las aceleraciones por observación directa, se deben calcular a partir de otras variables que sí se pueden medir y el conocimiento de las leyes que rigen sus efectos.

Para comprenderlo más claramente vamos a ver el caso del acelerómetro mecánico. En él obtenemos la aceleración del sistema a partir de la masa y la observación de su desplazamiento. Estos dispositivos convierten la aceleración de gravedad o de movimiento, en una señal eléctrica analógica proporcional a la aceleración del sistema, o del mecanismo sometido a vibración o aceleración. Esta señal analógica indica la aceleración instantánea del objeto en tiempo real, sobre el cuerpo [62, 63].

Los acelerómetros son ampliamente utilizados en ingeniería, se utilizan generalmente para detectar las vibraciones en los sistemas y para aplicaciones de orientación midiendo la aceleración en unidades “g”, donde 1g se define como la aceleración gravitacional de la tierra aplicada sobre un objeto.

Los acelerómetros son direccionales, esto quiere decir que miden aceleración en un eje y para medir aceleración en tres dimensiones, se emplean acelerómetros de 3 ejes (x, y, z), los cuales son ortogonales y son comúnmente conocidos como triaxiales [14].



Figura 3.1: Acelerómetro Triaxial

3.6.1 Características de los acelerómetros

Las características principales en un acelerómetro son:

- Sesibilidad
- Rango dinámico
- Masa
- Respuesta en frecuencia
- Ruido

La sensibilidad de un acelerómetro depende de la relación entre la variación de la magnitud de salida, que es el voltaje y la variación de la magnitud de entrada, que es la aceleración. En el caso de los acelerómetros de piezoeléctrico, la alta sensibilidad requiere un piezoeléctrico grande, por lo cual éste va a tener una mayor masa. El nivel de salida de un acelerómetro de piezoeléctrico es bajo, lo cual es solucionado con un amplificador.

La masa del acelerómetro puede afectar la medición cuando el objeto a medir es liviano; se recomienda que la masa del acelerómetro sea como máximo 10 veces menor que la masa del objeto a medir. El rango dinámico de un acelerómetro va a depender de cuan sensible sea éste. Los acelerómetros son lineales en el sentido de la amplitud, es decir tienen un rango dinámico muy grande. Los niveles más bajos de aceleración que pueden detectar son determinados únicamente por el ruido del sistema, y el límite de los niveles más altos en el caso de los acelerómetros de piezoeléctrico es la destrucción del mismo elemento piezoeléctrico [64].

Respuesta en frecuencia de un acelerómetro es el rango de frecuencias en la cual se puede emplear el acelerómetro para medir. En ese rango se obtiene una respuesta medianamente plana. El Ruido de un acelerómetro es una señal aleatoria no deseada a la salida. Limita el rango dinámico ya que si la señal fuese muy débil, sería enmascarada por el ruido.

3.6.2 Acelerómetros piezoeléctricos

Los acelerómetros más comunes son los de piezoeléctrico, los cuales al ser sometidos a una fuerza externa adquieren una polarización eléctrica en su masa, obteniéndose una diferencia de potencial entre los extremos del material, transformando así una señal mecánica en una señal eléctrica de muy baja amplitud.

Estos acelerómetros requieren de un amplificador para incrementar la señal. Estos transductores utilizan el fenómeno piezoeléctrico de ciertos materiales que se pueden encontrar en la naturaleza, como son el cristal de Rochella o el cuarzo. También se puede obtener un piezoeléctrico en forma artificial a partir de un material cerámico.

Desde un punto de vista eléctrico de la microestructura del material, puede considerarse esta conteniendo dipolos ideales, con una cierta separación. Durante el proceso de fabricación del piezoeléctrico los dipolos están desordenados, de modo que están orientados de forma aleatoria. Cuando una fuerza es aplicada, la suma de los desplazamientos de carga es cero, tanto que bajo estas condiciones el material no debería exhibir efecto piezoeléctrico alguno [3].

Para obtener actividad piezoeléctrica los dipolos deben ser primero “ordenados”, lo cual se logra al exponer el material cerámico a un campo eléctrico fuerte a una alta temperatura, no menor del punto de Curie, temperatura en la cual la magnetización se hace igual a cero y los dipolos espontáneos desaparecen, y se crean nuevos dipolos cuando la temperatura baja. Bajo estas condiciones de polarización, los dipolos toman una posición correspondiente a la dirección de polarización del campo eléctrico, como muestra con el resultado que el cuerpo del cerámico muestra una elongación en la misma dirección.

El acelerómetro de piezoeléctrico de tipo de compresión tiene una estructura la cual, como muestra la figura 3.2, se compone de una base la que tiene adosado el material piezoeléctrico, y al otro extremo del piezoeléctrico tiene pegada a una masa sísmica.

3.6.3 Acelerómetros mecatrónicos

Los acelerómetros más comunes son los de piezoeléctrico, los cuales al ser sometidos a una fuerza externa adquieren una polarización eléctrica en su masa, obteniéndose una diferencia de potencial entre los extremos.

El término (MEMS) proviene del término sistema microelectromecánico, componentes mecánicos que se caracterizan por su pequeño tamaño. Traducido literalmente, MEMS debe tener dimensiones en la escala de micrones y tienen componentes eléctricos y mecánicos formando un sistema. Los dispositivos MEMS introducen un cambio de paradigma en la fabricación y/o aplicación de circuitos integrados, puesto que los circuitos integrados antes de los MEMS dependían solo de un sistema electrónico y no tenían ningún componente mecánico [14, 65].

Los acelerómetros MEMS son más pequeños, pero su verdadera ventaja es el proceso de fabricación, que utiliza la fabricación por lotes, proceso inicialmente desarrollado para la tecnología de circuitos integrados.

La fabricación por lotes permite el procesamiento simultáneo de miles de dispositivos idénticos en una sola oblea de silicio. Esto contrasta con la tradicional fabricación en serie de un dispositivo lo cual toma más tiempo. La fabricación por lotes ha hecho los acelerómetros económicos, y con el menor costo de los acelerómetros de silicio, el uso de sensores inerciales se ha ampliado primero en la industria del automóvil y, más recientemente, en el mercado de consumo.

Además de proporcionar una más barata y/o mejor alternativa a las tecnologías, los MEMS han permitido habilitar dispositivos completamente nuevos: los cabezales de impresoras de inyección de

tinta han hecho de bajo costo la impresión a color. Matrices de micro- espejos que contengan más de un millón de espejos individuales se han desarrollado para la televisión de alta definición, y se utilizan en proyectores de datos (data show) en oficinas, salas de clases, auditorios, y en los hogares para los juegos de video y cine en casa [62].

3.6.4 Acelerómetro mecánico

La medición de aceleración puede realizarse midiendo la fuerza necesaria para acelerar un objeto de masa conocida, para lo cual basta medir la deflexión de un dinamómetro que sostiene a dicha masa. Es éste el principio físico en el cual se basa el funcionamiento de los acelerómetros ADXL de Analog Devices. Esto corresponde a un sistema masa-resorte como se muestra en la figura (3.2), donde hay un objeto vibrante cuya aceleración se desea medir. Sobre el mismo montado el dispositivo de medición formado por una masa m y un resorte con constante elástica k . Lo que se desea medir es la segunda derivada del desplazamiento del objeto vibrante, es decir: $a(t) = x^{(t)}$

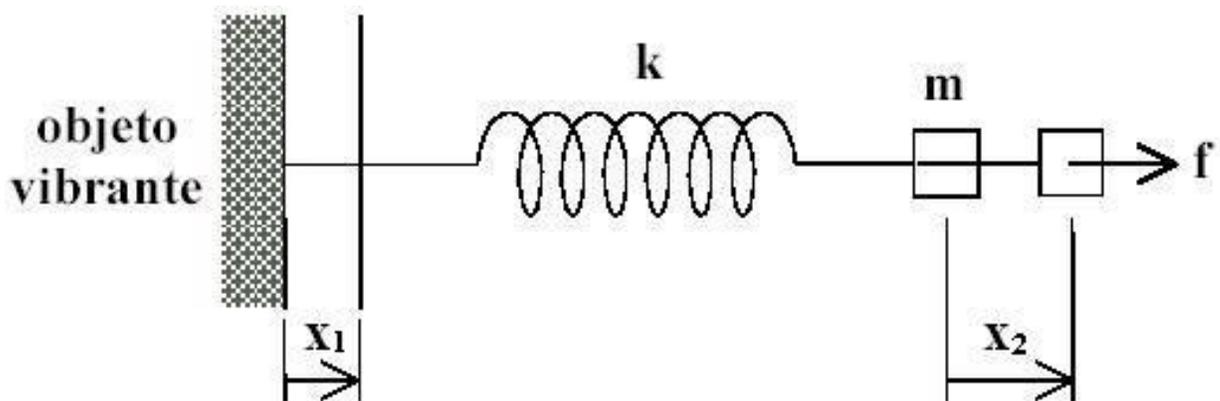


Figura 3.2: Funcionamiento del acelerómetro

3.7 Giroscopio

El giroscopio es un dispositivo mecánico que sirve para medir, mantener o cambiar la orientación en el espacio de algún aparato o vehículo. Está formado esencialmente por un cuerpo con simetría de rotación que gira alrededor del eje de dicha simetría.

Cuando el giróscopo se somete a un momento de fuerza que tiende a cambiar la orientación de su eje de rotación, tiene un comportamiento aparentemente paradójico, ya que cambia de orientación (o experimenta un momento angular en todo caso, si está restringido) girando respecto de un tercer eje, perpendicular tanto a aquel respecto del cual se lo ha empujado a girar, como a su eje de rotación

inicial. Si está montado sobre un soporte que minimiza cualquier momento angular externo, o si simplemente gira libre en el espacio, el giróscopo conserva la orientación de su eje de rotación ante fuerzas externas que tiendan a desviarlo mejor que un objeto no giratorio; se desvía mucho menos, y en una dirección diferente.

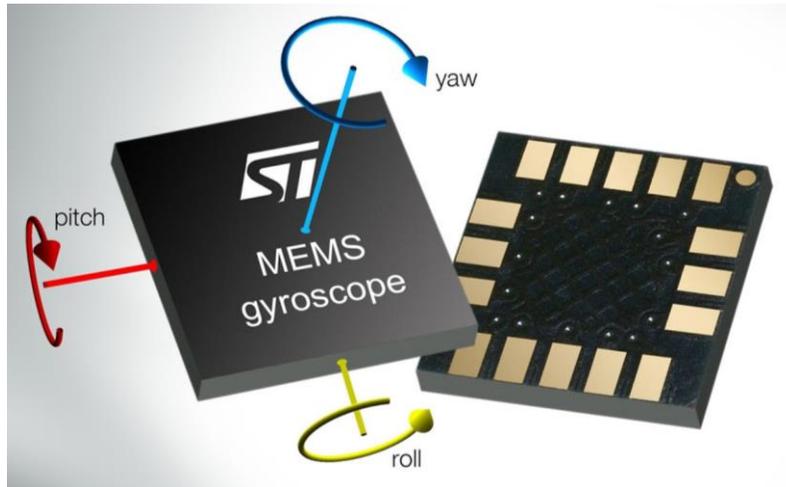


Figura 3.3: Ejemplo de un giroscopio digital

Tiene dos propiedades fundamentales: la inercia giroscópica o "rigidez en el espacio" y la precesión, que es la inclinación del eje en ángulo recto ante cualquier fuerza que tienda a cambiar el plano de rotación. Estas propiedades se manifiestan a todos los cuerpos en rotación, incluida la Tierra. El término giróscopo se aplica generalmente a objetos esféricos o en forma de disco montados sobre un eje, de forma que puedan girar libremente en cualquier dirección. Éstos instrumentos se emplean para demostrar las propiedades anteriores, para indicar movimientos en el espacio, o para producirlos [66].

Éste fenómeno físico, el efecto giroscópico, puede observarse fácil y cotidianamente en peonzas, o monedas lanzadas a rodar, por ejemplo, aunque por supuesto, cualquier objeto giratorio funciona en cierto modo, como giróscopo. El giro en vuelo impartido por el jugador a un balón de rugby, o el de una bala disparada desde un arma de ánima rayada para estabilizar su trayectoria son ejemplos de aplicación del efecto [67].

3.8 Magnetómetro

Se le llaman magnetómetros a los dispositivos que sirven para cuantificar en fuerza o dirección la señal magnética de una muestra. El magnetismo varía de lugar en lugar y a las diferencias en el campo magnético terrestre (la magnetósfera) y puede ser causada por las diferentes naturalezas de las rocas

y la interacción entre las partículas cargadas del Sol y la magnetósfera de un planeta. Los magnetómetros son un frecuente componente instrumental de naves espaciales que exploran planetas.

La Tierra genera un campo magnético que crea disturbios magnéticos medibles en la atmósfera. Un magnetómetro es un instrumento científico que mide este fenómeno en términos de densidad de flujo magnético. La unidad científica para la lectura de la densidad del flujo magnético es el Tesla.

Cuando hay materiales magnéticos presentes, un magnetómetro detecta la cantidad de distorsión que estos materiales causan en el campo de la Tierra. Un magnetómetro no sólo nos dice cómo afectan el flujo magnético ciertos materiales magnéticos en particular, sino que también puede medir la fuerza de los campos magnéticos. Esta información puede utilizarse para discernir la dirección, la rotación y el ángulo de los campos magnéticos, así como la ubicación de objetos específicos dentro de ellos [68-70].

3.9 Método de integración trapezoidal

El método de integración trapezoidal elige un espacio definido entre cada punto de la señal, que en éste proyecto de investigación, la función corresponderá a la aceleración registrada por el sensor en dominio del tiempo.

Para cualquier caso, se dividirá el intervalo de la función $[x_i, x_{i+1}]$ en subintervalos más pequeños y se aplicará la fórmula (3.1) en cada segmento nuevo que se haya generado. Si dichos subintervalos son suficientemente pequeños, entonces la función será aproximadamente lineal para cada caso por lo que se considerará como una aproximación adecuada.

El largo de los segmentos generados estará definido por la ecuación (3.1):

$$h = \frac{x_{i+1} - x_i}{n}, \quad n \geq 1 \quad (3.1)$$

Así mismo, el j-esimo espacio estará dado por $[x_{j+1}, x_j]$ donde:

$$x_j = x_i + jh, \quad 0 \leq j \leq n \quad (3.2)$$

De esta manera, la teoría de la cinemática específica que integrando la aceleración se obtiene la velocidad e integrando la velocidad se determina la posición.

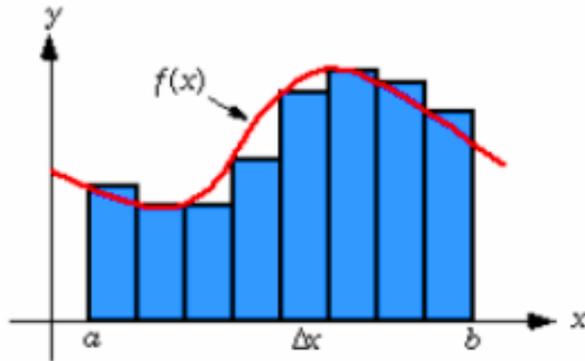


Figura 3.4: Ejemplo de aproximación de integración.

Ésta primera aproximación para determinar la integral de la señal, se calculó por medio de la suma de los rectángulos que corresponden a cada incremento en el tiempo, así como del valor de la aceleración registrada. Pero dicha aproximación, aunque su error en ocasiones puede ser despreciable, es posible considerar una nueva aproximación para disminuirlo y así obtener una mejor precisión en los datos integrados.

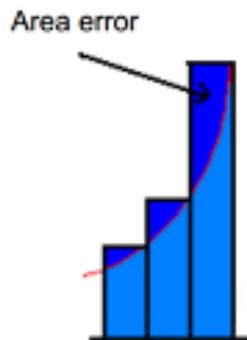


Figura 3.5: Error generado en primer método de aproximación.

El método de integración empleado, utiliza una aproximación de la suma del rectángulo compuesto por la medición anterior y el que se forma con la medición actual. De esta forma, el error producido en el cálculo es mucho menor.

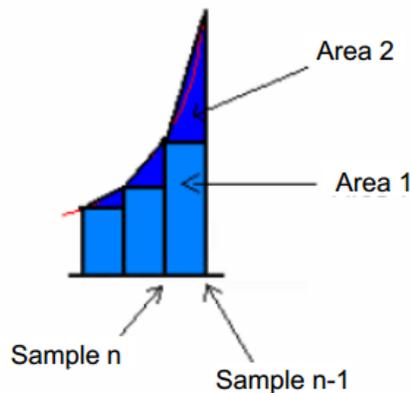


Figura 3.6: Método de aproximación aplicado al proyecto.

CAPÍTULO 4

Mediciones triaxiales y bilaterales mediante IMU de los temblores en pacientes con enfermedad de Parkinson

4.1 Sensores utilizados

La medición precisa de la orientación desempeña un papel crítico en una variedad de campos incluyendo: aeroespacial, robótica, navegación y el movimiento humano. En general, se utilizan unidades de medición inercial (IMU por sus siglas en inglés) [71].

En este trabajo, cada IMU tiene un acelerómetro, un giroscopio y un magnetómetro, todos triaxiales, así como un microprocesador reprogramable. Viene programada con el gestor de arranque de 8 MHz Arruino (stk500v1) y algún ejemplo de firmware.

El Giroscopio ITG-3200 en un solo chip, provee una salida digital de 16 bits. Las características adicionales incluyen un sensor de temperatura integrado y un oscilador interno de precisión del 2%. Este avance en la tecnología del procesamiento de movimiento giroscópico MEMS, proporciona una reducción del tamaño de paquete y una reducción de potencia del 60%, respectivamente. Tiene ventajas inherentes de costo en comparación con otros dispositivos.

El acelerómetro ADXL345 es pequeño y delgado, de baja potencia, con tecnología MEMS, con medición de hasta $\pm 16g$ y resolución de 13 bits. Es muy adecuado para aplicaciones de dispositivos móviles. Mide la aceleración estática de la gravedad en aplicaciones de detección de inclinación, así como la aceleración dinámica resultante del movimiento o shock. Su alta resolución (4mg/LSB) permite la resolución de los cambios de inclinación de hasta 0.25° .

El magnetómetro HMC5883L es digital, diseñado para la detección magnética de campo bajo. El sensor tiene un rango de escala de ± 8 Gauss y una resolución de hasta 5 mili Gauss. Es un módulo MEM de montaje superficial con una interfaz digital para aplicaciones tales como brújula y magnetometría. Tiene un conversor AD de 12 bits que permite de 1° a 2° de exactitud.

Cada IMU utiliza una frecuencia de muestreo máxima de 50 Hz. Se puede unir mediante una unidad Bluetooth y transmitir información hasta 115200 bit por segundos (bps). Considerando el ancho de banda necesario para los 9 ejes, cada computadora portátil puede atender, en tiempo real, hasta tres IMUs. Es por ello que en la etapa actual en la cual no se utilizan otras formas inalámbricas de conexión, se requieren dos computadoras.

La placa viene programada y probada con el bootloader de Arduino (8MHz) con un firmware de ejemplo que envía los datos de los sensores por el puerto UART y así ver su funcionamiento.

Puede conectarse un convertor Serie/USB de 3,3V (disponible opcionalmente, ver productos relacionados) directamente a su salida. La velocidad de transmisión de datos está fijada en 38400 bps y el programa de prueba mostrará un menú de usuario para pruebas mediante cualquier terminal (Hyperterminal, minicom, etc)

También es capaz de utilizarse el entorno de programación de Arduino para programar otro firmware, utilizando la opción Arduino Pro o Arduino Pro Mini 3.3/8MHz con ATmega328 como placa. La interfaz serie permite conectar tanto un convertor serie/USB, como un módulo Bluetooth, XBee, etc. para enviar los datos vía inalámbrica.

Las características principales de los sensores son las siguientes:

- **Acelerómetro ADXL345:**
 - El acelerómetro es el instrumento que sirve para medir la aceleración de movimiento. Esta aceleración se suele medir en este caso en fuerzas g (fuerza que la gravedad afecta sobre cualquier objeto en la corteza de la tierra)
 - Resolución ajustable de 10 a 13 bits.
 - Lectura máxima: $\pm 16g$ (con 13 bits).
 - Sensibilidad de 4mg/LSB, permitiendo detectar cambios menores a 1° en la inclinación.
 - Datos de salida formateados a 16bits en Complemento a 2.
 - Soporta I2C a 100kHz y a 400kHz, transmisiones simples y múltiples.

- **Giroscopio ITG-3200:**
 - El giroscopio es un dispositivo mecánico que sirve para medir la orientación o el cambio de orientación en un dispositivo.
 - 16 bits de resolución.
 - Lectura máxima: $\pm 2000^\circ/s$.
 - Sensibilidad de 14,375 LSB/($^\circ/s$).

- Frecuencia de muestreo ajustable de 1 a 8kHz.
 - Frecuencia de salida ajustable de 8.000 a 3,9 muestras por segundo.
 - Datos de salida formateados a 16bits en Complemento a 2.
 - Soporta I2C a 100kHz y a 400kHz, transmisiones simples y múltiples, SlewRate necesario.
 - Sensor de temperatura integrado.
- Magnetómetro HMC5883L:
 - El magnetómetro es Instrumento para medir la fuerza y la dirección de un campo magnético.
 - 12 bits de resolución.
 - Lectura máxima: ± 8 Gauss.
 - Sensibilidad de 2 miligauss/LSB, en grados de 1° a 2° .
 - Frecuencia de muestreo máxima de 160 Hz.
 - Varias muestras para calcular el valor de salida, ajustable de 1 a 8 muestras.
 - Frecuencia de salida ajustable de 0.75Hz a 75Hz (por defecto 15Hz).
 - Datos de salida formateados a 16bits en Complemento a 2.
 - Soporta I2C a 100kHz y a 400kHz, transmisiones simples y múltiples.



Figura 4.1: Sensor utilizado

4.2 Ubicación de los sensores en los pacientes

Con base en la literatura científica y en recomendaciones médicas en esta etapa del trabajo se están utilizando cinco sensores. Dos sensores se ubican en las extremidades superiores, respectivamente; un sensor en la parte delantera del tronco y dos sensores en las extremidades inferiores, respectivamente [3, 4, 9, 64, 72-80].

La frecuencia de muestreo de 50 Hz (50 muestras por segundos) permite que armónicos de hasta 12.5 Hz puedan ser muestreados hasta 4 veces su frecuencia, lográndose una exactitud aceptable y que puede ser mejorada mediante técnicas de interpolación compleja o mediante esplines cúbicos. Los

armónicos de mayor frecuencia observados tienen frecuencia de 8 Hz. Los armónicos de mayor amplitud tienen frecuencia de entre 5 y 6 Hz.

El tiempo de medición de cada paciente, considerando la mayor cantidad de pruebas basadas en la Escala Unificada de Evaluación de la Enfermedad de Parkinson [6] es de 20 minutos, aproximadamente, y se obtiene una considerable cantidad de información mediante las señales adquiridas, Considerando las cinco unidades de medición, se tienen 45 grados de libertad o ejes para cada prueba.

4.3 Anulación de la aceleración estática debido a la gravedad de la tierra.

Una de las características útiles de los acelerómetros utilizados es que miden la aceleración estática de la gravedad de la tierra, lo cual resulta muy útil en diversas aplicaciones de navegación aérea y robótica. Sin embargo, en la mayoría de los experimentos realizados sobre indicadores biomecánicos, es necesario eliminarla, de forma tal, que sólo se obtenga la aceleración dinámica. Con este fin se utiliza toda una teoría relacionada con el uso de los cuaterniones [76, 77].

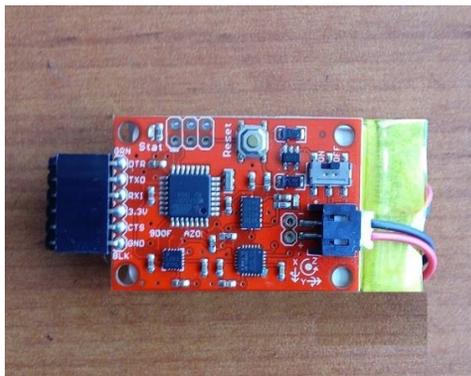


Figura 4.2: IMU adaptada para el proyecto

Un cuaternión es un número complejo de cuatro dimensiones que se puede utilizar para representar la orientación de un cuerpo rígido o sistema de coordenadas en el espacio tridimensional [76, 77, 81].

Una orientación arbitraria en el sistema de coordenadas B relativa al sistema de coordenadas A puede lograrse mediante una rotación de ángulo θ alrededor del eje A_z definido en el sistema de coordenadas A. Esto se ilustra gráficamente en la Fig. 4.3, donde los vectores unitarios mutuamente ortogonales $\hat{X}_A, \hat{Y}_A, \hat{Z}_A$ y $\hat{X}_B, \hat{Y}_B, \hat{Z}_B$ definen los ejes principales de los sistemas de coordenadas A y B, respectivamente [81].

Los cuaterniones describiendo una orientación, deben ser normalizados y de longitud unitaria. Para una orientación ${}^A_B\hat{q}$ es definido en (4.1),

$${}^A_B\hat{q} = [q_1 \ q_2 \ q_3 \ q_4] = \left[\cos \frac{\theta}{2} - r_x \sin \frac{\theta}{2} - r_y \sin \frac{\theta}{2} - r_z \sin \frac{\theta}{2} \right] \quad (4.1)$$

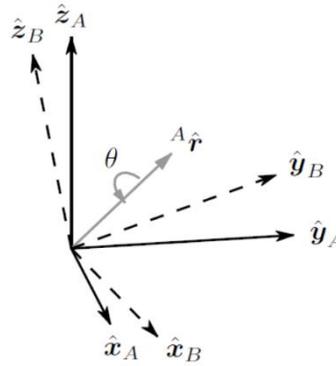


Figura 4.3: La orientación en el sistema de coordenadas B se consigue por una rotación, desde la alineación con el sistema de coordenadas A, de un ángulo θ alrededor del eje A_r

El conjugado de un cuaternión, denotado por *, se puede utilizar para intercambiar los sistemas de coordenadas relativos descritos por una orientación. Por ejemplo ${}^B_A\hat{q}$ es el conjugado de ${}^A_B\hat{q}$ y describe una orientación en el sistema de coordenadas A, relativo al sistema de coordenadas B. El conjugado de ${}^A_B\hat{q}$ es definido en (4.2).

$${}^A_B\hat{q}^* = {}^B_A\hat{q}^* = [q_1 \ -q_2 \ -q_3 \ -q_4] \quad (4.2)$$

En BIOMECH-SIGNAL, se aplica un algoritmo muy usado para tales fines [76, 77, 81] y que se describe de forma simplificada desde (4.3) - (4.6).

$$M = \{X_a \ Y_a \ Z_a \ X_g \ Y_g \ Z_g \ X_m \ Y_m \ Z_m \} \quad (4.3)$$

Donde:

M es el conjunto de las muestras leídas de una IMU cada 20 milisegundos (ms). Con base en M se obtiene el cuaternión, referido a la tierra (al plano de referencia básico) para el sistema de coordenadas (ejes X, Y, Z) de la IMU, mediante varios métodos computacionales propuestos en la literatura científica, entre ellos el que se describe en [81], obteniéndose (4.4).

$${}^A_B\hat{q}^* = {}^B_A\hat{q} \quad (4.4)$$

Luego se transforma o se refiere el sistema de coordenadas de la IMU al sistema de coordenadas de la tierra y se elimina la aceleración estática de la gravedad para el acelerómetro obteniéndose (4.5).

$$M = \{X_{ad} Y_{ad} Z_{ad} X_g Y_g Z_g X_m Y_m Z_m \} \quad (4.5)$$

Siendo:

$$M_a = \{X_{ad} Y_{ad} Z_{ad}\} \quad (4.6)$$

Donde:

M_a es el vector de la aceleración obtenida mediante los tres ejes del acelerómetro, pero sólo con la aceleración dinámica.

CAPITULO 5

Análisis y procesamiento de las señales de temblores y extracción de indicadores biomecánicos

A lo largo de éste capítulo se describirán los métodos utilizados para acondicionar la señal y obtener los indicadores biomecánicos necesarios para evaluar al paciente de una forma efectiva, por lo que continuando y retomando lo redactado en el capítulo anterior, donde se describe la forma de obtención de los valores que fueron registrados mediante los sensores, el paso siguiente consiste en analizar y procesar dichas mediciones, todo esto será detallado a continuación.

Descrito de una forma muy general, inicialmente se tomó la señal obtenida por el acelerómetro para ser integrada en dominio del tiempo, con el fin de obtener una nueva señal correspondiente a la velocidad, posteriormente se aplicó un filtro pasa alto y nuevamente se prosiguió a integrar en dominio del tiempo, consiguiendo los valores correspondientes al desplazamiento del sensor, para que finalmente se le aplicara un filtro pasa alto y se aplicaran las respectivas técnicas estadísticas con el fin de finalizar su procesamiento.

5.1 Obtención de la Velocidad

Como se mencionó en el capítulo anterior, después de obtener la señal producida por los sensores, ésta fue compensada gravitacionalmente mediante el uso de cuaterniones, con el fin de llevar dicha información al marco de referencia de la tierra, obteniendo así la aceleración del sensor lista para comenzar con su análisis, por lo que el siguiente paso se centró en la obtención de los indicadores biomecánicos que se utilizarán como datos e entrada para el modelo computacional, comenzando con las amplitudes de cada temblor registrado.

El estado del arte y la literatura consultada, coinciden en que, si la aceleración de un objeto es dependiente del tiempo, entonces es posible utilizar métodos relacionados con el cálculo infinitesimal con el fin de obtener una aproximación más precisa de los movimientos registrados, ya que la teoría de la cinemática consultada define que la relación entre posición, velocidad y aceleración se pueden expresar en términos de derivadas o integrales, cómo en la Tabla 5.1:

Tabla 5.1: Aceleración, velocidad y posición

	<i>Forma derivada</i>	<i>Forma integral</i>
Posición	$r(t)$	$r(t) = r_0 + \int_{t_0}^{t_n} v dt'$
Velocidad	$v(t) = \frac{dr}{dt}$	$v(t) = v_0 + \int_{t_0}^{t_n} a dt'$
Aceleración	$a(t) = \frac{dv}{dt} = \frac{d^2r}{dt^2}$	$a(t)$

Con base en lo anterior, podemos afirmar que una vez conocida la aceleración es posible calcular la velocidad y posición del sensor, utilizando las ecuaciones en su respectiva forma integral, ya que se trata de una función dependiente del tiempo.

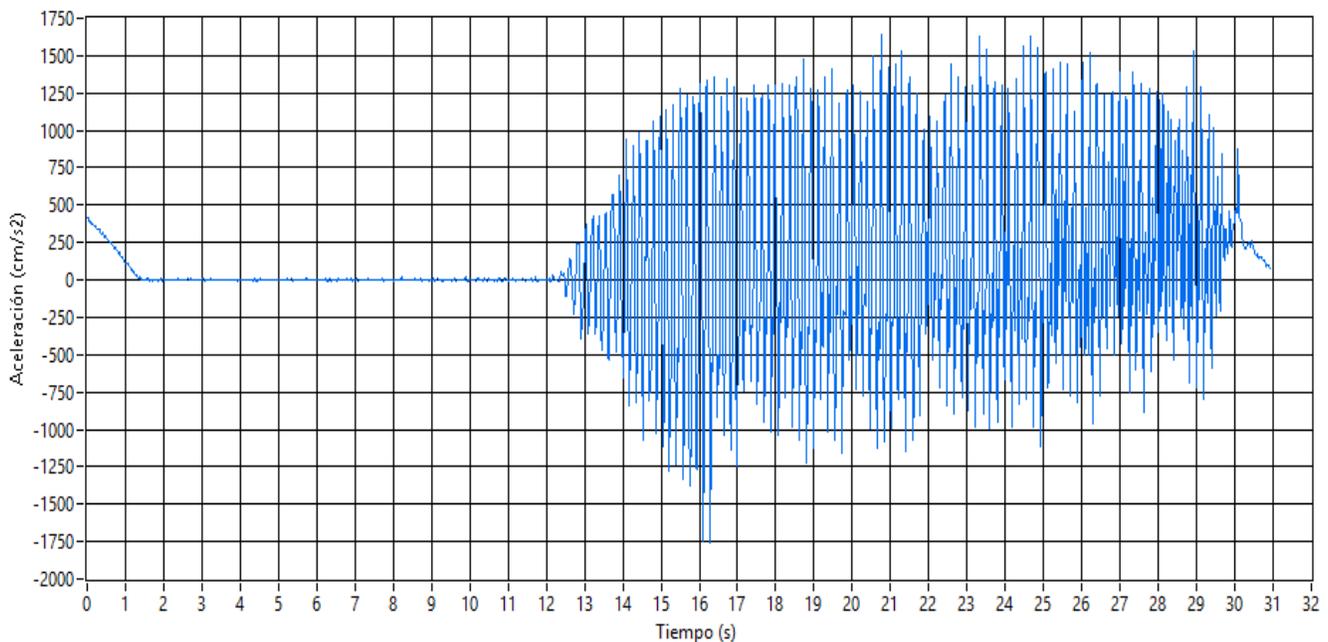


Figura 5.1: Ejemplo de aceleración compensada

Dado que la señal obtenida por los sensores después de compensarse corresponde a la aceleración, partiremos de la ecuación (5.1):

$$a(t) = \frac{dv}{dt} \tag{5.1}$$

Por lo que el siguiente paso será integrar dicha señal respecto al tiempo, para determinar la velocidad que tuvo el sensor mediante la fórmula (5.2).

$$v(t) = v_0 + \int_{t_0}^{t_n} a dt' \quad (5.2)$$

Donde v_0 es una constante de integración y los límites de la integral se obtienen tomando un punto inicial t_0 hasta una posición en el tiempo t_n . Así mismo, se efectuaron diferentes pruebas con el fin de comparar el resultado entre los método de integración de Simpson y Trapezoidal, eligiendo éste último gracias a que el comportamiento de la señal obtenida se aproximó más a los valores estimados, además de que dicha técnica es una de las más intuitivas y conocidas en la literatura de los métodos numéricos, dicha técnica se ilustra a partir de la figura 5.2:

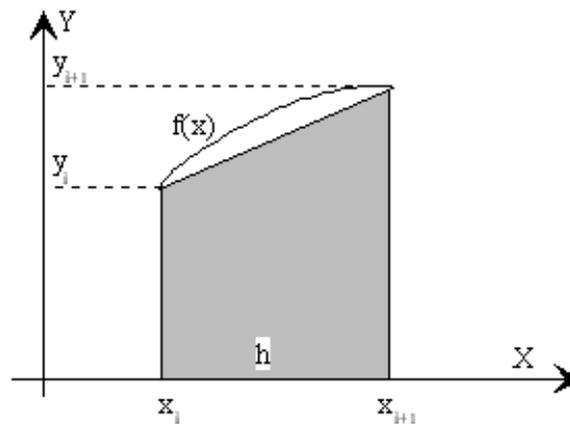


Figura 5.2: Representación del método de integración trapezoidal

5.3 Ajuste de la señal

Una vez que se ha integrado la señal se obtiene una gráfica que corresponde a la velocidad en función del tiempo, pero dado que la señal no está sujeta bajo condiciones iniciales, esta se encuentra desplazada en el eje Y. Además, puede presentar una pequeña pendiente de incremento, la cual se debe a la constante que se genera al integrar la señal en tiempo real.

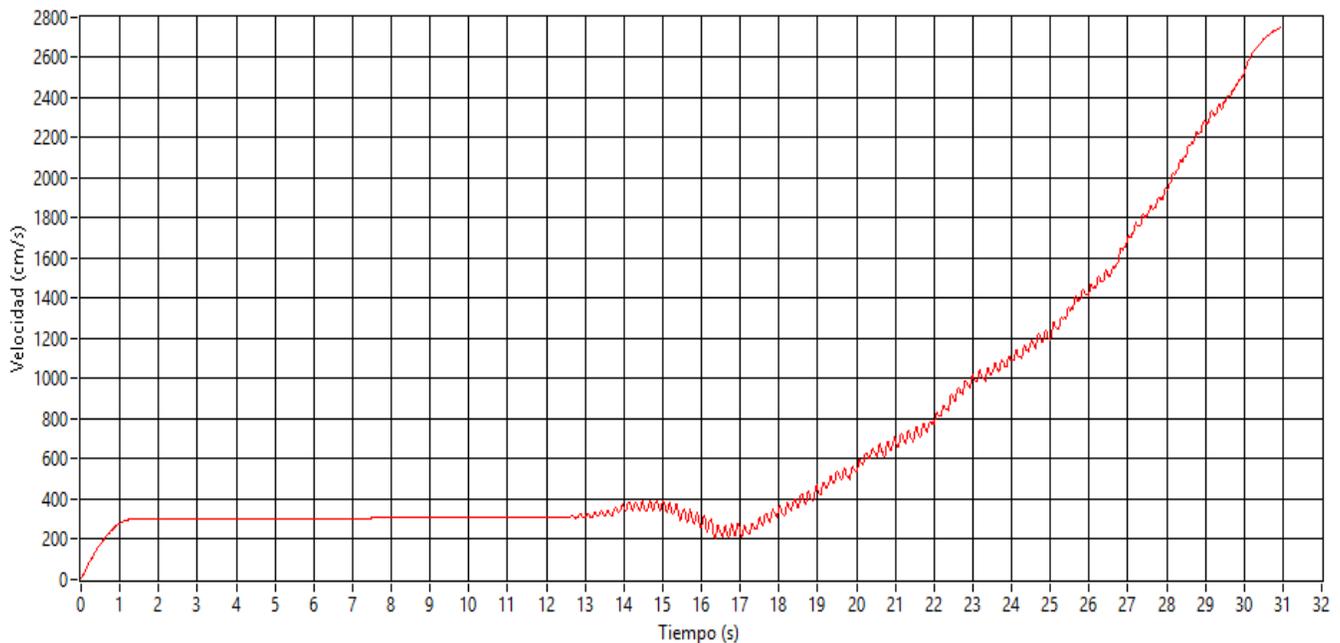


Figura 5.3: Velocidad sin ningún proceso de ajuste.

Analizando los videos de las sesiones de medición, se observó que durante la mayoría de las pruebas realizadas, hay momentos en donde después de haber iniciado la evaluación, los pacientes adoptaron una posición más cómoda, se cansaron y movieron sus brazos o piernas, empezaron a hablar o simplemente movieron a voluntad alguna extremidad, ocasionando que el sensor registrara dichos movimientos y éstos fungieran como registros no válidos, por lo que después de comparar diversos tipos de filtros, se optó por aplicar un pasa alto.



Figura 5.4: Movimiento involuntario en paciente de control

Como ya se mencionó anteriormente, es evidente que se conseguirá una mejor precisión en el resultado de la integral si el número de muestras es mayor, sin embargo, la señal debe atenuar los movimientos que no corresponden a un temblor Parkinsoniano mediante un filtro pasa alto para que la evaluación se realice de una forma más óptima. Así mismo, cuando hablamos de un proceso de filtrado, nos referimos a un operador digital que al aplicarlo sobre una señal, se encargará de atenuar determinadas frecuencias del espectro de la señal de entrada y permitir el paso de las demás.

El espectro de la señal es denominado como una descomposición en una escala de amplitudes respecto de la frecuencia, la cual se realiza mediante series de Fourier. La manera más sencilla de explicar el uso de un filtro de frecuencias es como la multiplicación en el dominio de la transformada de Fourier por una determinada respuesta en una frecuencia deseada. Dado que el diseño de filtros digitales consiste en obtener la respuesta impulsiva del filtro en el dominio del tiempo, que mejor se ajuste a una determinada respuesta en frecuencia deseada, se compararon los resultados al utilizar diferentes tipos de filtros, obteniendo el mejor resultado al utilizar un filtro Butterworth pasa alto de orden 2, con una frecuencia de corte de 1 Hz, el cual tiene una función de transferencia definida por la ecuación (5.3) y se esquematiza en la figura 5.5.

$$H(s) = \frac{s^2}{s^2 + \frac{w_0}{Q}s + w_0^2} \quad (5.3)$$

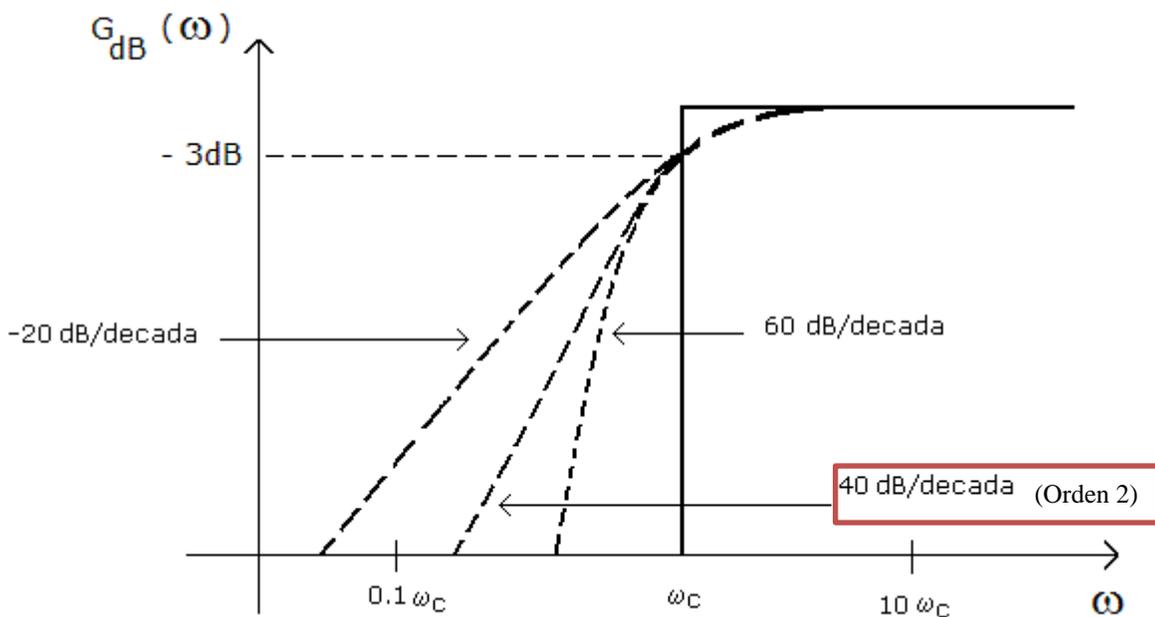


Figura 5.5: Esquema de filtro Butterworth pasa alto

La principal característica de los filtros pasa altos, es que atenúan las señales con valores de frecuencia bajos y por tal motivo se implementó uno con una frecuencia de corte de 1 Hz, la cual fue elegida después de realizar diversas pruebas.

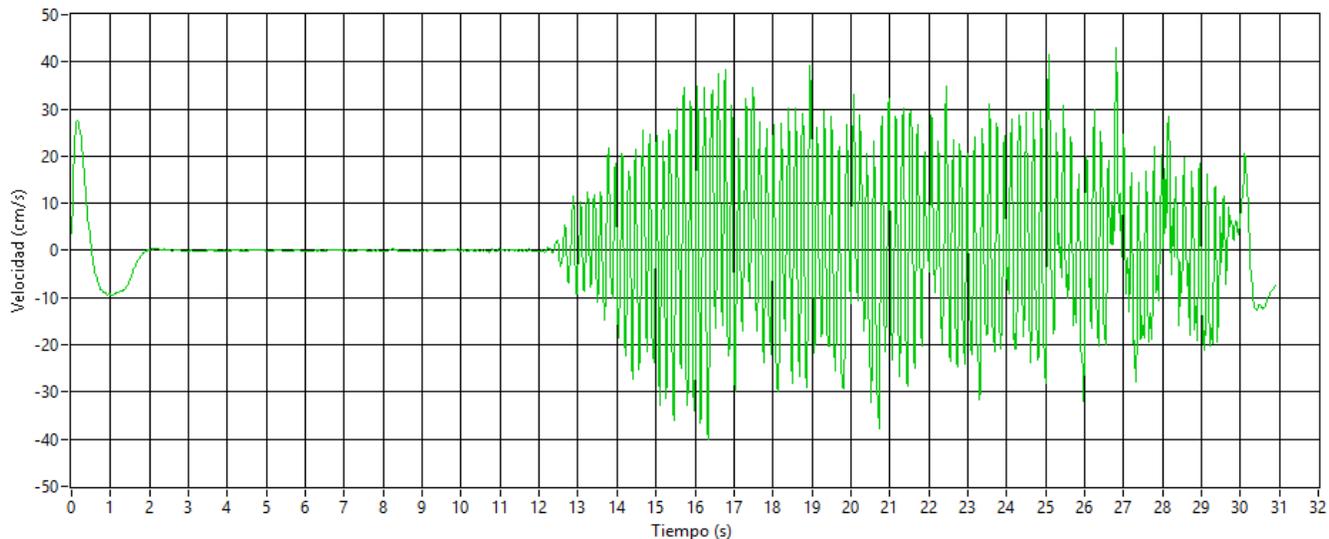


Figura 5.6: Velocidad después de filtrarse

5.4 Cálculo y ajuste de la posición

Una vez que se aplicó el filtro pasa alto a los datos de la velocidad, se utilizó el mismo método usado para calcular su integral respecto al tiempo, con el fin de obtener los datos correspondientes a la posición.

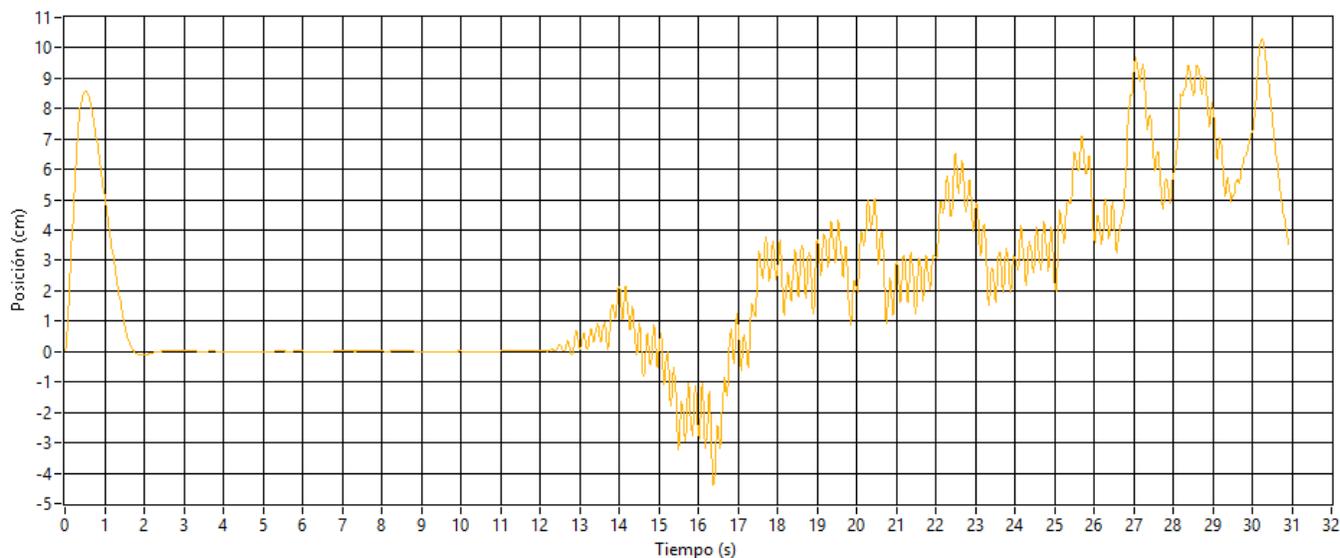


Figura 5.7: Posición sin ningún proceso de ajuste.

Así mismo, la señal de la posición también debe ser filtrada, con el objetivo de desechar los valores que no corresponden a un temblor. El proceso de ajuste se hará de la misma forma que en la velocidad, es decir, mediante un filtro pasa alto, con una frecuencia de 1 Hz.

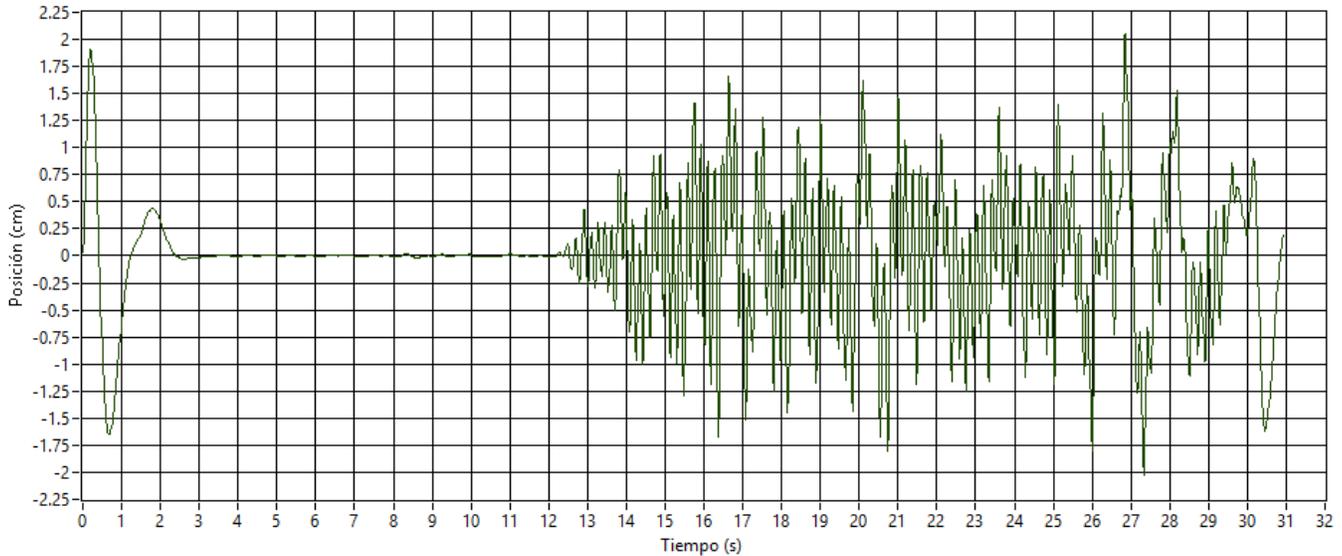


Figura 5.8: Posición después de filtrarse

5.5 Calcular desplazamientos vectoriales

Cada sensor es capaz de medir la aceleración en los ejes x , y , z , por lo que después de integrar la señal hasta llegar al último ajuste, se obtendrán 3 señales correspondientes a las posiciones del sensor en su respectivo eje. Al tratarse de un sistema de referencia, cada punto puede expresarse como un vector, donde sus coordenadas estarían compuestas como en la ecuación (5.4):

$$\vec{A} = (x, y, z) \quad (5.4)$$

O también como en la ecuación (5.5):

$$\vec{A} = x \vec{i} + y \vec{j} + z \vec{k} \quad (5.5)$$

Dónde $\vec{i}, \vec{j}, \vec{k}$ son vectores que indicarían la dirección de los ejes x, y, z respectivamente. Para obtener los desplazamientos vectoriales, se tomaron todas las posiciones calculadas para cada eje, por lo que en función del tiempo se definió un vector compuesto por tres coordenadas (x, y, z) , el cual denominamos vector de posición, generando un arreglo definido como en la ecuación (5.6).

$$P = \begin{bmatrix} (x_1, y_1, z_1) \\ (x_2, y_2, z_2) \\ \vdots \\ (x_n, y_n, z_n) \end{bmatrix} \quad (5.6)$$

Después de tomar todas las posiciones de los 3 ejes, se creó un arreglo con una longitud equivalente al mismo número de puntos, donde se almacenaron todos los vectores creados. Así mismo, una representación gráfica de cada vector sería como en la figura 5.9:

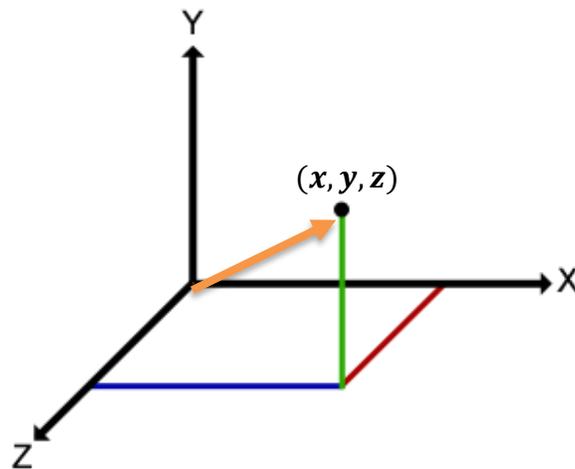


Figura 5.9: Vector de posición

Posteriormente, se calculó el módulo de cada vector de posición creado, ya que al obtener dicho valor se logró determinar el desplazamiento presentado entre cada coordenada del sistema de referencia, por lo que sólo se aplicó la fórmula (5.7):

$$|\vec{AB}| = \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2 + (z_{i+1} - z_i)^2} \quad (5.7)$$

El módulo de cada vector de posición se calculó entre el punto siguiente y el anterior, por lo que después de obtener todos los desplazamientos, se consigue una señal como la figura (5.10).

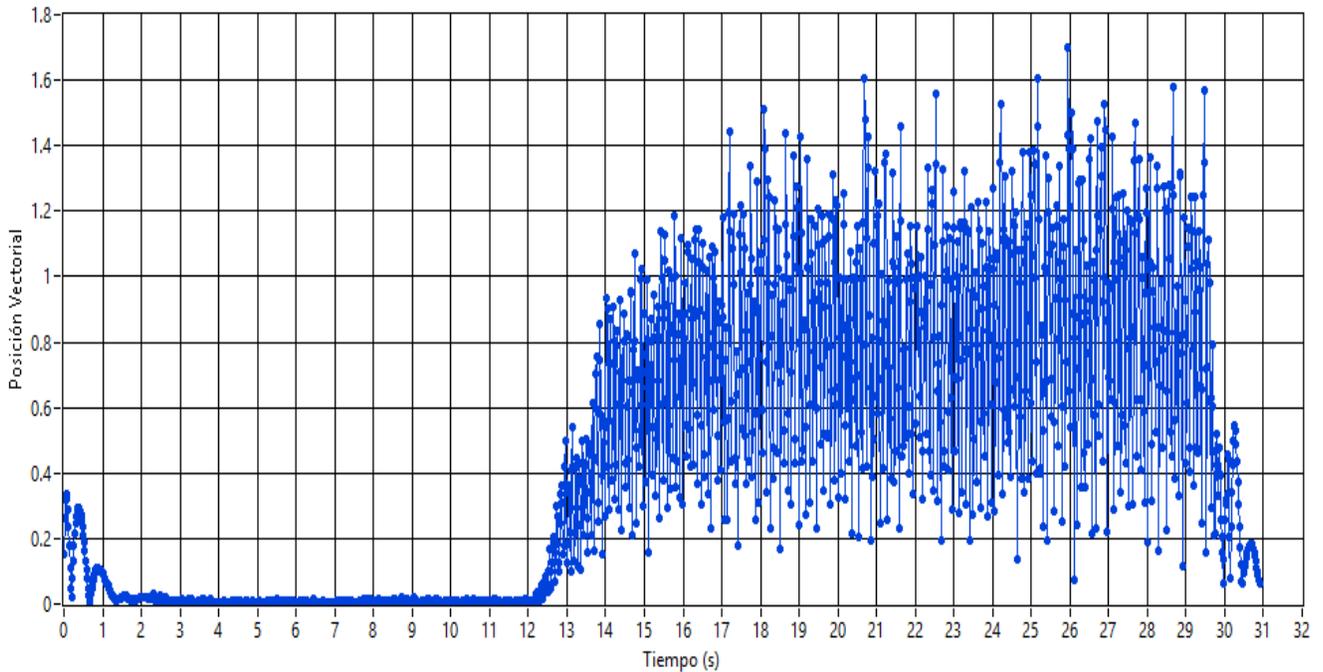


Figura 5.10: Ejemplo de desplazamientos vectoriales

5.6 Detección de valles

Por medio de una función propia de Matlab, se encontraron todos los valles de la señal, es decir, se tomaron todos los desplazamientos y posteriormente se utilizó la función de *findpeaks()* introduciendo como datos de entrada a la inversa de los datos, con el fin de obtener los valores correspondientes a los mínimos locales encontrados en los desplazamientos, mismos que servirán para encontrar las amplitudes de cada temblor.

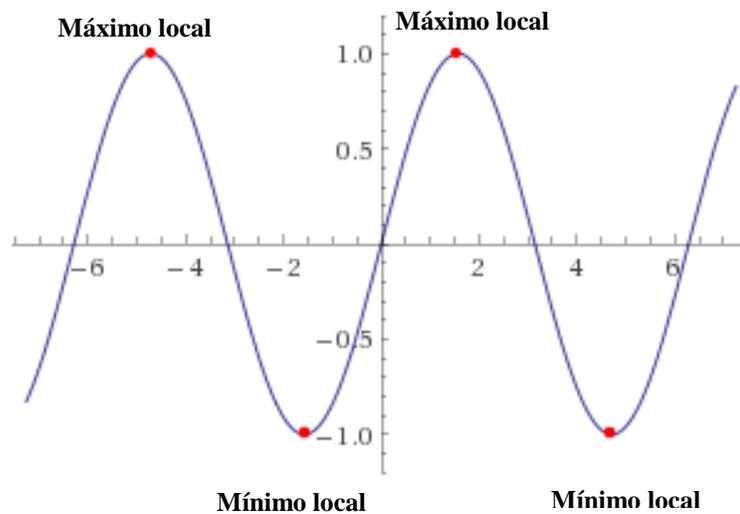


Figura 5.11: Ejemplos de máximos y mínimos locales en una función

A continuación, en la figura 5.12 se muestra un ejemplo donde se aprecia un fragmento de los desplazamientos registrados para un paciente, junto con sus respectivos valles.

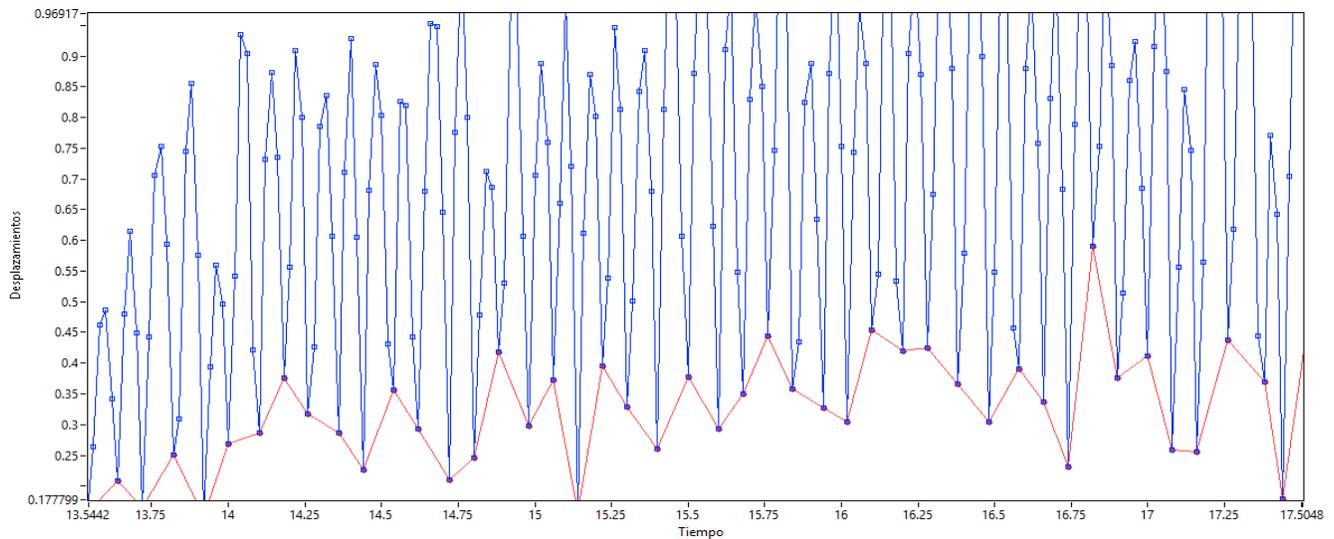


Figura 5.12: Ejemplo de desplazamientos con valles

El comportamiento de la señal entre cada valle se debe a la naturaleza del movimiento que las personas tienen al momento en que comienzan a presentar algún temblor, ya que hay que recordar que un temblor se caracteriza por tener una oscilación completa, la cual podemos separar como movimientos de ida y regreso, por lo que cuando comienza la oscilación con alguna extremidad, los sensores detectan el decremento de aceleración al momento en que se va a producir el regreso, es decir, la aceleración, velocidad y desplazamiento tiene una tendencia incremental hasta llegar al punto en donde la extremidad está a punto de regresar, por lo que va desacelerando para comenzar con el movimiento de regreso.

5.7 Amplitudes lineales y vectoriales

Al calcular los valles, se obtuvieron los momentos en el tiempo donde se presentó un cambio de dirección de la extremidad, que como se explicó anteriormente, correspondería a los movimientos de ida o de regreso del temblor.

Recordemos que después de integrar y ajustar la señal hasta conseguir las posiciones, obtuvimos los movimientos registrados en los 3 ejes del sensor, los cuales, fueron utilizados para una nueva operación, ya que para calcular la amplitud lineal se tomaron los valles y el tiempo en el que ocurrió cada uno de los desplazamientos vectoriales, para que posteriormente se utilizaran las componentes en el eje x, y, z que coincidían con dicha muestra en el tiempo. Entre cada valle se obtuvieron n desplazamientos, tal y como se muestra en la figura 5.13:

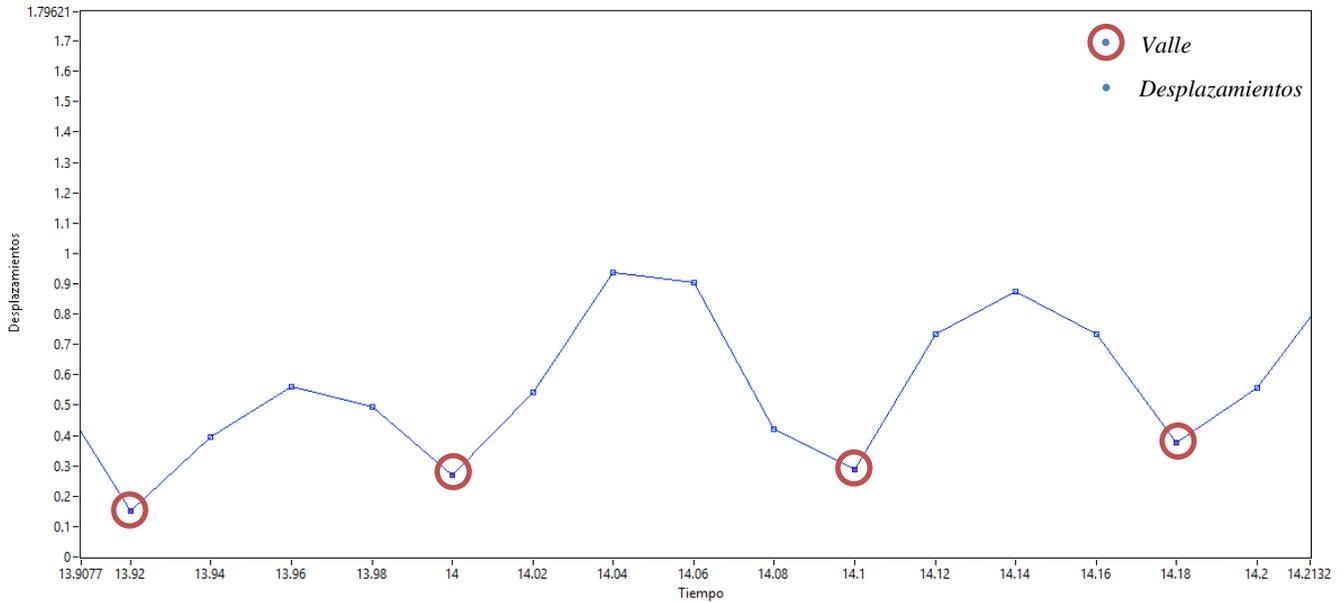


Figura 5.13: Ejemplo de valles y desplazamientos

Se registró un tiempo de inicio t_i y un tiempo de fin t_f que coincide con el momento en donde se encuentra cada valle, por lo que se hará una resta entre las componentes del vector de posición del valle siguiente menos el anterior, así hasta el último valle aplicando la fórmula (5.8):

$$a_l = (x_{t_i}, y_{t_i}, z_{t_i}) - (x_{t_f}, y_{t_f}, z_{t_f}) \quad (5.8)$$

Donde:

a : Es la amplitud lineal entre cada valle

x_{t_i}, x_{t_f} : Son las componentes en el eje X del vector de posición en el tiempo inicial y final en que se detectaron los valles

y_{t_i}, y_{t_f} : Son las componentes en el eje Y del vector de posición en el tiempo inicial y final en que se detectaron los valles

z_{t_i}, z_{t_f} : Son las componentes en el eje Z del vector de posición en el tiempo inicial y final en que se detectaron los valles

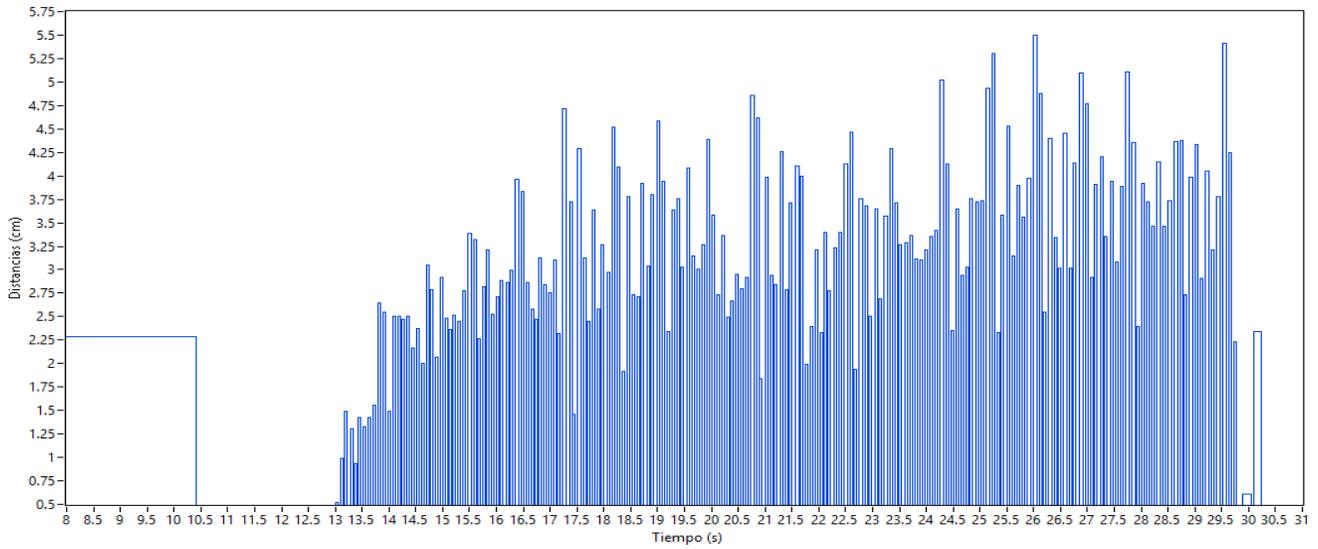


Figura 5.14: Ejemplo de amplitudes lineales

Al igual que en el caso anterior, para obtener las amplitudes vectoriales se tomaron todos los valles en los desplazamientos y posteriormente se sumaron los n puntos entre cada valle, mediante la ecuación (5.9):

$$a_v = \sum_{i=m}^n p_i \quad (5.9)$$

Donde:

a_v : Es la amplitud vectorial entre cada valle

m : Es el momento en el tiempo en que se registró el primer valle

n : Es el momento en el tiempo en que se registró el siguiente valle

p_i : Son todos los desplazamientos entre 2 valles conjuntos

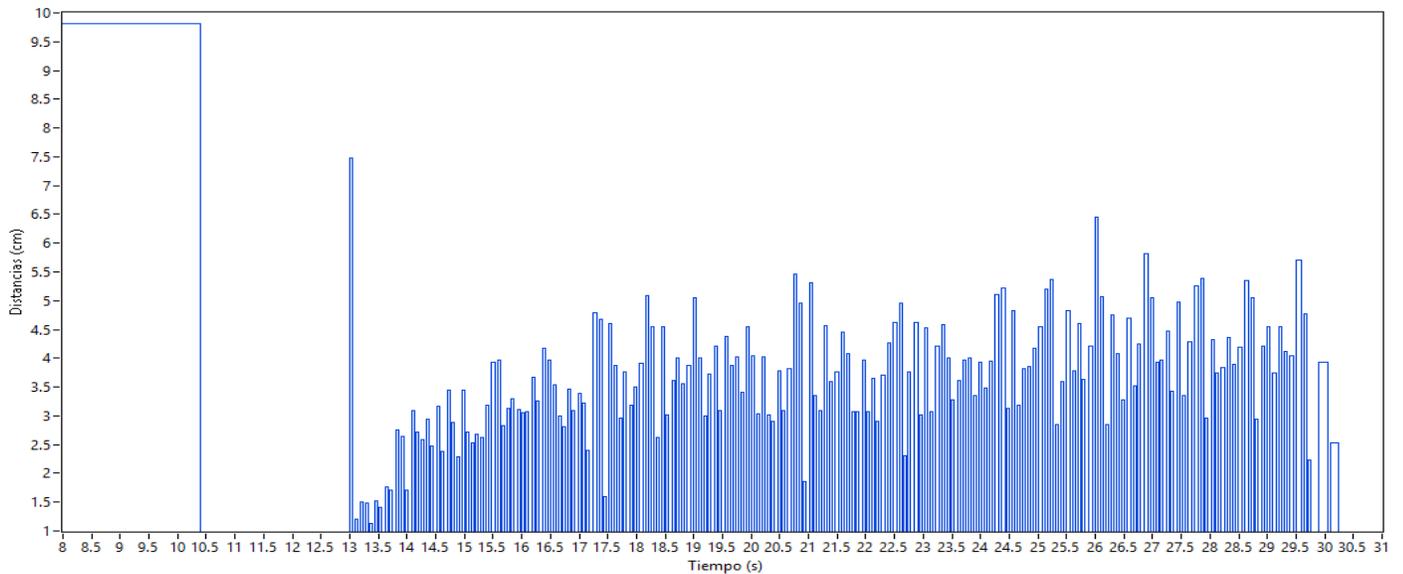


Figura 5.15: Ejemplo de amplitudes vectoriales

5.8 Filtrado de las amplitudes

Como se puede observar en los ejemplos mostrados anteriormente, hay casos en donde las amplitudes lineales y vectoriales, presentan valores que han sido detectados como un temblor pero realmente se debe a un falso positivo. Por tal motivo, es necesario ajustar dichas amplitudes con el fin de mejorar la precisión del sistema.

Para realizar dicho ajuste, se compararon las amplitudes lineales contra las vectoriales y se encontró que cuando una amplitud vectorial tenía un valor muy grande, mientras que la amplitud lineal presentaba un valor pequeño, coincidía en que el paciente había hecho un movimiento parecido al de una ondulación, donde movía el sensor ligeramente mientras encontraba alguna posición cómoda.

Con base en lo observado, se restaron ambas amplitudes y después de realizar varias pruebas, se optó por utilizar y calcular el percentil al 75% de las restas entre las amplitudes para que dicho valor obtenido fungiera como comparador para determinar las muestras que se tomarían como válidas.

En términos estadísticos, los percentiles son entidades numéricas utilizadas para señalar la posición que ocupa un valor determinado, en relación con el resto de los datos de entrada, permitiendo así conocer otros puntos propios de la distribución de datos, es decir, los percentiles son los 99 valores que dividen una serie de datos en 100 partes iguales, por lo que al calcular alguno, se obtendrán los valores correspondientes al 1%, al 2%, hasta el 99% de los datos de entrada.

Para calcularlos, primero se deberán obtener las frecuencias acumuladas y buscar la clase donde se encuentra el resultado de la operación, con base en el número percentil deseado y aplicando la fórmula (5.10).

$$P_k = L_i + \frac{\frac{K * N}{100} - F_{i-1}}{f_i} * a_i \quad k = 1, 2, \dots, 99 \quad (5.10)$$

Donde:

L_i Es el límite inferior de la clase donde se encuentra el percentil.

N_i Es la suma de las frecuencias absolutas.

F_{i-1} Es la frecuencia acumulada anterior a la clase del percentil.

a_i Es la amplitud de la clase.

K Es el percentil deseado

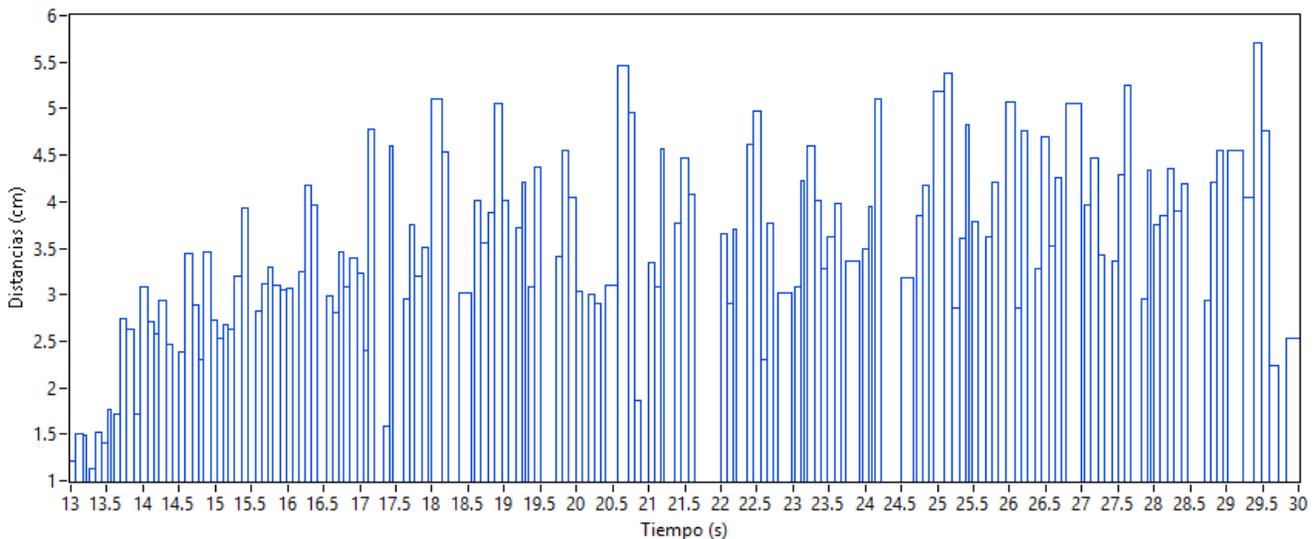


Figura 5.16: Ejemplo de amplitudes ajustadas

5.9 Obtención de datos estadísticos

Después de obtener las amplitudes, el último paso consiste en calcular ciertos datos estadísticos que serán utilizados por el modelo difuso. Inicialmente las amplitudes de los temblores se encuentran ordenadas en función del tiempo, conforme van presentándose, sin embargo, la MDS-UPDRS hace la mención de que para evaluar los temblores en reposo, es necesario registrar la amplitud del movimiento más significativo.

Al utilizar el valor de la amplitud más grande, se correría el riesgo de que dicho dato no fuera un temblor Parkinsoniano o que se tratara de un movimiento con una ocurrencia muy baja, llegando al punto en

que fuera la única amplitud de ese valor. Por otra parte, si se realizaba un promedio de todas las amplitudes registradas, en la mayoría de los casos había un problema con dicho valor medio, ya que resultaba muy pequeño y al evaluarlo en el modelo computacional, no coincidía con la evaluación dada por un médico.

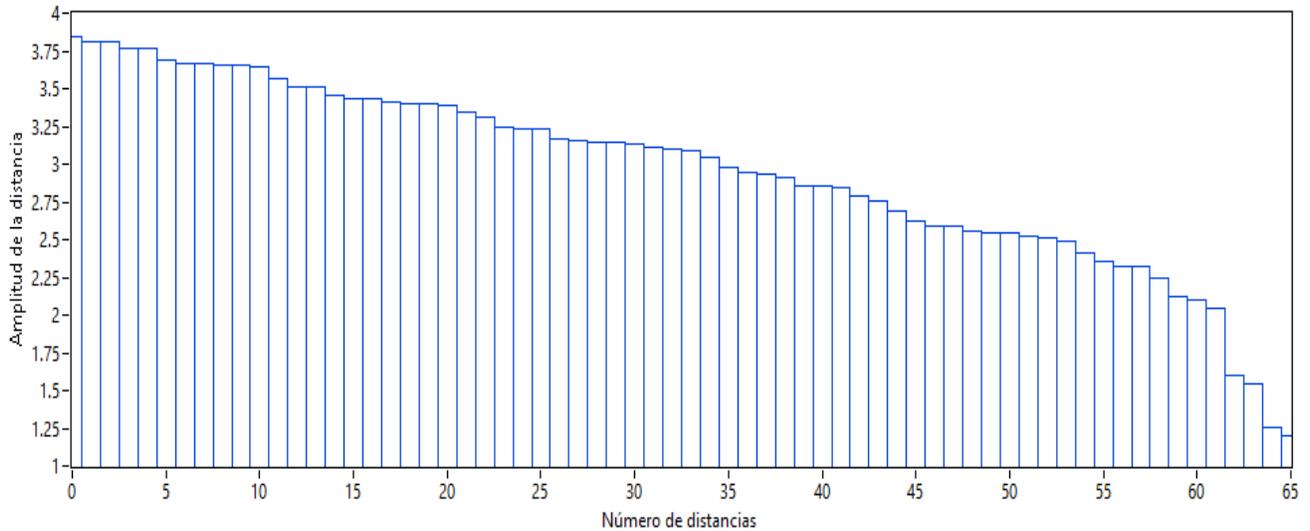


Figura 5.17: Ejemplo de temblores ordenados

Después de consultar la literatura sobre mediciones y aspectos estadísticos, se tomó una referencia de mediciones en olas marítimas, donde sugerían que un segmento ideal para trabajar con un conjunto de datos, se trataba del tercio de dicha información, por lo que después de aplicar dicha teoría, los resultados fueron más precisos.

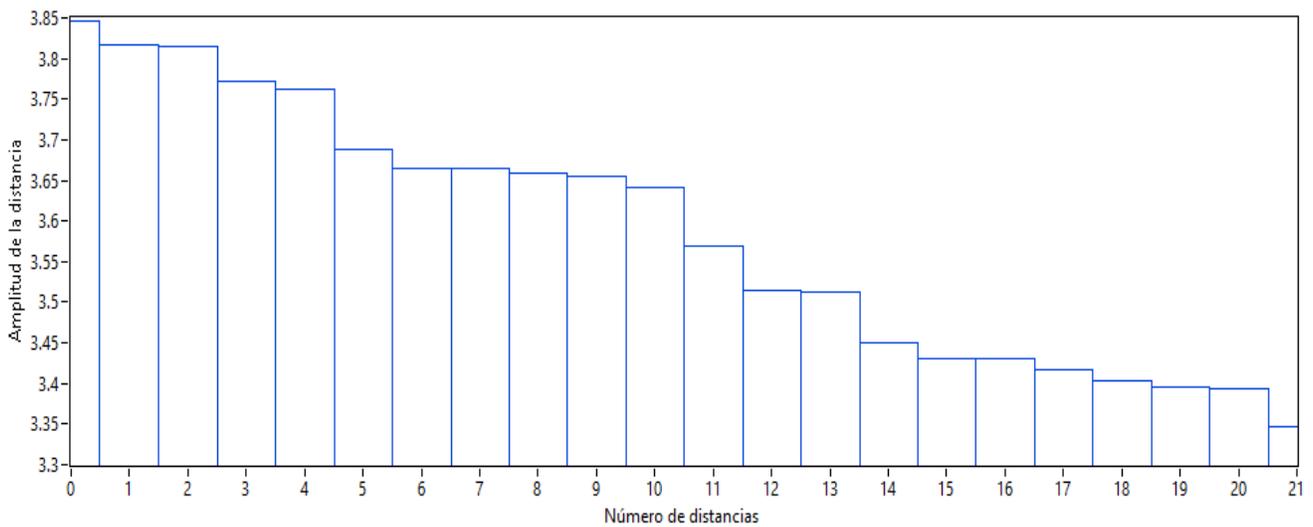


Figura 5.18: Ejemplo del tercio de amplitudes más grandes

Para mejorar la precisión del sistema, el equipo de investigación propuso tomar un segmento más pequeño de los datos, con el fin de utilizar el promedio de dichas amplitudes como un valor de comparación en el modelo computacional, por lo que después de realizar varias pruebas, se optó por elegir el décimo de las mediciones. Así mismo, también se calculó la frecuencia de las señales con base en los tiempos en que se registraron y dependiendo de los temblores ordenados, es decir, del tercio y décimo de amplitudes.

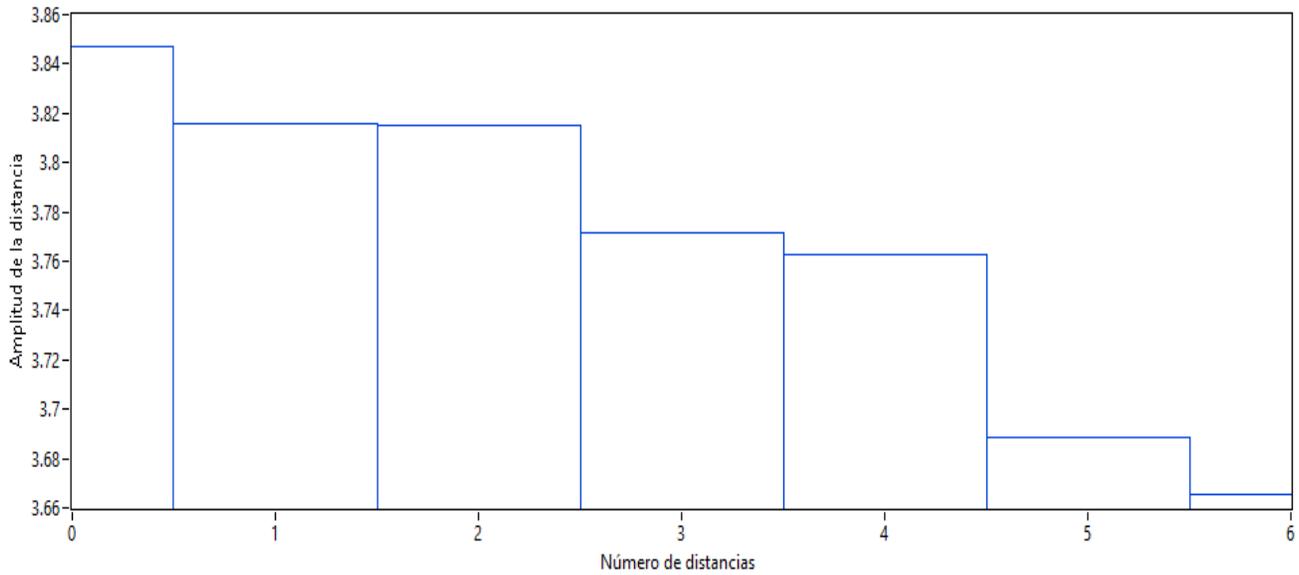


Figura 5.19: Ejemplo del décimo de amplitudes más grandes

CAPÍTULO 6

Modelo computacional para la evaluación de los temblores

Después de obtener los indicadores biomecánicos correspondientes a las evaluaciones de los pacientes, se prosiguió a construir el modelo difuso para obtener un valor más preciso relacionado con el estado del mismo. Se decidió trabajar con un modelo difuso, ya que la escala de evaluación utilizada describe específicamente la valoración que se le debe dar a cada paciente en dependencia de la amplitud de sus temblores, por lo que la evaluación final se realizará mediante una serie de condiciones que fueron probadas y verificadas, además de que el hecho de utilizar valores lingüísticos para identificar los indicadores que sirven como variables de entrada, facilita la comprensión y ajuste del valor final.

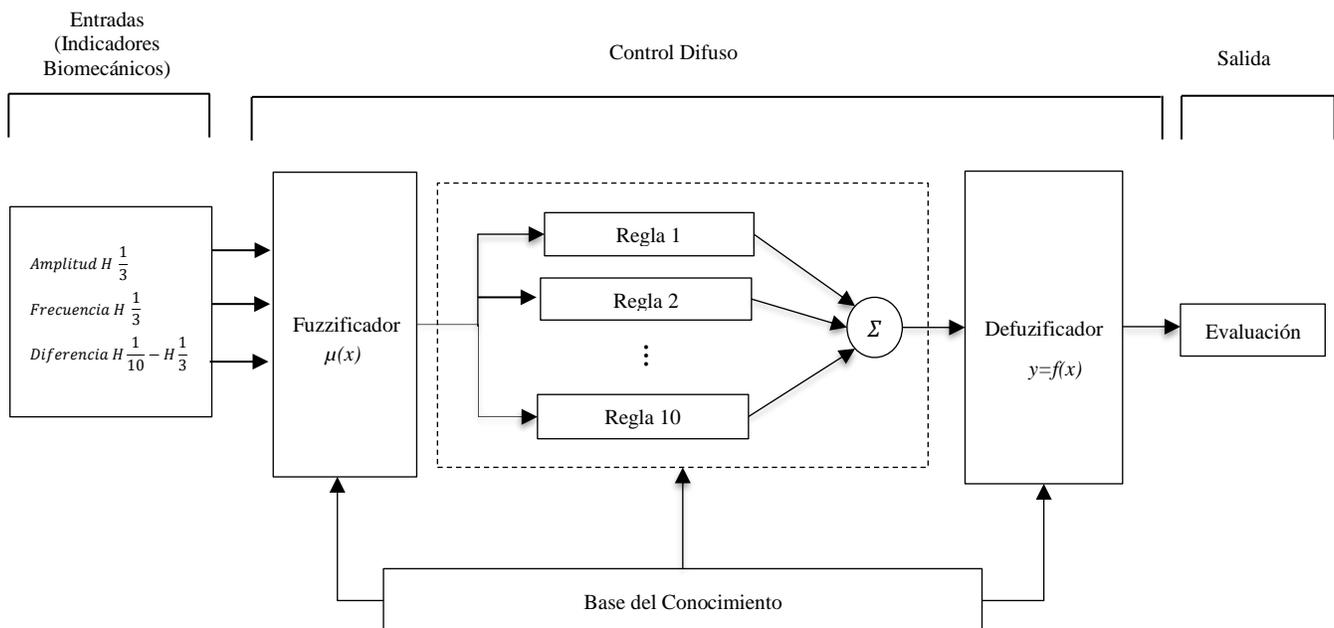


Figura 6.1: Diagrama del modelo difuso

6.1 Variables de entrada

Con base en el análisis de los videos, la literatura consultada y el estado del arte se determinaron los valores que fungirán como variables de entrada para el modelo computacional, con el fin de evaluar de una forma objetiva a las extremidades que se encontraban en reposo y en estado postural durante las exploraciones motoras.

Se establecieron 3 variables de entrada, las cuales corresponden al tercio de los temblores con mayor amplitud (Amplitud H 1/3), la frecuencia de dichas amplitudes (F H 1/3) y la diferencia entre la décima y tercera parte de las amplitudes más altas (H 1/10 - H 1/3).

La amplitud H 1/3 se eligió debido a que la escala de evaluación menciona que para valorar el temblor postural y en reposo de un paciente con Parkinson, se debe tomar la amplitud más grande que se haya observado, sin embargo, al utilizar el valor máximo registrado se corre el riesgo de que se trate de un movimiento que no sea un temblor Parkinsoniano y por tal motivo se eligió el tercio de las amplitudes, ya que como se redactó anteriormente, la literatura consultada sugiere utilizar dicho valor para obtener un resultado más preciso.

Por otra parte, la variable F H 1/3 fue elegida ya que con dicho valor es posible identificar la periodicidad o repetición de los temblores de mayor amplitud y la Diferencia H 1/10 - H 1/3 fungirá como un complemento que servirá para determinar si el valor de salida debe ser mayor o menor, ya que si se trata de un valor muy pequeño, quiere decir que los temblores fueron constantes durante la mayor parte de la exploración motora, lo que significa que el paciente tiene un temblor persistente y por ende eso influirá de manera negativa en su valoración final.

Tabla 6.1: Variables de entrada del modelo difuso

Nombre de la variable	Rango	Número de funciones de membresía
Amplitud H 1/3	0 -> 15	5
F H 1/3	0 -> 10	3
Diferencia H 1/10 - H 1/3	0 -> 2	3

6.2 Variables de salida

Se estableció una sola variable de salida, la cual está basada en la escala de medición unificada para la enfermedad de Parkinson, por lo que su rango estará entre 0 y 4, donde 0 es una valoración para un estado normal y 4 equivale a un resultado más severo.

Tabla 6.2: Variables de salida del modelo difuso

Nombre de la variable	Rango	Número de Funciones de Membresía
Evaluación	0 -> 4	5

6.2 Funciones de membresía de entrada

Para el caso de la variable *Amplitud de H1/3*, se establecieron 5 funciones de membresía en donde 4 poseen una función de pertenencia de tipo triangular y 1 de tipo trapezoidal.

Los límites de la función se establecieron mediante una fase de prueba, donde en primera instancia se tomaron los pacientes de control y se ajustaron los valores de la amplitud con el objetivo de conseguir que el grado de pertenencia de la función fuera mayor en el valor que marca la escala.

Tabla 6.3: Funciones de membresía para la variable *Amplitud H1/3*

Amplitud H 1/3		
Función de membresía	Función de pertenencia	Límites
Muy bajo	Triangular	0 ; 0 ; 0.7
Bajo	Triangular	0.3 ; 0.8 ; 1.3
Medio	Triangular	0.7 ; 3 ; 5
Alto	Triangular	3 ; 7 ; 11
Muy alto	Trapezoidal	8 ; 11 ; 15 ; 15

Para la función “Muy bajo” se entiende que las amplitudes correspondientes son cercanas a 0 centímetros, por lo que la función de tipo triangular parte desde dicho valor hasta llegar antes del centímetro. Por otra parte, la función “Bajo”, comienza desde un valor muy cercano a 0 centímetros y termina después de pasar 1 centímetro.

Para el caso de la función “Medio”, nuevamente se toma en cuenta la escala de evaluación y después de realizar las pruebas pertinentes se definen los límites entre 1 y 5 centímetros. También, para la función “Alto”, se aplicó el mismo método y los límites resultaron entre 3 y 11 centímetros. Mientras que para la función “Muy alto”, se considera una función de tipo trapezoidal, debido a que pasando los 10 centímetros, cualquier temblor es considerado como una valoración severa.

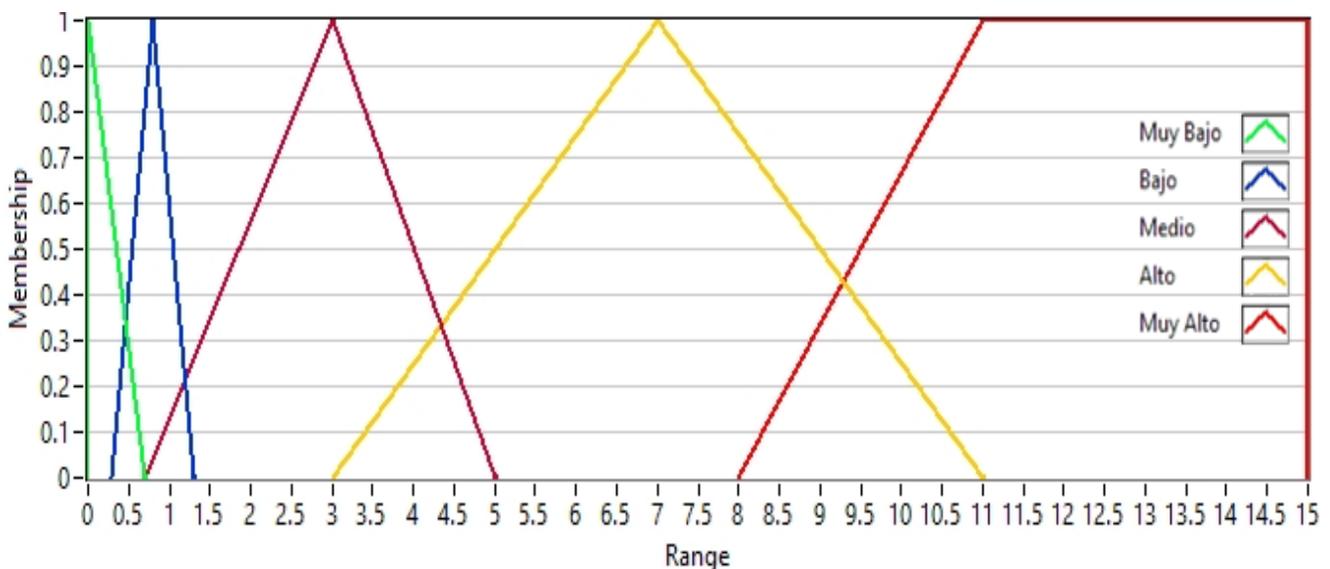


Figura 6.2: Gráfica de las funciones de membresía para la variable Amplitud H 1/3

La función “Frecuencia H1/3” se encargará de valorar la ocurrencia de los temblores registrados, ya que al evaluar 3 funciones de membresía, se mejora la valoración para dicho atributo, así mismo, la literatura específica que un temblor Parkinsoniano se encuentra en el rango de 4 a 6 Hz, por lo que las funciones “Media” y “Alta” tienen presencia en dicho intervalo.

Tabla 6.4: Funciones de membresía para la variable Frecuencia H 1/3

Frecuencia H 1/3		
Función de membresía	Función de pertenencia	Límites
Baja	Trapezoidal	0 ; 0 ; 1 ; 3
Media	Triangular	2 ; 4 ; 6
Alta	Trapezoidal	4.5 ; 7 ; 11 ; 11

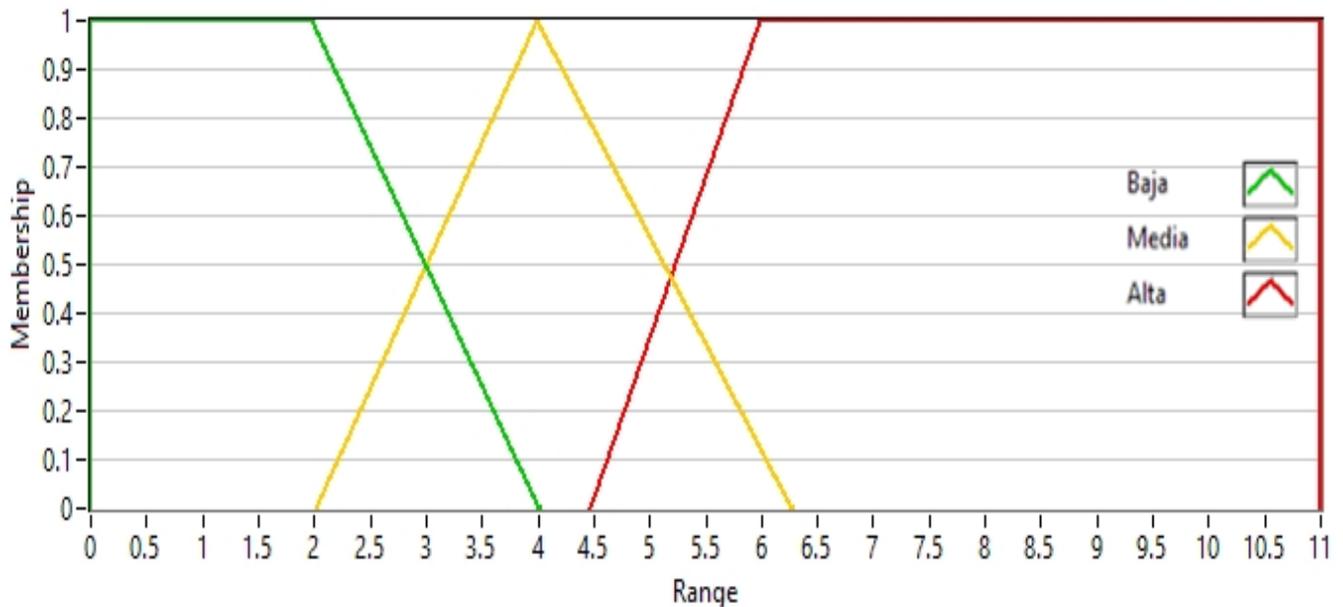


Figura 6.3: Gráfica de las funciones de membresía para la variable Frecuencia H 1/3

La variable de “Diferencia H1/3 – H 1/10” tiene el fonge como un determinante para identificar si los temblores se mantuvieron constantes durante la mayor parte de la exploración motora, ya que si se tiene un valor bajo se entiende que los movimientos en la extremidad del paciente se mantuvieron constantes, lo que involucraría que la valoración final fuera más alta.

Tabla 6.5: Funciones de membresía para la variable Diferencia de H 1/10 - H 1/3

Diferencia H 1/3 - H 1/10		
Función de membresía	Función de pertenencia	Límites
Baja	Trapezoidal	0 ; 0 ; 0.4 ; 0.8
Media	Triangular	0.4 ; 1.1 ; 1.7
Alta	Trapezoidal	1.2 ; 1.8 ; 3 ; 3

Las funciones de pertenencia se colocaron de forma trapezoidal debido a que cualquier valor que sea inferior a medio centímetro es considerado bajo, mientras que si la diferencia supera la unidad, representaría el caso contrario, esos límites se ajustaron cuando se obtuvieron los indicadores biomecánicos y se evaluaron los pacientes con Parkinson

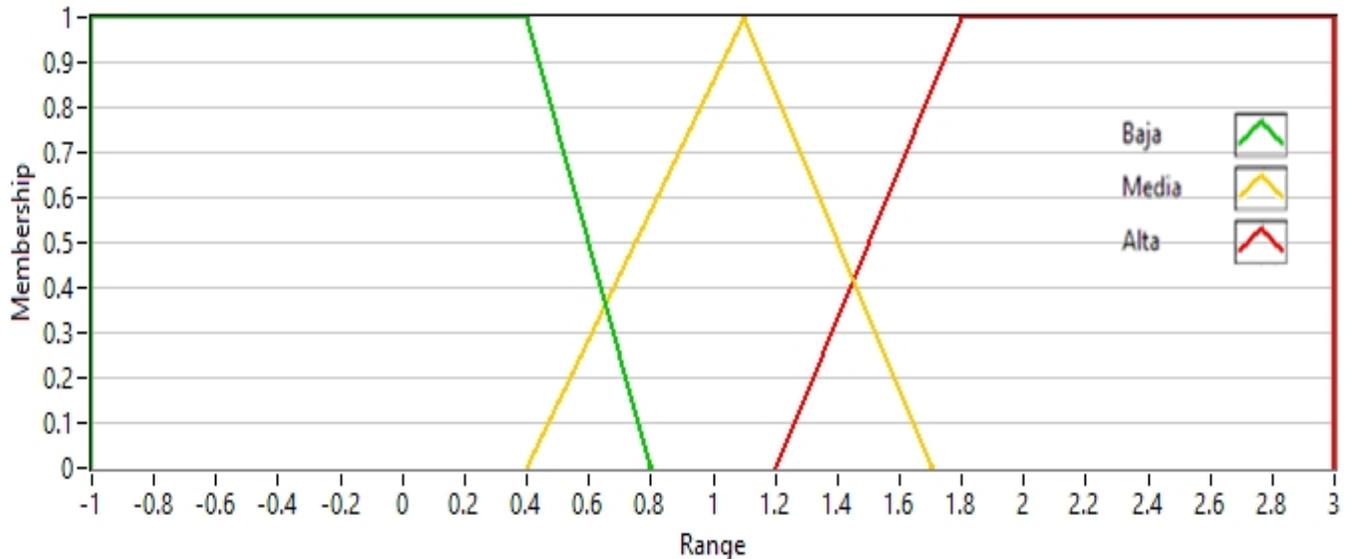


Figura 6.4: Gráfica de las funciones de membresía para la variable Diferencia de H 1/10 - H 1/3

6.3 Funciones de membresía de salida

Todas las funciones de membresía se establecieron como tipo triangular con el objetivo de que el grado de pertenencia tuviera su valor más significativo en un punto donde coincidiera con el de la escala de evaluación, la cual maneja valores del 0 al 4.

Tabla 6.6: Valores de las funciones de membresía de salida

Evaluación		
Función de membresía	Función de pertenencia	Límites
Normal	Triangular	0 ; 0 ; 0.75
Minimo	Triangular	0.25 ; 1 ; 1.75
Leve	Triangular	1.25 ; 2 ; 2.75
Moderado	Triangular	2.25 ; 3 ; 3.75
Severo	Triangular	3.25 ; 4 ; 4

Así mismo, las variables lingüísticas de las funciones de membresía se colocaron con el fin de que coincidieran con el de la escala y los límites fueron establecidos con cierta equivalencia para que la salida no se inclinara hacia algún valor en particular.

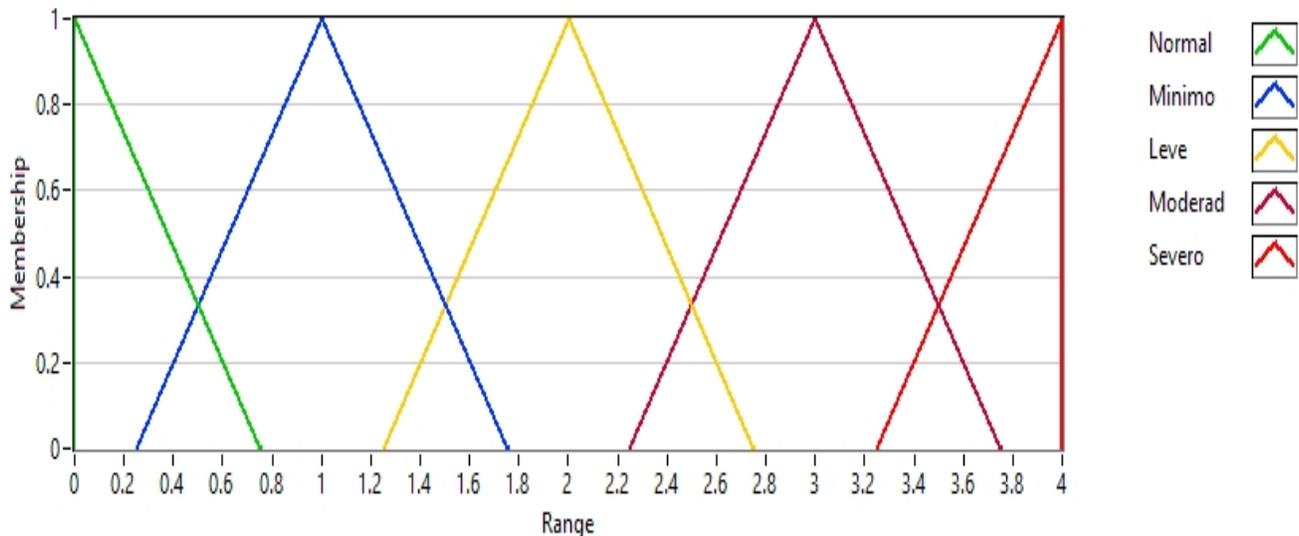


Figura 6.5: Gráfica de las funciones de membresía para la variable de salida.

6.4 Reglas del modelo difuso

Las reglas del modelo se plantearon con el objetivo de darle más prioridad a la amplitud de los temblores, ya que ese es el valor principal que fungirá para determinar la salida, mientras que las variables relacionadas con la frecuencia y la diferencia de amplitudes, fungieron para determinar si el valor de salida aumentaba o disminuía.

A continuación se enlistan todas las reglas del modelo difuso:

1. SI 'F H 1/3' ES 'Baja' ENTONCES 'Evaluacion' ES 'Normal'
2. SI 'Amplitud H 1/3' ES 'Muy Bajo' Y 'F H 1/3' NO ES 'Alta' ENTONCES 'Evaluacion' ES 'Normal'
3. SI 'Amplitud H 1/3' ES 'Muy Bajo' Y 'F H 1/3' ES 'Alta' ENTONCES 'Evaluacion' ES 'Minimo'
4. SI 'Amplitud H 1/3' ES 'Bajo' Y 'F H 1/3' NO ES 'Baja' ENTONCES 'Evaluacion' ES 'Minimo'
5. SI 'Amplitud H 1/3' ES 'Medio' Y 'F H 1/3' ES 'Baja' ENTONCES 'Evaluacion' ES 'Normal'
6. SI 'Amplitud H 1/3' ES 'Medio' Y 'F H 1/3' NO ES 'Baja' ENTONCES 'Evaluacion' ES 'Leve'

7. *SI 'Amplitud H 1/3' ES 'Medio' Y 'F H 1/3' NO ES 'Baja' Y 'Diferencia H 1/3 - H 1/10' ES 'Baja' ENTONCES 'Evaluacion' ES 'Moderado'*
8. *SI 'Amplitud H 1/3' ES 'Alto' Y 'F H 1/3' NO ES 'Baja' ENTONCES 'Evaluacion' ES 'Moderado'*
9. *SI 'Amplitud H 1/3' ES 'Alto' Y 'F H 1/3' NO ES 'Baja' Y 'Diferencia H 1/3 - H 1/10' ES 'Baja' ENTONCES 'Evaluacion' ES 'Severo'*
10. *SI 'Amplitud H 1/3' ES 'Muy Alto' Y 'F H 1/3' NO ES 'Baja' ENTONCES 'Evaluacion' ES 'Severo'*

Para el caso de la regla 1 y 2, se determinó que la evaluación de salida sería “Normal”, debido a que las funciones de membresía de las variables correspondientes a la amplitud y la frecuencia son muy bajas como para considerarlas en un estado superior, mientras que en la regla 5 a pesar de que una amplitud media puede considerarse con otro valor de salida, quien funge como determinante para disminuir su evaluación es la frecuencia, ya que al tratarse de un valor bajo, nos da a entender que los movimientos registrados por el sensor no fueron muy recurrentes.

Las reglas 3 y 4 son evaluadas como “Minimo”, debido a que a pesar de tener una amplitud con valores muy pequeños, la frecuencia nuevamente influye para deducir que al tener un valor alto en ésta variable, quiere decir que los temblores son muy recurrentes, lo cual influye en la evaluación final debido a que al presentarse este caso, el paciente estaría temblando de forma mínima en la mayoría del tiempo. Así mismo, la regla 6 le da un mayor peso a la amplitud para determinar el valor de salida y la evaluación que se le da es “Leve”, debido a que en ese caso se contemplarían los casos donde los temblores tengan una amplitud considerable y tengan una ocurrencia.

Para las reglas 7 y 8 se sigue la misma lógica que la anterior evaluando como “Moderado”, con la diferencia de en la regla número 7 se involucrará el uso de la variable Diferencia H 1/10 – H 1/3, la cual al tener un bajo nos estaría indicando que la aparición de los temblores fue de forma constante y comprendiendo que el paciente tuviera dichos movimientos de forma concurrente, se decidió subir su valoración debido a la alta presencia de temblores.

Finalmente, las reglas 9 y 10 nuevamente son creadas con base en la filosofía anterior, donde al contar con amplitudes que son notoriamente más significativas, se decide evaluarlas en un valor “Severo”, ya sea porque su presencia durante la exploración motora fue alta y tuvo una amplitud grande o en su caso, porque las amplitudes registradas resultaron mayor a los 10 cm.

CAPÍTULO 7

Resultados y discusión.

7.1 Resultados en pacientes de control

Después de obtener los indicadores biomecánicos y desarrollar el modelo computacional, se empezó a probar el sistema, comenzando con las mediciones a pacientes de control, con el fin de comprobar que el modelo computacional entregará un resultado adecuado a cada paciente.

7.1.1 Resultados de la exploración motora en el paciente de control 1



Figura 7.1: Paciente de control 1 en medición de temblor postural

Durante las pruebas de exploración motora en pacientes de control, se comprobó que el modelo computacional entregó un resultado acorde a cada sesión realizada, por ejemplo para el caso de evaluar el temblor postural en ambas manos, se obtuvieron amplitudes menores a 1 cm y al revisar el video correspondiente a dicha prueba, se observó que sus extremidades se mantuvieron fijas sin presentar alguna anomalía, así mismo, la frecuencia obtenida fue cercana a 1 Hz, la cual se encuentra en un rango bajo y la diferencia entre el décimo de las amplitudes ordenadas y el tercio mostró que los temblores se mantuvieron muy bajos durante la mayor parte de la evaluación.

Dichos resultados fueron los de la tabla 7.1:

Así mismo, cuando el paciente de control 1 fue evaluado para encontrar la amplitud del temblor postural en reposo, los resultados obtenidos también estuvieron acorde a lo esperado, ya que ninguna amplitud superó el centímetro y tanto la diferencia

<i>Indicador</i>	Temblor postural en mano izquierda (cm)	Temblor postural en mano derecha (cm)
<i>Amplitud H 1/3</i>	0.234318	0.263983
<i>Frecuencia H 1/3</i>	1.45209	0.987949
<i>Diferencia H1/10 - H1/3</i>	0.0167661	0.0629335
<i>EVALUACIÓN OBTENIDA</i>	0 (Normal)	0 (Normal)

Tabla 7.1: Evaluación de temblor postural en paciente de control 1



Figura 7.2: Paciente de control 1 en medición de temblor en reposo

Tabla 7.2: Evaluación de temblor en reposo en paciente de control 1

<i>Indicador</i>	Mano izquierda (cm)	Mano derecha (cm)	Pie izquierdo (cm)	Pie derecho (cm)
<i>Amplitud H 1/3</i>	0.212561	0.183372	0.0339813	0.0463135
<i>Frecuencia H 1/3</i>	0.530049	0.679929	1.22407	1.54117
<i>Diferencia H1/10 - H1/3</i>	0.0633182	0.127908	0.00795121	0.0146222
<i>EVALUACIÓN OBTENIDA</i>	0 (Normal)	0 (Normal)	0 (Normal)	0 (Normal)

7.1.2 Resultados de la exploración motora en el paciente de control 2



Figura 7.3: Paciente de control 2 en medición de temblor en reposo

Los resultados para la segunda paciente de control se obtuvieron con la evaluación esperada, ya que todos los atributos de sus extremidades tienen valores muy pequeños, lo que significa que no hay indicios de que existan temblores con amplitudes significativas en dicha exploración motora, además de que las frecuencias registradas nos dicen que la presencia de dichas amplitudes no se hicieron presentes durante la prueba, debido a una baja ocurrencia.

Tabla 7.3: Evaluación de temblor postural en paciente de control 2

<i>Indicador</i>	Mano izquierda (cm)	Mano derecha (cm)	Pie izquierdo (cm)	Pie derecho (cm)
Amplitud H 1/3	0.28	0.24	0.1	0.15
Frecuencia H 1/3	0.31	0.4	1.31	1.81
Diferencia H1/10 - H1/3	0.07	0.11	0.01	0.01
EVALUACIÓN OBTENIDA	0 (Normal)	0 (Normal)	0 (Normal)	0 (Normal)

7.2 Resultados en pacientes con Parkinson

En conjunto con la Escuela Nacional de Medicina y Homeopatía del Instituto politécnico nacional, se logró tener un acercamiento con personas que padecen la enfermedad de Parkinson, quienes accedieron a participar en éste proyecto de investigación. Un total de 57 pacientes aceptaron realizar las exploraciones motoras, consiguiendo un registro de 123 mediciones y la evaluación del temblor en todas sus extremidades en reposo, así como el temblor postural en las manos, sin embargo, en la presente tesis se mostrarán los resultados obtenidos en la evaluación de 10 de los 57 pacientes, con el fin demostrar la funcionalidad del algoritmo y la evaluación del modelo de inferencia difusa

La MDS-UPDRS establece que para realizar una evaluación del temblor postural, es necesario que se obtenga un valor por cada mano, también menciona que el atributo a evaluar debe ser la mayor amplitud observada, todo esto se hará mientras el paciente se encuentre sentado y con sus brazos estirados hacia delante, así mismo, la muñeca debe estar recta y los dedos cómodamente separados de tal forma que no se toquen entre sí, mientras que para medir el temblor en reposo, el paciente debe estar sentado tranquilamente en una silla con las manos apoyadas en el reposa-brazos (no en el regazo) y los pies apoyados en el suelo de forma cómoda, durante un tiempo determinado, sin recibir ninguna otra indicación. Cabe mencionar que la exploración motora del temblor en reposo menciona que se deben evaluar todas las extremidades que no se encuentren realizando algún movimiento

A continuación se mostrarán los resultados obtenidos para 10 pacientes con mal de Parkinson, los cuales fueron previamente evaluados de una forma subjetiva al observar el contenido multimedia durante la medición y dependiendo de su estado, fueron catalogados como pacientes con un estado normal, leve, moderado o severo de la enfermedad, dichas valoraciones son de diferentes tipos de exploraciones, con el fin de demostrar el funcionamiento del modelo difuso y cumplir con la evaluación del temblor en reposo. Por otra parte, debido a cuestiones de privacidad, no se hará ninguna referencia a los datos personales de cada paciente.

7.2.1 Resultados de la exploración motora en el paciente con Parkinson 1

La evaluación subjetiva que se otorgó al observar los temblores posturales en el primer paciente fue de un estado normal, ya que no se presentó ningún movimiento significativo al momento de realizar dicha prueba.



Figura 7.4: Paciente con Parkinson 1 en medición de temblor postural

La evaluación se reafirmó con los valores obtenidos por el sistema, ya que las amplitudes resultaron cercanas a 1 cm, sin embargo, al observar a detalle el video de la medición el equipo de investigación se percató que la paciente movió sus manos durante la valoración, lo que ocasionó que se registrara un pequeño temblor, pero dado que el modelo computacional también evalúa la frecuencia obtenida, la evaluación obtenida por el sistema fue “Normal”, coincidiendo con la subjetiva.

Tabla 7.4: Evaluación de temblor postural en paciente con Parkinson 1

<i>Indicador</i>	Temblor postural en mano izquierda (cm)	Temblor postural en mano derecha (cm)
<i>Amplitud H 1/3</i>	1.21	0.64
<i>Frecuencia H 1/3</i>	0.87	0.83
<i>Diferencia H1/10 - H1/3</i>	0	0
<i>EVALUACIÓN OBTENIDA</i>	0 (Normal)	0 (Normal)
<i>EVALUACIÓN SUBJETIVA</i>	Normal	Normal



Figura 7.5: Paciente con Parkinson 1 en medición de temblor en reposo

La paciente siguió las indicaciones del evaluador y después de permanecer totalmente en reposo durante 30 segundos, el sistema determinó la evaluación en un estado “normal”, en todas las extremidades evaluadas, las cuales coincidieron con la subjetiva, sin embargo, es importante mencionar que en el caso de las piernas, se registró una frecuencia de 2.33 Hz y por tal motivo el sistema arrojó una evaluación ligeramente mayor a la normal.

Tabla 7.5: Evaluación de temblor en reposo en paciente con Parkinson 1

<i>Indicador</i>	Mano izquierda (cm)	Mano derecha (cm)	Pie izquierdo (cm)	Pie derecho (cm)
<i>Amplitud H 1/3</i>	0.25	0.03	0.04	0.03
<i>Frecuencia H 1/3</i>	0.34	0.37	2.09	2.33
<i>Diferencia H1/10 - H1/3</i>	0.04	0	0.01	0.01
<i>EVALUACIÓN OBTENIDA</i>	0 (Normal)	0 (Normal)	0.02 (Normal)	0.02 (Normal)
<i>EVALUACIÓN SUBJETIVA</i>	Normal	Normal	Normal	Normal

7.2.2 Resultados de la exploración motora en el paciente con Parkinson 2

Esta exploración motora corresponde al temblor postural, el paciente siguió las indicaciones del evaluador y mantuvo sus manos en el aire durante varios segundos, así se pudo dar una valoración subjetiva al paciente, la cual fue en estado “Normal”.



Figura 7.6: Paciente con Parkinson 2 en medición de temblor postural

Nuevamente la evaluación quedó reafirmada con los valores obtenidos por el sistema, debido a que las amplitudes resultaron cercanas 0 centímetros, y a pesar que en la mano izquierda la persona posee una frecuencia mayor que en la mano derecha, esto no resulta un problema significativo ya que ambas cantidades son muy bajas, por lo que la evaluación obtenida por el sistema fue “Normal”, coincidiendo con la subjetiva.

Tabla 7.6: Evaluación de temblor postural en paciente con Parkinson 2

<i>Indicador</i>	Temblor postural en mano izquierda (cm)	Temblor postural en mano derecha (cm)
<i>Amplitud H 1/3</i>	0.13	0.33
<i>Frecuencia H 1/3</i>	1.3	0.44
<i>Diferencia H1/10 - H1/3</i>	0.06	0.05
<i>EVALUACIÓN OBTENIDA</i>	0.06 (Normal)	0 (Normal)
<i>EVALUACIÓN SUBJETIVA</i>	Normal	Normal

7.2.3 Resultados de la exploración motora en el paciente con Parkinson 3

Comenzando nuevamente con el temblor postural, las indicaciones fueron dadas a la paciente y ésta realizó la prueba. La evaluación subjetiva para ésta prueba fue “Normal”.



Figura 7.7: Paciente con Parkinson 3 en medición de temblor postural

Las amplitudes para ésta paciente, ´soy muy pequeñas, pero la frecuencia registrada en ambas manos rebasa los 1.5 Hertz, sin embargo, al tratarse de desplazamientos muy pequeños la evaluación obtenida por el sistema fue “Normal”.

Tabla 7.7: Evaluación de temblor postural en paciente con Parkinson 3

<i>Indicador</i>	Temblor postural en mano izquierda (cm)	Temblor postural en mano derecha (cm)
<i>Amplitud H 1/3</i>	0.1	0.14
<i>Frecuencia H 1/3</i>	1.96	1.84
<i>Diferencia H1/10 - H1/3</i>	0.04	0.08
<i>EVALUACIÓN OBTENIDA</i>	0.05 (Normal)	0 (Normal)
<i>EVALUACIÓN SUBJETIVA</i>	Normal	Normal

7.2.4 Resultados de la exploración motora en el paciente con Parkinson 4

Continuando con una exploración de temblor postural en las manos, se encontró que el paciente actual muestra un pequeño temblor en la mano izquierda y por tal motivo, se valoró de forma subjetiva a dicho paciente con un estado “Leve”



Figura 7.8: Paciente con Parkinson 4 en medición de temblor postural

Después de realizar la evaluación mediante el modelo computacional, se confirmó que el paciente presentaba un temblor recurrente, ya que el indicador relacionado con la frecuencia resultó claramente mayor al de los pacientes anteriores, sin embargo, debido a que la amplitud es muy pequeña, la evaluación se posicionó en un punto intermedio entre “Normal y Leve”.

Tabla 7.8: Evaluación de temblor postural en paciente con Parkinson 4

<i>Indicador</i>	Temblor postural en mano izquierda (cm)	Temblor postural en mano derecha (cm)
Amplitud H 1/3	0.41	0.12
Frecuencia H 1/3	4.46	1.77
Diferencia H1/10 - H1/3	0.09	0.02
EVALUACIÓN OBTENIDA	0.49 (Normal)	0 (Normal)
EVALUACIÓN SUBJETIVA	Leve	Normal

7.2.5 Resultados de la exploración motora en el paciente con Parkinson 5

Para comprobar la funcionalidad del sistema, se tomó una nueva exploración, la cual fue “Golpeteo con los dedos del pie derecho”, ya que acorde a lo que la escala de evaluación define para la evaluación del temblor en reposo, se especifica que para la correcta evaluación del temblor en reposo, se deben valorar las extremidades que no se encuentren realizando alguna actividad durante las exploraciones motoras.



Figura 7.9: Paciente con Parkinson 5 en medición de agilidad con el pie

Las evaluaciones subjetivas correspondientes al paciente, fueron de “Leve” y “Moderado” para cada extremidad, ya que el material multimedia mostró que el paciente presentó temblores en ambas manos al momento de realizar la actividad con su pie derecho, así mismo, como se puede observar en la tabla 7.9, la mano derecha es la más afectada, ya que se registró un promedio de amplitud de 3.45 centímetros, a comparación de 1.52 centímetros en la mano izquierda. Sin embargo, la valoración dada por el sistema establece que dicho paciente tiene un valor posicionado entre “Mínimo” y “Leve” en la mano izquierda, mientras que para la otra mano, se obtuvo un valor entre “Leve” y “Moderado”

Tabla 7.9: Evaluación de temblor en reposo en paciente con Parkinson 5

<i>Indicador</i>	Temblor en mano izquierda (cm)	Temblor en mano derecha (cm)
Amplitud H 1/3	1.52	3.45
Frecuencia H 1/3	2.01	4.2
Diferencia H1/10 - H1/3	0.5	0.34
EVALUACIÓN OBTENIDA	1.55 (Mínimo)	2.58 (Leve)
EVALUACIÓN SUBJETIVA	Leve	Moderado

7.2.6 Resultados de la exploración motora en el paciente con Parkinson 6

Para esta paciente, solamente se tomó el valor de una extremidad, ya que al tomar la exploración motora del golpeteo con el pie derecho, la mano derecha llegó a moverse en conjunto con su pierna, lo que ocasionó que los sensores registraran valores que no corresponden a un temblor Parkinsoniano. Sin embargo, la evaluación subjetiva para la paciente es de “Moderado”



Figura 7.10: Paciente con Parkinson 6 en medición de agilidad con el pie

Al igual que con el paciente 5, la evaluación obtenida con el sistema es más propia para la persona, ya que el hecho de tener amplitudes mayores al centímetro y que los temblores se encuentren en un punto de persistencia razonable influye totalmente en la valoración final.

Tabla 7.10: Evaluación de temblor en reposo en paciente con Parkinson 6

<i>Indicador</i>	<i>Temblor en mano izquierda (cm)</i>
<i>Amplitud H 1/3</i>	1.41
<i>Frecuencia H 1/3</i>	2.95
<i>Diferencia H1/10 - H1/3</i>	0.22
<i>EVALUACIÓN OBTENIDA</i>	2.42 (Leve)
<i>EVALUACIÓN SUBJETIVA</i>	Moderado

7.2.7 Resultados de la exploración motora en el paciente con Parkinson 7

Nuevamente se tomó sólo una extremidad como ejemplo y después de observar el contenido multimedia de dicha exploración motora, se decidió que la valoración subjetiva del paciente sería de un estado “Leve”.



Figura 7.11: Paciente con Parkinson 7 en medición de agilidad con el pie

Los valores obtenidos, nos dicen que éste paciente tiene temblores que están muy cercanos al centímetro, además de que dichos movimientos se encuentran presentes durante la mayor parte de la exploración motora. La evaluación obtenida por el modelo, lo clasifica en un estado ligeramente superior a “Mínimo”.

Tabla 7.11: Evaluación de temblor en reposo en paciente con Parkinson 7

<i>Indicador</i>	Temblor en mano izquierda (cm)
<i>Amplitud H 1/3</i>	0.89
<i>Frecuencia H 1/3</i>	4.15
<i>Diferencia H1/10 - H1/3</i>	0.12
<i>EVALUACIÓN OBTENIDA</i>	1.25 (Minimo)
<i>EVALUACIÓN SUBJETIVA</i>	Leve

7.2.8 Resultados de la exploración motora en el paciente con Parkinson 8

La paciente número 8 tiene ciertas limitantes al caminar, sin embargo, las pruebas con los sensores de las manos se pudieron realizar sin ningún problema, por lo que se realizó la exploración motora del temblor postural en las manos, obteniendo los valores de “Normal” y “Leve” para las manos izquierda y derecha, respectivamente.



Figura 7.12: Paciente con Parkinson 8 en medición de temblor postural

En el caso de la mano izquierda, ambas evaluaciones coincidieron pero en la mano derecha si hubo una diferencia ya que el modelo difuso determinó que la paciente se encuentra entre un valor “Leve” y “Moderado”, debido a que la frecuencia de sus temblores tiene un valor significativo, además de que las amplitudes de sus temblores tienen un promedio de carácter medio.

Tabla 7.12: Evaluación de temblor postural en paciente con Parkinson 8

<i>Indicador</i>	Temblor postural en mano izquierda (cm)	Temblor postural en mano derecha (cm)
<i>Amplitud H 1/3</i>	1.42	1.75
<i>Frecuencia H 1/3</i>	1.43	4.58
<i>Diferencia H1/10 - H1/3</i>	0.83	0.45
<i>EVALUACIÓN OBTENIDA</i>	0.49 (Normal)	2.5 (Leve)
<i>EVALUACIÓN SUBJETIVA</i>	Normal	Moderado

7.2.9 Resultados de la exploración motora en el paciente con Parkinson 9

El hecho de elegir una prueba de exploración motora en los pies y evaluar los temblores en las manos, se debe a que después de analizar todo el material multimedia de los pacientes medidos, nos percatamos de que cuando se le dice al paciente que realice alguna actividad, se concentra en dicho trabajo y al final deja de prestarle atención al resto de sus extremidades.



Figura 7.13: Paciente con Parkinson 9 en medición de agilidad con el pie

Las evaluaciones coincidieron para éste paciente ya que ambas lo valoraron en un estado “Leve”, debido a que la amplitud de sus temblores registrados, resultó mayor a 1 centímetro, además de que la frecuencia presenta un valor considerable, lo que significa que la persona estuvo temblando de una forma constante durante la exploración motora.

Tabla 7.13: Evaluación de temblor en reposo del paciente con Parkinson 9

<i>Indicador</i>	<i>Temblor en mano izquierda (cm)</i>
<i>Amplitud H 1/3</i>	1.22
<i>Frecuencia H 1/3</i>	3.55
<i>Diferencia H1/10 - H1/3</i>	0.26
<i>EVALUACIÓN OBTENIDA</i>	2.1 (Leve)
<i>EVALUACIÓN SUBJETIVA</i>	Leve

7.2.10 Resultados de la exploración motora en el paciente con Parkinson 10

El caso de éste paciente es diferente al de los demás, ya que durante la exploración motora del temblor postural en las manos, ha presentado una de las amplitudes más altas registradas hasta el momento, el especialista lo ha valorado como “Severo”.



Figura 7.14: Paciente con Parkinson 10 en medición de temblor postural

Todos los indicadores obtenidos demuestran que el paciente tiene un problema con los temblores de sus manos ya que la frecuencia nos dice que dichos movimientos son constantes y la amplitud en la mano derecha se encuentra en los 5 centímetros. El médico evaluó al paciente como un estado Severo, sin embargo, el sistema toma en cuenta los indicadores obtenidos y lo valora en un estado ligeramente superior al moderado. Esto demuestra que en ocasiones las evaluaciones que dependen de una percepción visual y por ende, puede influir de forma negativa al momento de dar un resultado final.

Tabla 7.14: Evaluación de temblor postural en paciente con Parkinson 10

<i>Indicador</i>	Temblor postural en mano izquierda (cm)	Temblor postural en mano derecha (cm)
Amplitud H 1/3	1.25	53
Frecuencia H 1/3	5.13	5.26
Diferencia H1/10 - H1/3	0.62	0.69
EVALUACIÓN OBTENIDA	2.26 (Leve)	3.25 (Moderado)
EVALUACIÓN VISUAL	Moderado	Severo

7.3 Aportaciones al estado del arte

En comparación con los trabajos citados en el estado del arte, éste proyecto de investigación complementa y propone nuevas técnicas referentes a todo el análisis y procesamiento de las señales, ya que además de ofrecer indicadores particulares de los temblores como la amplitud dada en centímetros o la frecuencia en Hertz, hay un sustento médico de por medio, ya que gracias al apoyo brindado por los doctores de la Escuela Nacional de Medicina y Homeopatía del Instituto Politécnico Nacional, se desarrolló un modelo que ha tomado como base una escala aceptada y valorada a nivel mundial, agregando contribuciones como el hecho de implementar un modelo difuso para una evaluación más certera y realista para el paciente. También cabe mencionar que se realizaron mediciones a más de 50 pacientes, aportando un registro mayor a 100 archivos de medición pertenecientes a las exploraciones motoras realizadas, así como el hecho de contar con material multimedia de gran calidad, lo que ayudó a tener una mejor percepción de las pruebas efectuadas.

A continuación, en la tabla 7.15 se comparan las aportaciones con los artículos mencionados anteriormente

Tabla 7.15: Tabla comparativa de aportaciones

Artículo	Propuesta	Aportación
<p>Quantification of Parkinson's disease characteristics using wireless accelerometers ICME International Conference on Complex Medical Engineering,</p>	<p>1.- Únicamente acelerómetros 2.- Sólo 5 pacientes de control 3.- Pruebas simuladas</p>	<p>1.- 57 pacientes con Parkinson y 127 mediciones diferentes (4 extremidades por medición) 2.- Examinación motora estrictamente adherida a la MDS-UPDRS 3.- Indicadores cuantitativos directamente relacionados con la amplitud de los temblores 4.-Escala continua de evaluación 5.- Conocimiento clínico modelado mediante un modelo de inferencia difusa basado en reglas</p>
<p>Quantification of Tremor and Bradykinesia in Parkinson's Disease Using a Novel Ambulatory Monitoring System IEEE Transactions on Biomedical Engineering</p>	<p>1.- Únicamente giroscopios 2.- 10 pacientes de control y 10 con Parkinson 3.- Examinación motora diferente a la MDS-UPDRS 4.- Cuantificación de los temblores sin información de amplitud 5.- Escala discreta de evaluación</p>	
<p>Real-Time Quantification of Resting Tremor in the Parkinson's Disease. 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS Minneapolis, Minnesota, USA</p>	<p>1.- Únicamente acelerómetros 2.- Solamente 5 pacientes de control 3.- Escala discreta de evaluación 4.- Pruebas simuladas</p>	
<p>Automatic Assessing of Tremor Severity Using Nonlinear Dynamics, Artificial Neural Networks and Neuro-Fuzzy Classifier Advances in Electrical and Computer Engineering</p>	<p>1.- Uso de Kinect y control de Nintendo Wii 2.- Examinación motora diferente a la MDS-UPDRS 3- Cuantificación de los temblores sin información de amplitud 4.- Sólo evalúa entre paciente con y sin Parkinson</p>	

CONCLUSIONES

Basándose en la Escala Unificada para la Evaluación de la Enfermedad de Parkinson (MDS-UPDRS), se diseñó un modelo computacional capaz de evaluar de una forma objetiva a los pacientes con mal de Parkinson, ya que al utilizar unidades de medición inercial se calcularon indicadores biomecánicos que sirvieron como datos de entrada para un modelo difuso. Se utilizaron sensores triaxiales y mediante el uso de tecnología bluetooth se lograron emparejar de forma inalámbrica con la computadora, cabe mencionar que cada sensor tiene un acelerómetro, giroscopio y magnetómetro, los cuales fueron compensados gravitacionalmente mediante el uso de cuaterniones, para que las medidas obtenidas estuvieran bajo el marco de referencia de la IMU.

Los indicadores biomecánicos extraídos fueron las amplitudes y frecuencias de cada extremidad, mismos que fueron obtenidos después de procesar la señal del acelerómetro aplicando la teoría física de la cinemática orientada a los cuerpos con aceleración variable, la cual consiste en emplear una doble integral en función del tiempo con la señal del acelerómetro para obtener una nueva señal correspondiente a las posiciones del sensor, además de que se complementó dicha teoría con el uso de un filtro pasa alto después de cada integral, con el fin de ajustar las señal y descartar movimientos que no correspondieran a un temblor Parkinsoniano. También se aplicaron técnicas estadísticas para determinar de dichos indicadores, de una forma óptima y precisa.

El modelo difuso de éste proyecto fue diseñado con base en la MDS-UPDRS y para su desarrollo se utilizaron la amplitud y frecuencia de los temblores registrados en cada extremidad, asignando variables lingüísticas de salida que coincidieran con la valoración de dicha escala, las cuales son: Normal, Mínimo, Moderado y Severo. Después de realizar pruebas en pacientes de control y medir a más de 50 personas con la enfermedad de Parkinson, se ajustaron los límites de las funciones de membresía de cada variable de entrada del modelo, obteniendo valores que fueron validados por especialistas en el área. Éste proyecto de investigación complementa y propone nuevas técnicas referentes a todo el análisis y procesamiento de las señales, ya que además de ofrecer indicadores particulares de los temblores como la amplitud dada en centímetros o la frecuencia en Hertz, hay un sustento médico de por medio, ya que se desarrolló un modelo que ha tomado como base una escala aceptada y valorada a nivel mundial, además implementar un modelo difuso para una evaluación más certera y realista.

Finalmente, después de que comprobar que el modelo computacional funciona de forma correcta, se concluye que mediante el uso de éste sistema computacional, se ofrece una valoración totalmente objetiva a los pacientes con Parkinson, con el fin de que el personal médico tenga una alternativa para respaldar sus evaluaciones y tener un seguimiento más particular que le pueda orientar para conocer el avance de la enfermedad, por lo que con base en lo anterior, el objetivo general y los específicos fueron cumplidos, además de haber comprobado la hipótesis del proyecto.

TRABAJOS FUTUROS

Éste proyecto de investigación ha incursionado en un área donde hay varios temas por explorar, ya que al estar basado en la MDS-UPDRS, hubo ciertos aspectos en la escala que no pudieron ser tomados para proponer algún modelo que cuantificara los resultados, tal es el caso de la evaluación de temblores en la mandíbula, por lo que se podría complementar el proyecto realizado con el fin de que se incluyan dichos movimientos Parkinsonianos.

Por otra parte, otro trabajo futuro sería el desarrollo de sistemas ambulatorios que no estuvieran basados en pruebas controladas, en donde el paciente esté libre de hacer las actividades que desee y los movimientos sean evaluados con el fin de detectar que tanto impacto tiene la enfermedad en su rutina del día a día.

APÉNDICE A

Ejemplo de Valores de calibración

La Tabla A.1 muestra un ejemplo de los valores de calibración del acelerómetro, giroscopio y magnetómetro, lo cual debe ser realizado periódicamente en las ubicaciones donde se realizan las mediciones. Estos valores deben ser utilizados durante el procesamiento de las señales para su adecuada conversión a unidades de ingeniería, de acuerdo a las especificaciones de cada proveedor de las IMUs.

Tabla A.1: Ejemplo de los valores de calibración del acelerómetro, giroscopio y magnetómetro de una IMU

PARAMETRO	IMU 1	IMU2	IMU3
<i>Acel: X Max (g)</i>	1.007812	1.042969	0.980469
<i>Acel: X Min (g)</i>	-1.09375	-1.035156	-1.07813
<i>Acel: Y Max (g)</i>	0.984375	1.054687	1.003906
<i>Acel: Y Min (g)</i>	-1.035156	-1.042969	-1.015625
<i>Acel: Z Max (g)</i>	0.945312	0.996094	0.921875
<i>Acel: Z Min (g)</i>	-1.078125	-1.03125	-1.074219
<i>Gir: OFFSET X (rad/s)</i>	-2.017532	-3.548073	-2.549366
<i>Gir: OFFSET Y (rad/s)</i>	4.035063	2.365382	4.467818
<i>Gir: OFFSET Z (rad/s)</i>	0.06957	1.391401	-0.111587
<i>Mag: X MEC (Gauss)</i>	0.184607	0.096981	0.066142
<i>Mag: Y MEC (Gauss)</i>	-0.061953	-0.069956	0.016656
<i>Mag: Z MEC (Gauss)</i>	-0.210201	-0.139954	-0.099712
<i>Mag: X MET1 (Gauss)</i>	0.91307	0.956283	0.885082
<i>Mag: X MET2</i>	-0.004895	0.014322	0.003548
<i>Mag: X MET3</i>	0.020519	0.000623	0.001185
<i>Mag: Y MET1</i>	-0.004895	0.014322	0.003548

Mag: Y MET2

0.910573

0.929599

0.890745

Mag: Y MET3

0.009949

0.015203

0.009891

Mag: Z MET1

0.020519

0.000623

0.001185

Mag: Z MET2

0.009949

0.015203

0.009891

Mag: Z MET3

0.994289

0.996379

0.999085

La calibración del magnetómetro se realiza mediante un sistema cliente servidor, desarrollado por el grupo de investigación trabajando de forma conjunta. El sistema puede trabajar en una misma computadora como localhost o mediante una IP fija.

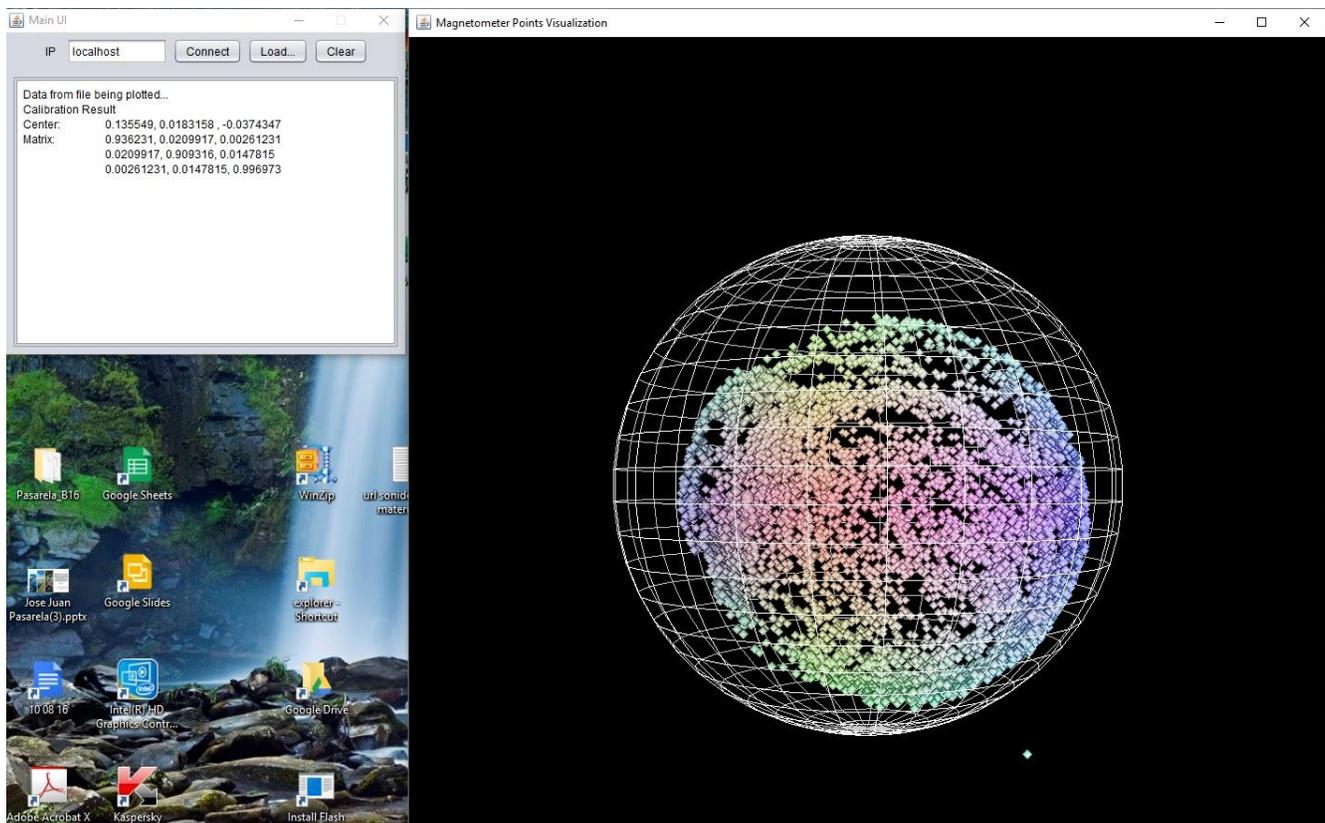


Figura A.1: Interfaz del sistema cliente para la calibración del magnetómetro

El servidor está desarrollado en LabView y toma los datos del sistema de medición y los pone disponible para que el cliente los adquiera y vaya desarrollando el algoritmo para determinar las correcciones necesarias. Una vez terminada la calibración el servidor envía los datos de calibración a un archivo en Excel desde donde el usuario los pone en un archivo de inicialización del Sistema de Medición.

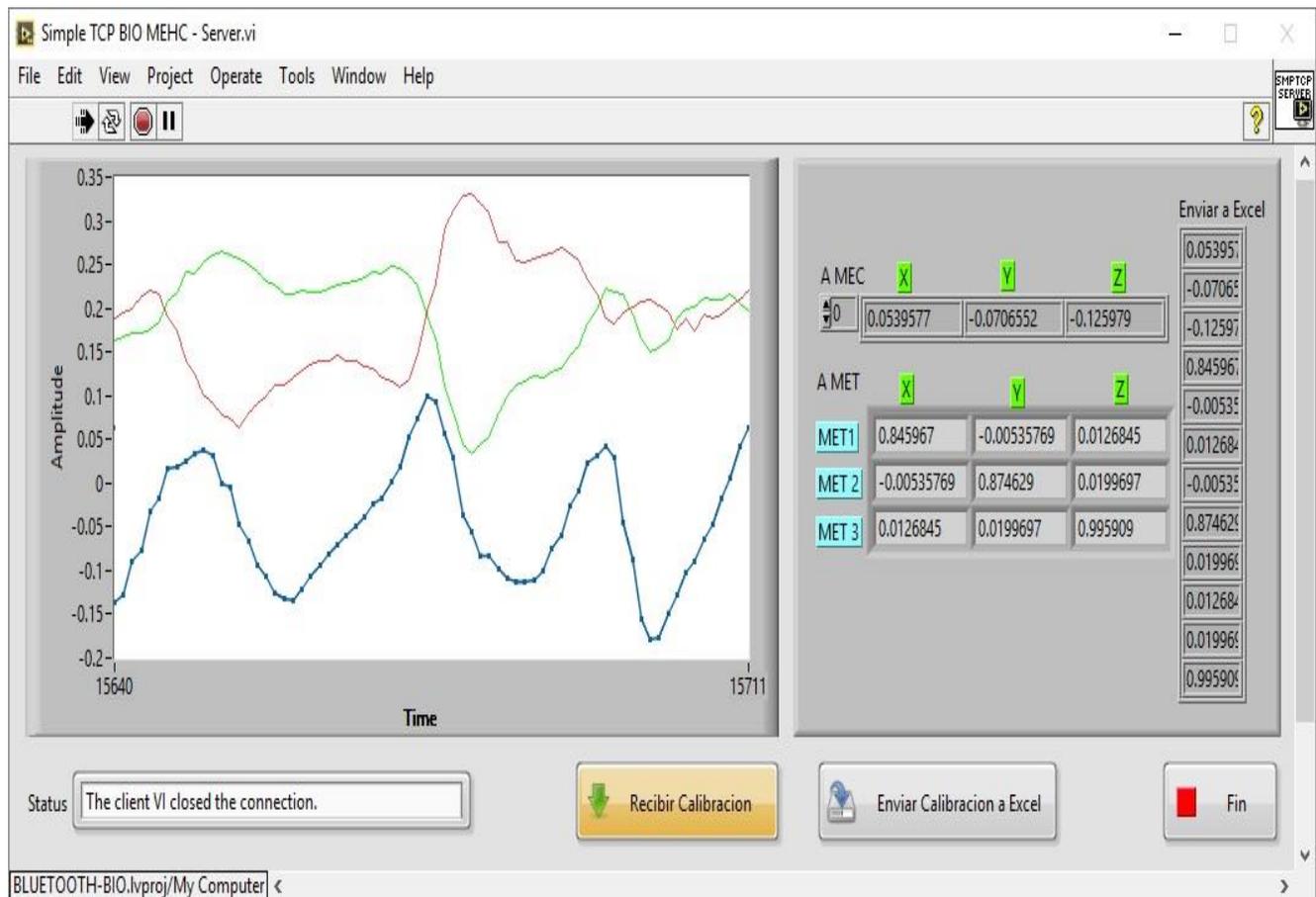


Figura A.2 Pantalla del servidor de calibración

El cliente se desarrolló en Java y contiene los métodos y algoritmos para hallar la matriz de transformación y el centroide.

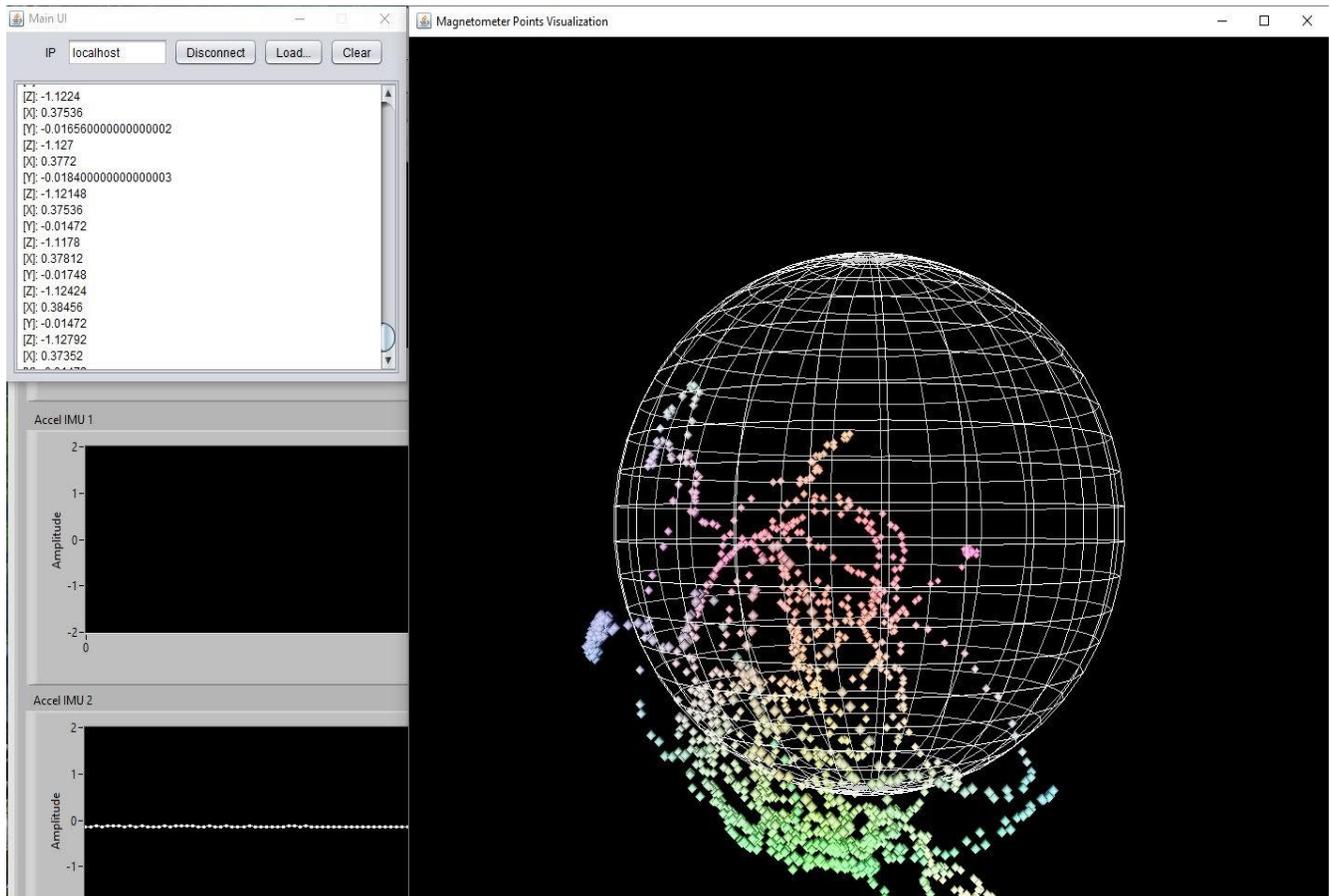
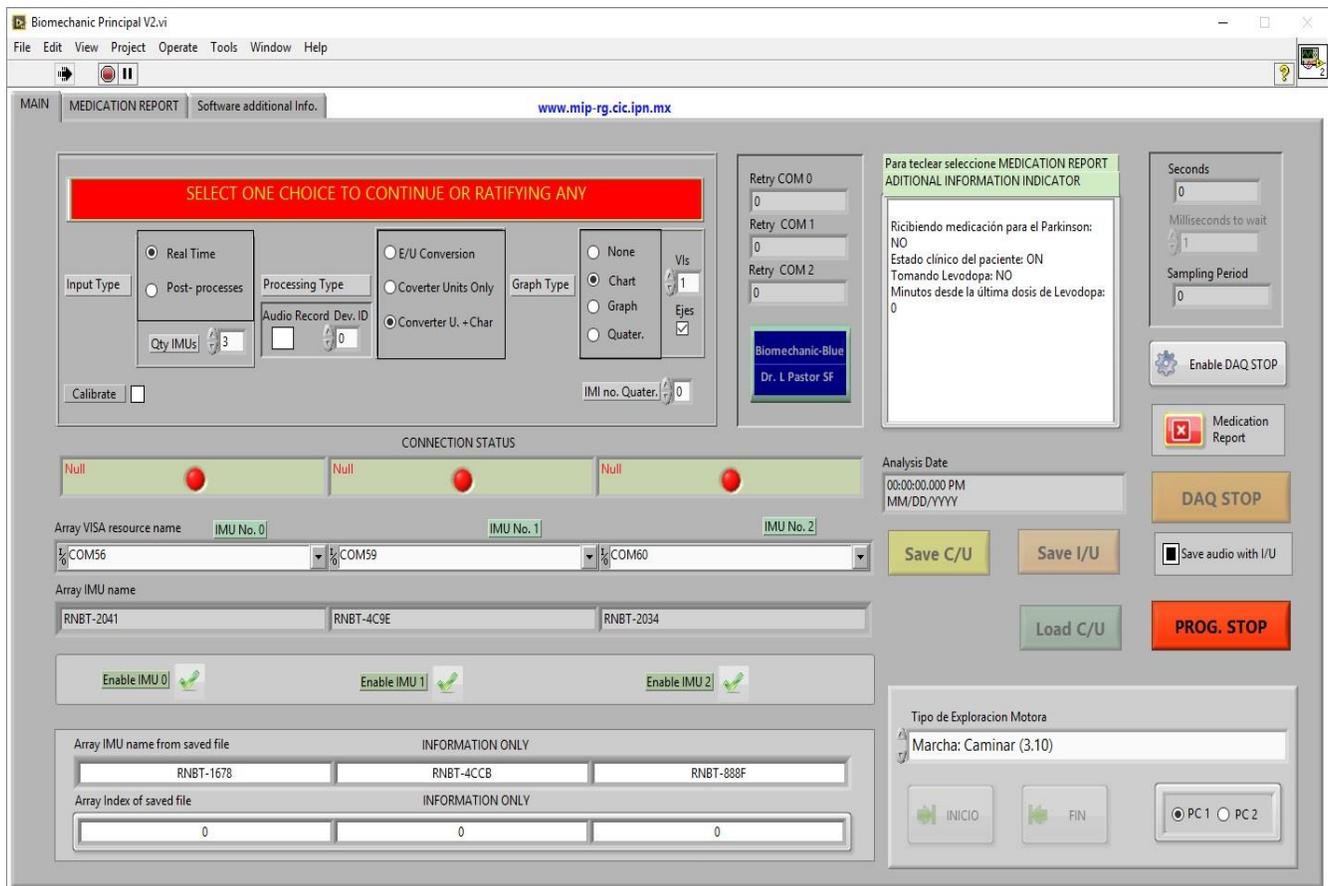


Figura A.3: Pantalla del sistema cliente para la calibración del magnetómetro

Interfaz del sistema de medición

El sistema de medición se desarrolló en Labview y es capaz de conectarse de forma simultanea hasta con un número máximo de 3 IMU mediante Bluetooth.



Interfaz del sistema de evaluación

El presente proyecto de investigación se manipula mediante la interfaz de la Figura A.4, la cual permite evaluar múltiples archivos de medición de forma simultánea.

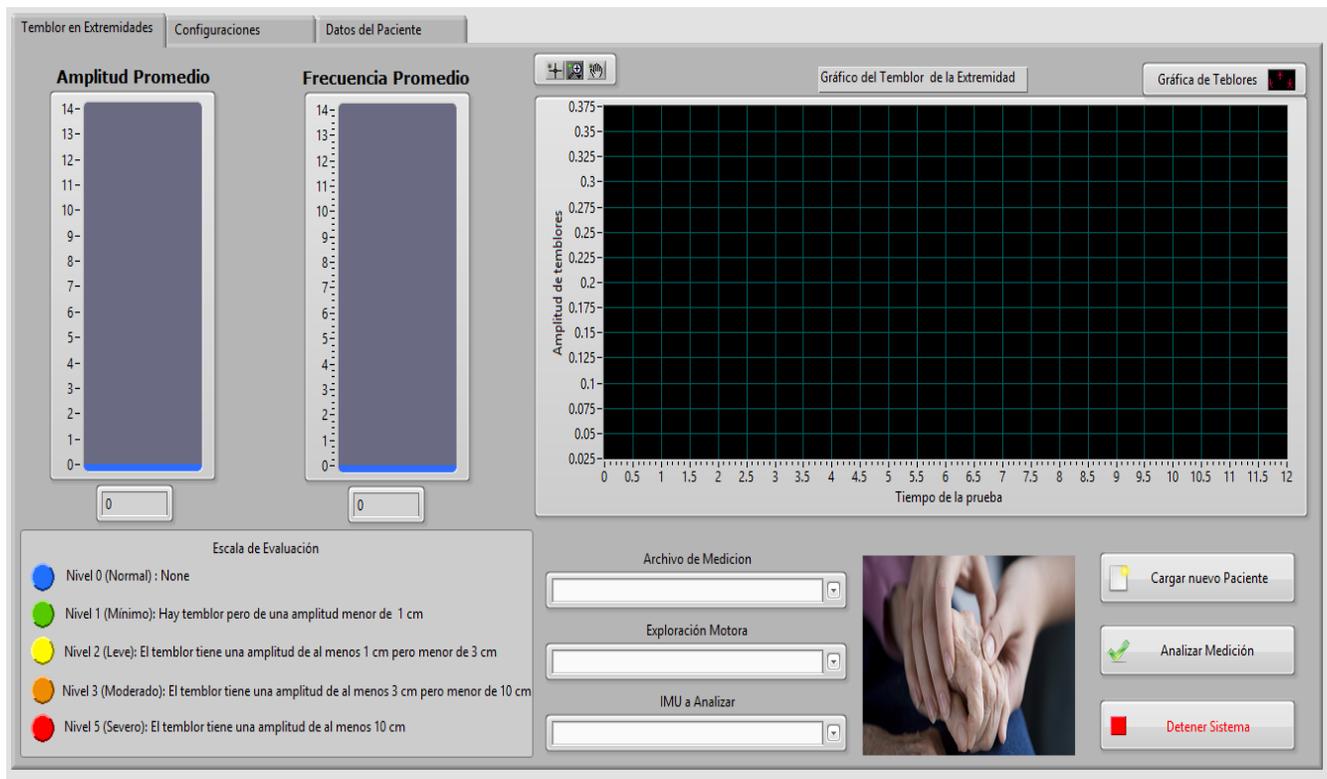


Figura A.4: Interfaz del sistema de evaluación

Fragmento de la escala de evaluación utilizada

TEMBLOR POSTURAL DE LAS MANOS

Instrucciones para el evaluador:

Se incluye en la evaluación todo temblor, incluido el temblor de reposo re-emergente, que esté presente en esta postura. Evalúe cada mano por separado.

Evalúe la mayor amplitud observada. Instruya al paciente para que estire los brazos hacia delante con las palmas de las manos hacia abajo. La muñeca debe estar recta y los dedos cómodamente separados de tal forma que no se toquen entre sí. Observe esta postura durante 10 segundos.

0: Normal Sin temblor.

1: Mínimo 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: Grave El temblor tiene una amplitud de al menos 10 cm.

AMPLITUD DEL TEMBLOR DE REPOSO

Instrucciones para el evaluador:

Este ítem y el siguiente se han colocado intencionadamente al final de la exploración con el propósito de permitir que el evaluador reúna las observaciones sobre el temblor de reposo que aparezca durante la exploración, incluyendo cuando el paciente está sentado tranquilamente, al caminar y durante aquellas actividades en que mueva determinadas partes del cuerpo mientras otras están en reposo. Considere como puntuación final la amplitud máxima que observe en cualquier momento. Evalúe solo la amplitud y no la persistencia o intermitencia del temblor.

Como parte de esta evaluación, el paciente debe estar sentado tranquilamente en una silla con las manos apoyadas en el reposa-brazos (no en el regazo) y los pies apoyados en el suelo de forma cómoda, durante 10 segundos, sin recibir ninguna otra indicación. El temblor de reposo se evalúa por separado para cada extremidad y también para el labio y la mandíbula. Considere como evaluación final sólo la amplitud máxima que haya observado en cualquier momento.

Puntuación para las extremidades

0: Normal Sin temblor.

1: Mínimo < 1 cm de amplitud máxima.

2: Leve > 1 cm pero < 3 cm de amplitud máxima.

3: Moderado 3-10 cm de amplitud máxima.

4: Grave > 10 cm de amplitud máxima.

Estadísticas generales obtenidas

Con base en las mediciones realizadas, se formuló la tabla A.2, la cual describe de una forma general a los datos que se obtuvieron de los pacientes con Parkinson que se evaluaron.

Tabla A.2: Análisis estadístico de la base de datos

Pacientes con mal de Parkinson	
Total	57
Mujeres	22
Hombres	35
Mediciones	
Total	123
Sesiones (Días)	12
Pacientes con levodopa (Si / No)	111/12
Última dosis de levodopa (minutos)	
Promedio \pm Desviación Estándar	246.9 \pm 278.0
Rango	5-1440
Edad (Años)	
Promedio \pm Desviación Estándar	66.4 \pm 9.0
Rango	48-85
Tiempo con enfermedad (Años desde diagnóstico)	
Promedio \pm Desviación Estándar	7.9 \pm 6.4
Rango	1-27
Videos grabados	
Cantidad	122
Tamaño (GB)	166

APÉNDICE B

A continuación se muestra en la figura A.5, el diploma obtenido por la participación como coautor en el III CONGRESO INTERNACIONAL DE INGENIERÍA INFORMÁTICA Y SISTEMAS DE INFORMACIÓN.



52
ANIVERSARIO
cujae


Dra. Alicia Alonso Becerra
Presidenta del Comité Organizador
Rectora de la Universidad Tecnológica de La Habana
José Antonio Echeverría

La Habana, Cuba
2 0 1 6

Figura B.1: Diploma del congreso

REFERENCIAS

1. Parkinson, J., *An essay on the shaking palsy. 1817*. J Neuropsychiatry Clin Neurosci, 2002. **14**(2): p. 223-36; discussion 222.
2. Martínez–Martin, P., C. Rodríguez-Blazquez, and M.J. Forjaz, *Rating Scales in Movement Disorders* ☆, in *Reference Module in Neuroscience and Biobehavioral Psychology*. 2017, Elsevier.
3. LeMoyné, R., C. Coroian, and T. Mastroianni. *Quantification of Parkinson's disease characteristics using wireless accelerometers*. in *Complex Medical Engineering, 2009. CME. ICME International Conference on*. 2009.
4. Salarian, A., et al., *Quantification of Tremor and Bradykinesia in Parkinson's Disease Using a Novel Ambulatory Monitoring System*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2007. **54**(2): p. 313-322.
5. Rigas, G., et al. *Real-time quantification of resting tremor in the Parkinson's disease*. in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE*. 2009.
6. (MDS), I.P.A.M.D.S., *MDS-UPDRS: Unified Parkinson's Disease Rating Scale*. Copyright © 1998-2016 International Parkinson and Movement Disorder Society. , 2008.
7. Goetz, C.G., *Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS) and The Movement-Disorder Society Sponsored-unified Parkinson's Disease Rating Scale (MDS-UPDRS)*, in *Encyclopedia of Movement Disorders*. 2010, Academic Press: Oxford. p. 307-309.
8. Mhyre, T.R., et al., *Parkinson's Disease*. Sub-cellular biochemistry, 2012. **65**: p. 389-455.
9. Goetz, C.G., et al., *Movement Disorder Society-sponsored revision of the Unified Parkinson's Disease Rating Scale (MDS-UPDRS): Scale presentation and clinimetric testing results*. Movement Disorders, 2008. **23**(15): p. 2129-2170.
10. Geman, O. *Nonlinear dynamics, artificial neural networks and neuro-fuzzy classifier for automatic assessing of tremor severity*. in *2013 E-Health and Bioengineering Conference (EHB)*. 2013.
11. Chen, Z., *Analysis of the IMU precision's influence on the loop of deeply-coupled GNSS/INS navigation system in high-dynamic environment*. Optik - International Journal for Light and Electron Optics, 2016. **127**(23): p. 11379-11385.
12. Schmidt, M., et al., *IMU- based Determination of Stance Duration During Sprinting*. Procedia Engineering, 2016. **147**: p. 747-752.
13. Yuan, Q. and I.M. Chen, *Localization and velocity tracking of human via 3 IMU sensors*. Sensors and Actuators A: Physical, 2014. **212**: p. 25-33.
14. Park, Y., et al., *MEMS-FABRICATED ACCELEROMETERS WITH FEEDBACK COMPENSATION*. IFAC Proceedings Volumes, 2005. **38**(1): p. 151-156.
15. LeMoyné, R., et al. *Implementation of an iPhone for characterizing Parkinson's disease tremor through a wireless accelerometer application*. in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*. 2010.
16. Gui, K. and D. Zhang, *Influence of locomotion speed on biomechanical subtask and muscle synergy*. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2016. **30**: p. 209-215.
17. Lemay, M.A. and P.E. Crago, *A dynamic model for simulating movements of the elbow, forearm, and wrist*. Journal of Biomechanics, 1996. **29**(10): p. 1319-1330.
18. Hess, C.W. and S.L. Pullman, *Tremor: Clinical Phenomenology and Assessment Techniques*. Tremor and Other Hyperkinetic Movements, 2012. **2**: p. tre-02-65-365-1.
19. Smits, E.J., et al., *Standardized Handwriting to Assess Bradykinesia, Micrographia and Tremor in Parkinson's Disease*. PLoS ONE, 2014. **9**(5): p. e97614.
20. Xiaoqing, J., et al. *Objective quantification of upper extremity motor functions in Unified Parkinson's Disease Rating Scale Test*. in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE*. 2014.
21. Olivares, A., et al., *Wagyromag: Wireless sensor network for monitoring and processing human body movement in healthcare applications*. Journal of Systems Architecture, 2011. **57**(10): p. 905-915.
22. Schall Jr, M.C., N.B. Fethke, and H. Chen, *Working postures and physical activity among registered nurses*. Applied Ergonomics, 2016. **54**: p. 243-250.
23. Martínez-Martin, P., *Hoehn and Yahr Staging Scale*, in *Encyclopedia of Movement Disorders*. 2010, Academic Press: Oxford. p. 23-25.

24. Zhukova, I., et al., *Influence of non-motor symptoms on quality of life in parkinson's disease patients with different stages by the Hoehn&Yahr scale*. Journal of the Neurological Sciences, 2015. **357**, **Supplement 1**: p. e293-e294.
25. Deuschl, G., P. Bain, and M. Brin, *Consensus statement of the Movement Disorder Society on Tremor. Ad Hoc Scientific Committee*. Mov Disord, 1998. **13 Suppl 3**: p. 2-23.
26. Louis, E.D., J. Benito-Leon, and P.L. Faust, *Essential tremor seems to be a risk factor for Parkinson's disease*. Parkinsonism & Related Disorders, 2016. **26**: p. 82-83.
27. Cochrane, G.D., et al., *Internal tremor in Parkinson's disease, multiple sclerosis, and essential tremor*. Parkinsonism & Related Disorders, 2015. **21**(10): p. 1145-1147.
28. Pandey, S. and N. Sarma, *Tremor in dystonia*. Parkinsonism & Related Disorders, 2016. **29**: p. 3-9.
29. Anouti, A. and W.C. Koller, *Tremor disorders. Diagnosis and management*. Western Journal of Medicine, 1995. **162**(6): p. 510-513.
30. van der Stouwe, A.M.M., et al., *How typical are 'typical' tremor characteristics? Sensitivity and specificity of five tremor phenomena*. Parkinsonism & Related Disorders, 2016. **30**: p. 23-28.
31. Hallett, M., *Classification and treatment of tremor*. Jama, 1991. **266**(8): p. 1115-7.
32. Schneider, S.A. and G. Deuschl, *The Treatment of Tremor*. Neurotherapeutics, 2014. **11**(1): p. 128-138.
33. Puschmann, A. and Z.K. Wszolek, *Diagnosis and Treatment of Common Forms of Tremor*. Seminars in neurology, 2011. **31**(1): p. 65-77.
34. Cagnan, H., et al., *The nature of tremor circuits in parkinsonian and essential tremor*. Brain, 2014. **137**(12): p. 3223-3234.
35. Zesiewicz, T.A. and S.-H. Kuo, *Essential tremor*. BMJ clinical evidence, 2015. **2015**: p. 1206.
36. Louis, E.D., *"Essential Tremor" or "the Essential Tremors": Is This One Disease or a Family of Diseases?* Neuroepidemiology, 2014. **42**(2): p. 81-89.
37. Thanawattano, C., et al., *Temporal fluctuations of tremor signals from inertial sensor: a preliminary study in differentiating Parkinson's disease from essential tremor*. BioMedical Engineering OnLine, 2015. **14**: p. 101.
38. Wider, C., O.A. Ross, and Z.K. Wszolek, *Genetics of Parkinson disease and essential tremor*. Current opinion in neurology, 2010. **23**(4): p. 388-393.
39. Helmich, R.C., et al., *Cerebral causes and consequences of parkinsonian resting tremor: a tale of two circuits?* Brain, 2012. **135**(11): p. 3206-3226.
40. Gra, et al. *ParkDetect: Early diagnosing Parkinson's Disease*. in *Medical Measurements and Applications (MeMeA), 2014 IEEE International Symposium on*. 2014.
41. Weintraub, D. and D.J. Burn, *Parkinson's Disease: The Quintessential Neuropsychiatric Disorder*. Movement disorders : official journal of the Movement Disorder Society, 2011. **26**(6): p. 1022-1031.
42. Kleinman, M. and S. Frank, *Epidemiology and Clinical Diagnosis of Parkinson Disease*. PET Clinics, 2013. **8**(4): p. 447-458.
43. Adeli, E., et al., *Joint feature-sample selection and robust diagnosis of Parkinson's disease from MRI data*. NeuroImage, 2016. **141**: p. 206-219.
44. Kalia, L.V., et al., *Clinical Correlations With Lewy Body Pathology in LRRK2-Related Parkinson Disease*. JAMA neurology, 2015. **72**(1): p. 100-105.
45. Obeso, J.A., C.W. Olanow, and J.G. Nutt, *Levodopa motor complications in Parkinson's disease*. Trends in Neurosciences, 2000. **23**, **Supplement 1**: p. S2-S7.
46. AlDakheel, A., L.V. Kalia, and A.E. Lang, *Pathogenesis-Targeted, Disease-Modifying Therapies in Parkinson Disease*. Neurotherapeutics, 2014. **11**(1): p. 6-23.
47. Schapira, A.H.V., *Recent developments in biomarkers in Parkinson disease*. Current opinion in neurology, 2013. **26**(4): p. 395-400.
48. Pretzer-Aboff, I., L. Bunting-Perry, and M. Spindler, *The Implications of Parkinson's Disease for Women's Health*. Journal of Obstetric, Gynecologic & Neonatal Nursing, 2016. **45**(5): p. 723-736.
49. Rana, B., et al., *Regions-of-interest based automated diagnosis of Parkinson's disease using T1-weighted MRI*. Expert Systems with Applications, 2015. **42**(9): p. 4506-4516.
50. Williams, J.R., et al., *A comparison of nine scales to detect depression in Parkinson disease: Which scale to use?* Neurology, 2012. **78**(13): p. 998-1006.
51. Brakedal, B., et al., *The factor structure of the UPDRS motor scores changes during early Parkinson's disease*. Parkinsonism & Related Disorders, 2014. **20**(6): p. 617-621.
52. Cruickshank, T.M., A.R. Reyes, and M.R. Ziman, *A Systematic Review and Meta-Analysis of Strength Training in Individuals With Multiple Sclerosis Or Parkinson Disease*. Medicine, 2015. **94**(4): p. e411.

53. Kleiner-Fisman, G., M.B. Stern, and D.N. Fisman, *Health-Related Quality of Life in Parkinson disease: Correlation between Health Utilities Index III and Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS) in U.S. male veterans*. Health and Quality of Life Outcomes, 2010. **8**: p. 91-91.
54. Goldman, J.G., et al., *Relationships among cognitive impairment, sleep, and fatigue in Parkinson's disease using the MDS-UPDRS*. Parkinsonism & related disorders, 2014. **20**(11): p. 1135-1139.
55. Raciti, L., et al., *Validation of the UPDRS section IV for detection of motor fluctuations in Parkinson's disease*. Parkinsonism & Related Disorders, 2016. **27**: p. 98-101.
56. Pedersen, K.F., J.P. Larsen, and D. Aarsland, *Validation of the Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS) section I as a screening and diagnostic instrument for apathy in patients with Parkinson's disease*. Parkinsonism & Related Disorders, 2008. **14**(3): p. 183-186.
57. Zackrisson, T., et al., *Evaluation of the Objective Posturo-Loocomotor-Manual Method in Patients with Parkinsonian Syndromes*. Frontiers in Neurology, 2013. **4**: p. 95.
58. Skorvanek, M., et al., *Relationship between the non-motor items of the MDS-UPDRS and Quality of Life in patients with Parkinson's disease*. Journal of the Neurological Sciences, 2015. **353**(1-2): p. 87-91.
59. Oung, Q.W., et al., *Technologies for Assessment of Motor Disorders in Parkinson's Disease: A Review*. Sensors (Basel, Switzerland), 2015. **15**(9): p. 21710-21745.
60. Horváth, K., et al., *Is the MDS-UPDRS a Good Screening Tool for Detecting Sleep Problems and Daytime Sleepiness in Parkinson's Disease?* Parkinson's Disease, 2014. **2014**: p. 806169.
61. Elble, R.J. and J.E. Randall, *Mechanistic components of normal hand tremor*. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 1978. **44**(1): p. 72-82.
62. Momen, H.G., H. Tavakoli, and E.A. Sani. *A 3-axis MEMS capacitive accelerometer free of cross axis sensitivity*. in *2016 24th Iranian Conference on Electrical Engineering (ICEE)*. 2016.
63. Alimonti, D., et al., *Development of a wireless sensor for tremors analysis*. Parkinsonism & Related Disorders, 2016. **22**, **Supplement 2**: p. e128-e129.
64. Honghua, Z., et al. *A novel accelerometer-based method for the real-time assessment of Parkinson's tremor*. in *Communication Problem-Solving (ICCP), 2014 IEEE International Conference on*. 2014.
65. Esser, P., et al., *IMU: Inertial sensing of vertical CoM movement*. Journal of Biomechanics, 2009. **42**(10): p. 1578-1581.
66. van der Kruk, E., et al., *Getting the Angles Straight in Speed Skating: A Validation Study on an IMU Filter Design to Measure the Lean Angle of the Skate on the Straights*. Procedia Engineering, 2016. **147**: p. 590-595.
67. Schopp, P., et al., *Sensor Fusion Algorithm and Calibration for a Gyroscope-free IMU*. Procedia Chemistry, 2009. **1**(1): p. 1323-1326.
68. Lozowski, E., et al., *Comparison of IMU Measurements of Curling Stone Dynamics with a Numerical Model*. Procedia Engineering, 2016. **147**: p. 596-601.
69. Secer, G. and B. Barshan, *Improvements in deterministic error modeling and calibration of inertial sensors and magnetometers*. Sensors and Actuators A: Physical, 2016. **247**: p. 522-538.
70. Laghi, G., et al., *Torsional MEMS magnetometer operated off-resonance for in-plane magnetic field detection*. Sensors and Actuators A: Physical, 2015. **229**: p. 218-226.
71. Zhou, H. and H. Hu, *Human motion tracking for rehabilitation—A survey*. Biomedical Signal Processing and Control, 2008. **3**(1): p. 1-18.
72. FALAKI, A., et al., *Impaired synergic control of posture in Parkinson's patients without postural instability*. Gait & Posture, 2016. **44**: p. 209-215.
73. Geman, O. *A fuzzy expert systems design for diagnosis of Parkinson's disease*. in *E-Health and Bioengineering Conference (EHB), 2011*. 2011.
74. Whitfield, J.A. and A.M. Goberman, *Articulatory-acoustic vowel space: Application to clear speech in individuals with Parkinson's disease*. Journal of Communication Disorders, 2014. **51**: p. 19-28.
75. Geman, O. *Data processing for Parkinson's disease: Tremor, speech and gait signal analysis*. in *E-Health and Bioengineering Conference (EHB), 2011*. 2011.
76. Hamilton, W.R., *XXII. On quaternions; or on a new system of imaginaries in algebra*. Philosophical Magazine Series 3, 1846. **29**(192): p. 113-122.
77. Kunze, K. and H. Schaeben, *The Bingham Distribution of Quaternions and Its Spherical Radon Transform in Texture Analysis*. Mathematical Geology, 2004. **36**(8): p. 917-943.
78. Moore, S.T., et al., *Autonomous identification of freezing of gait in Parkinson's disease from lower-body segmental accelerometry*. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2013. **10**(1): p. 1-11.
79. Patel, S., et al., *Monitoring Motor Fluctuations in Patients With Parkinson's Disease Using Wearable Sensors*. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 2009. **13**(6): p. 864-873.

80. Salarian, A., et al., *Ambulatory Monitoring of Physical Activities in Patients With Parkinson's Disease*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2007. **54**(12): p. 2296-2299.
81. Madgwick, S., *An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays*. Report x-io and University of Bristol (UK), 2010.