



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

---

---

CENTRO DE INVESTIGACIÓN EN COMPUTACIÓN

LABORATORIO DE SISTEMAS INTELIGENTES PARA LA  
AUTOMATIZACIÓN

**Modelo para el análisis y clasificación de indicadores  
biomecánicos mediante señales multiaxiales**

**T E S I S**

PARA OBTENER EL GRADO DE:  
MAESTRÍA EN CIENCIAS EN INGENIERÍA DE CÓMPUTO

**P R E S E N T A**

Ing. Gabriel de Jesús Rodríguez Jordán

DIRECTORES DE TESIS:

Dr. Luis Pastor Sánchez Fernández

Dr. José Juan Carbajal Hernández



Centro de Investigación  
en Computación  
Instituto Politécnico Nacional

Ciudad de México

Diciembre 2016



# INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

## SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

### ACTA DE REVISIÓN DE TESIS

En la Ciudad de           México           siendo las   10   horas del día   15   del mes de   noviembre   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 y clasificación de indicadores biomecánicos mediante señales multiaxiales”**

Presentada por el alumno(a):

<b>Rodríguez</b> Apellido paterno	<b>Jordán</b> Apellido materno	<b>Gabriel de Jesús</b> Nombre(s)							
		Con registro: <table border="1" style="display: inline-table; border-collapse: collapse;"><tr><td style="padding: 2px 5px;">B</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">4</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">4</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">8</td></tr></table>	B	1	4	0	4	3	8
B	1	4	0	4	3	8			

aspirante de: **MAESTRÍA EN CIENCIAS EN INGENIERÍA DE CÓMPUTO**

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

#### LA COMISIÓN REVISORA

Directores de Tesis

Dr. Luis Pastor Sánchez Fernández

Dr. José Juan Carbajal Hernández

Dr. Sergio Suárez Guerra

Dr. Oleksiy Pogrebnyak

M. en C. Romeo Urbieto Parrazales



PRESIDENTE DEL COLEGIO DE PROFESORES

INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL  
CENTRO DE INVESTIGACIÓN  
EN COMPUTACIÓN  
DIRECCIÓN

Dr. Marco Antonio Ramírez Salinas



**INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**  
**SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO**

**CARTA CESIÓN DE DERECHOS**

En la Ciudad de México el día 01 del mes de diciembre del año 2016, el que suscribe Gabriel de Jesús Rodríguez Jordán alumno del Programa de Maestría en Ciencias en Ingeniería de Cómputo con número de registro B140438, 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 Fernández y el Dr. José Juan Carbajal Hernández y cede los derechos del trabajo intitulado Modelo para el análisis y clasificación de indicadores biomecánicos mediante señales multiaxiales, 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 [gabrielrodriguezj@hotmail.com](mailto:gabrielrodriguezj@hotmail.com). Si el permiso se otorga, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.

Gabriel Rodríguez J.

Gabriel de Jesús Rodríguez Jordán

# Resumen

---

La enfermedad de Parkinson (EP) es una afección atribuida al proceso degenerativo de las neuronas, cuya causa es aún desconocida. Los síntomas más comunes son temblor, rigidez muscular, alteraciones de la postura, alteraciones del equilibrio, problemas en la marcha, entre otros.

Los pacientes con EP, suelen presentar movimientos lentos, difíciles de iniciar, de variar o de interrumpir, que se ven reflejados en alteraciones de la marcha. Esta es bastante característica: el paciente pareciera estar pegado al suelo y le cuesta iniciarla, luego se mueve a pasos cortos, arrastrando los pies, le resulta difícil variar la dirección de la marcha por lo que a veces sigue en derecho.

Se presenta el desarrollo de un modelo computacional que permite analizar la marcha, evaluarla, y clasificarla de acuerdo a los parámetros establecidos por la MDS-UPDRS (por sus siglas en inglés Movement Disorder Society - Unified Parkinson Disease Rating Scale), mediante el uso de señales multiaxiales provenientes de unidades de medición inercial (UMI), las cuales se colocan en la parte inferior de cada espinilla.

El modelo se compone básicamente de 5 etapas: 1.- Estimación de la orientación de los sensores, 2.- cálculo de velocidad y desplazamiento, 3.- extracción de indicadores biomecánicos como longitud, velocidad y altura de la zancada, 4.- extracción de parámetros estadísticos, media y desviación estándar, sobre los indicadores biomecánicos y 5.- evaluación de la marcha mediante un sistema difuso que tiene como entrada los parámetros.

El modelo presentado evalúa correctamente la marcha en pacientes con EP, con una precisión del 93.22 % y una exactitud del 95.48 %. Además que se considera un aporte original, ya que en actual el estado del arte son limitados los trabajos que permiten evaluar la marcha considerando criterios establecidos por escalas de valoración como la MDS-UPDRS.

# Abstract

---

Parkinson's disease (PD) is a condition attributed to the degenerative process of neurons, the cause of which is still unknown. The most common symptoms are tremor, muscular rigidity, alterations of the posture, alterations of the balance, and problems in the march, among others.

Patients with PD tend to have slow movements that are difficult to initiate, vary or interrupt, which are reflected in gait alterations. This is quite characteristic: the patient seems to be stuck to the ground and has difficulty starting it, then moves in short steps, shuffling, it is difficult to change the direction of the march so it sometimes goes straight.

We present the development of a computational model that allows to analyze the gait, to evaluate it, and to classify it according to the parameters established by the MDS-UPDRS (Movement Disorder Society - Unified Parkinson Disease Rating Scale), through the use of multiaxial signals from inertial measurement units (UMI), which are placed on the bottom of each shin.

The model consists basically of 5 stages: 1.- Estimation of the orientation of the sensors, 2.- calculation of speed and displacement, 3.- extraction of biomechanical indicators such as length, speed and height of the stride, 4.- extraction of statistical parameters, mean and standard deviation, on the biomechanical indicators and 5.- evaluation of the march through a diffuse system that has as input the parameters.

The presented model correctly evaluates gait in patients with PE, with a precision of 93.22% and an accuracy of 95.48%. In addition, it is considered an original contribution, since currently the state of the art are limited the works that allow to evaluate the gait considering criteria established by scales of assessment such as MDS-UPDRS.

# Dedicatoria

---

*A mi esposa e hijos, por todo su apoyo y motivación*

# Agradecimientos

---

Agradezco a Dios por permitirme llegar a este punto de mi vida.

A mis padres y familia que me apoyaron.

A mis asesores Dr. Luis Pastor Sánchez Fernández y Dr. José Juan Carbajal Hernández por apoyarme en el desarrollo de este trabajo, así como también al Dr. Luis Alejandro Sánchez Pérez por su dedicación y apoyo.

También, de manera especial agradezco a la Escuela Nacional de Medicina y Homeopatía del Instituto Politécnico Nacional y a la Asociación Mexicana de Parkinson por la gran disposición de trabajar con nosotros en este proyecto.

Finalmente agradezco a Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (Conacyt), al Centro de Investigación en Computación, y al Instituto Politécnico Nacional (IPN) por brindarme los recursos económicos y académicos para sembrar y cosechar este trabajo.

# Índice

---

Resumen .....	i
Abstract .....	ii
Dedicatoria .....	iii
Agradecimientos.....	iv
Índice .....	v
Índice de figuras .....	ix
Índice de tablas.....	xi
Glosario.....	xii
Capítulo 1. Introducción .....	1
1.1 Motivación y Antecedentes.....	1
1.2 Problemas a resolver .....	2
1.3 Justificación .....	2
1.4 Alcance.....	3
1.5 Hipótesis .....	3
1.6 Objetivo general y específicos.....	3
1.7 Metodología y desarrollo de la investigación .....	4
1.8 Contribuciones del trabajo .....	5
1.9 Estructura de la tesis. ....	5
Capítulo 2. Estado del arte .....	7
2.1 Manifestaciones clínicas de la EP en la marcha .....	7
2.2 Escala de valoración MDS-UPDRS.....	8
2.3 Análisis de la marcha .....	9
2.3.1 Ciclo de la marcha.....	10
2.3.2 Descripción de la marcha mediante parámetros .....	10
2.3.2.1 Parámetros espacio-temporales (PET) .....	11
2.3.2.2 Parámetros de frecuencia .....	14
2.3.3 Herramientas para el análisis de la marcha .....	14

2.3.3.1 Acelerómetros .....	14
2.3.3.2 Giroscopios .....	15
2.3.3.3 Unidades de medición inercial (UMI) .....	16
2.3.3.4 Otras herramientas.....	19
2.4 Modelos y métodos para el cálculo de algunos PET .....	19
2.4.1 Modelo de péndulo invertido.....	20
2.4.2 Modelo de doble péndulo .....	20
2.4.3 Algoritmo de Weinberg .....	20
2.4.4 La velocidad del paso a partir de coeficientes de la transformada wavelet .....	21
2.4.5 Método Bylemans.....	21
2.5 Conclusión .....	21
Capítulo 3.- Marco teórico.....	23
3.1 Unidad de medición inercial.....	23
3.1.1 Acelerómetro.....	23
3.1.2 Giroscopio.....	24
3.1.3 Magnetómetro .....	24
3.2 Eliminar el componente de la aceleración estática en el acelerómetro .....	25
3.2.1 Posición, dirección y orientación.....	26
3.2.1.1 Matrices de rotación .....	27
3.2.1.2 Ángulos de Euler .....	28
3.2.1.3 Cuaterniones .....	29
3.3 Parámetros estadísticos .....	32
3.3.1 Principales parámetros estadísticos.....	32
3.4 Lógica difusa .....	33
3.5 Conclusión .....	34
Capítulo 4. Mediciones triaxiales y bilaterales mediante UMI en pacientes con EP .....	35
4.1 Sistema de medición.....	35
4.1.1 UMIs.....	35
4.1.2 Software de captura y almacenamiento de las señales .....	35
4.1.3 Base de datos.....	36
4.2 Protocolo a seguir en casa sesión de exploración motora de la marcha .....	37

4.2.1 Ubicación de los sensores, .....	38
4.2.2 Protocolo de medición durante la marcha.....	38
4.3 Análisis de las señales.....	39
4.3.1 Acelerómetro.....	39
4.3.2 Giroscopio.....	40
4.3.3 Magnetómetro .....	41
4.3.4 Frecuencia de muestreo .....	43
4.4 Conclusión .....	44
Capítulo 5. Procesamiento de las señales y extracción de indicadores biomecánicos de la marcha .....	45
5.1 Pre procesamiento de las señales .....	45
5.2 Cálculo de la fase de apoyo .....	47
5.3 Cálculo de la velocidad .....	49
5.3.1 Eliminación de la deriva.....	50
5.3.2 Registro de media cero.....	52
5.4 Cálculo de la distancia .....	53
5.5 Cálculo de parámetros de la marcha a través de los indicadores.....	55
5.5.1 Longitud de la zancada .....	56
5.5.2 Velocidad de la zancada .....	57
5.5.3 Altura a la que se levantan los pies .....	57
5.5.4 Normalización de los indicadores.....	59
5.5.5 Extracción de parámetros .....	59
5.6 Conclusión .....	59
Capítulo 6. Modelo computacional para la evaluación de la marcha .....	61
6.1 Evaluación de la marcha.....	61
6.2 Parámetros en personas de control y con EP.....	62
6.2.1 Media y desviación estándar de la longitud de la zancada .....	62
6.2.2 Media y desviación estándar de la velocidad de la zancada.....	62
6.2.3 Media de la altura de la zancada.....	63
6.3 Sistema difuso.....	65
6.3.1 Variables lingüísticas de entrada.....	65

6.3.1.1 Media de la amplitud de la zancada.....	66
6.3.1.2 Desviación estándar de la amplitud de la zancada .....	67
6.3.1.3 Media de la velocidad de la zancada.....	67
6.3.1.4 Desviación estándar de la velocidad de la zancada .....	68
6.3.1.5 Media de la altura de la zancada.....	69
6.3.2 Reglas del sistema difuso .....	70
6.3.3 Variable lingüística de salida .....	71
6.4 Evaluación de la marcha mediante el sistema difuso .....	72
6.5 Conclusión .....	73
Capítulo 7. Resultados y discusión .....	74
7.1 Muestreo de datos para validación del modelo.....	74
7.2 Aplicación del modelo difuso a la muestra de validación .....	74
7.3 Matriz de confusión del modelo difuso.....	76
7.4 Interpretación de los resultados .....	77
7.5 Discusión.....	78
7.5.1 Ventajas de usar lógica difusa .....	79
7.6 Comparación con trabajos relacionados .....	80
Conclusiones.....	85
Trabajos futuros.....	86
Referencias .....	87
Anexo A - Publicaciones generadas.....	91
Anexo B – Calibración de acelerómetros, magnetómetros y giroscopios .....	92
Calibración del acelerómetro .....	92
Calibración del giroscopio .....	93
Calibración del magnetómetro.....	94
Corrección de las mediciones de los sensores .....	96
Anexo C – Resumen de mediciones .....	98
Anexo D – Principales Instrumentos virtuales.....	99

# Índice de figuras

---

Figura 1 - Resumen de la metodología en el presente trabajo .....	4
Figura 2 - Ciclo de la marcha. Posiciones de las piernas durante un ciclo de la marcha, tomando como referencia el pie derecho (gris).....	9
Figura 3 - Términos usados para describir el desplazamiento del pie .....	11
Figura 4 - Plano sagital, frontal y transversal del cuerpo humano.....	12
Figura 5 - Velocidad angular del tobillo.....	15
Figura 6 - Señal del giroscopio sobre el plano sagital de tres zancadas.....	16
Figura 7 - Ubicación del sensor y la dirección de los ejes .....	17
Figura 8 - Tres zancadas segmentadas con 3 eventos de la marcha, Despegue del pie (DP), Contacto del pie opuesto (CP) y Fase de soporte (FS) .....	17
Figura 9 - Señal del giroscopio segmentada en 7 zancadas .....	18
Figura 10 – Sensor ubicado en el tobillo, sobre el plano sagital .....	19
Figura 11 - Yaw, pitch y roll. Nombre que reciben las rotaciones sobre un eje específico .	24
Figura 12 – Acelerómetro colocado en la espinilla .....	25
Figura 13 – Giro de un vector y un objeto.....	27
Figura 14 - Configuración básica de un sistema tipo Mamdani. ....	33
Figura 15- Pantalla principal del software para adquisición y almacenamiento de las señales .....	36
Figura 16 - Diagrama de la estructura de la base de datos.....	37
Figura 17 - Ubicación de las UMIs en las personas durante una medición de la marcha....	38
Figura 18 – Señales correspondientes a cada eje de acelerómetro.....	39
Figura 19 – Fase de apoyo ubicada en el eje X del acelerómetro.....	40
Figura 20 – Señales de cada eje del giroscopio en una medición de la marcha. ....	41
Figura 21 – Señales del eje X del acelerómetro y del eje Y del giroscopio sobrepuestas....	42
Figura 22 – Señales de los 3 ejes del magnetometro .....	42
Figura 23- Señal de giroscopio y espectro de frecuencias de una persona sana.....	43
Figura 24 - Señal de giroscopio y espectro de frecuencias de una persona con EP en estado avanzado.....	44
Figura 25 – Sensor ubicado en la espinilla, el cual al caminar cambia su orientación.....	46
Figura 26 - Señal del absoluto del giroscopio y la fase de apoyo.....	48
Figura 27 - Señal del eje Y del giroscopio y la fase de apoyo .....	49
Figura 28 - Fases de apoyo después de aplicar el filtro de mediana.....	49
Figura 29 - Señal que corresponde a la velocidad en X con el problema de la deriva.....	51
Figura 30 - Velocidad en X después de aplicar la corrección de la deriva.....	52
Figura 31 - Z sin aplicar el registro de media cero.....	53
Figura 32 - Z con registro de media cero.....	53
Figura 33 – Resultado de calcular la distancia en el eje X.....	54

Figura 34 – Resultados de calcular la distancia en el eje Z.....	55
Figura 35 – Distancia absoluta de los ejes X y Y. ....	56
Figura 36 - Ubicación de las fases de oscilación en la señal de velocidad absoluta marcada por color rojo .....	58
Figura 37 - Distancia en el eje Z, la cual corresponde a la altura a la que se levantan los pies .....	58
Figura 38 - Dispersión del grado de afectación en la marcha, definida a partir de la media y desviación estándar de la longitud de la zancada normalizada .....	63
Figura 39 - Dispersión del grado de afectación en la marcha, definida a partir de la media y desviación estándar de la velocidad de la zancada normalizada .....	64
Figura 40 - Dispersión del grado de afectación en la marcha, definida a partir de la media y desviación estándar de la altura de la zancada normalizada .....	65
Figura 41 - Funciones de membresía de los conjuntos difusos de la variable lingüística amplitud_media .....	66
Figura 42 - Funciones de membresía de los conjuntos difusos de la variable lingüística amplitud_desvest .....	67
Figura 43 - Funciones de membresía de los conjuntos difusos de la variable lingüística velocidad_media .....	68
Figura 44 - Funciones de membresía de los conjuntos difusos de la variable lingüística velocidad_desvest .....	69
Figura 45 - Funciones de membresía de los conjuntos difusos de la variable lingüística altura_media .....	70
Figura 46 - Funciones de membresía asociadas a los conjuntos difusos de la variable lingüística evaluación.....	71
Figura 47- Sensor UMI y la ubicación de los ejes X, Y y Z .....	92
Figura 48 – Movimientos sobre la UMI para la calibración del acelerómetro.....	93
Figura 49 - Programa cliente para la calibración del magnetómetro .....	95
Figura 50 - Programa servidor para la calibración del magnetómetro .....	95
Figura 51 - Programa de calibración del magnetómetro .....	96
Figura 52 - Interfaz principal del software para la evaluación de la marcha .....	99
Figura 53 - Interfaz del VI que permite realizar ajuste manual a las fases de apoyo.....	100
Figura 54 - Estructura esencial del software para evaluar la marcha .....	101
Figura 55 – Estructura interna de viZancada.....	102

# Índice de tablas

---

Tabla 1 – Evaluación de la marcha en la EP, según la MDS-UPDRS .....	61
Tabla 2 - Conjuntos difusos de la variable lingüística amplitud_media .....	66
Tabla 3 - Conjuntos difusos de la variable lingüística amplitud_desvest .....	67
Tabla 4 - Conjuntos difusos de la variable lingüística velocidad_media .....	68
Tabla 5 - Conjuntos difusos de la variable lingüística velocidad_desvest .....	69
Tabla 6 - Conjuntos difusos de la variable lingüística altura_media .....	69
Tabla 7 - Reglas del tipo IF-THEN para evaluar la marcha.....	70
Tabla 8 - Conjuntos difusos de la variable lingüística de salida evaluación .....	72
Tabla 9 - Tabla de discretización para la evaluación de la marcha .....	72
Tabla 10 – Tabla de discretización alternativa con un mayor número de categorías.....	73
Tabla 11 - Edades, número de mediciones y registros, según el tipo de paciente .....	74
Tabla 12 – Distribución de las evaluaciones otorgadas por los expertos al conjunto de validación.....	74
Tabla 13 – Resultados de aplicar el sistema difuso a las muestras de validación.....	75
Tabla 14 – Matriz de confusión del modelo difuso .....	76
Tabla 15 - Precisión y exactitud por nivel de EP .....	77
Tabla 16 – Principales artículos del estado del arte que fueron considerados en este trabajo .....	80
Tabla 17 - Comparación entre principales trabajos dentro del estado del arte y el presente trabajo .....	81
Tabla 18 - Comparación del modelo del péndulo invertido y el presentado en este trabajo para el cálculo de la amplitud y velocidad de la zancada.....	83
Tabla 19 - Comparación de la longitud de la zancada .....	84
Tabla 20 – Pacientes y mediciones por institución .....	98
Tabla 21 – Cantidad de mediciones completas e incompletas .....	98
Tabla 22 – Descripción de los VI principales .....	100
Tabla 23 - Descripción de los VI que forman parte de viZancada .....	103

# Glosario

---

<b>Bradikinesia o bradicinesia</b>	Lentitud de los movimientos voluntarios asociada a disminución de los movimientos automáticos, como el braceo al caminar.
<b>Deriva</b>	Consiste en un error acumulativo, que se manifiesta en una diferencia que aumenta siempre entre donde el sistema piensa que se encuentra localizado y la posición real.
<b>Filtro digital</b>	Es un sistema que, dependiendo de las variaciones de las señales de entrada en el tiempo y amplitud, se realiza un procesamiento matemático sobre dicha señal.
<b>Inestabilidad postural</b>	Dificultar para mantener el equilibrio.
<b>Instrumento virtual</b>	Los programas en LabView son llamados instrumentos virtuales. Un sistema complejo puede contener más de un instrumento virtual.
<b>Levodopa</b>	Es el medicamento más eficaz en el tratamiento de la enfermedad de Parkinson. Este tratamiento elimina generalmente la rigidez y en algunos pacientes disminuye el temblor.
<b>Marcha festinante</b>	Tipo de marcha en la que la velocidad de la persona aumenta en un esfuerzo inconsciente de compensar el desplazamiento anterior del centro de gravedad.
<b>Matriz de confusión</b>	Es una herramienta que permite la visualización del desempeño de un algoritmo que se emplea en aprendizaje supervisado. Es un tipo especial de tabla de contingencia.
<b>MDS - UPDRS</b>	Movement Disorder Society - Unified Parkinson's Disease Rating Scale por sus siglas en inglés. Es una escala de estratificación usada para seguir el avance de la Enfermedad de Parkinson.
<b>Modelo</b>	Un modelo es un esquema teórico de un sistema o realidad compleja que se elabora para facilitar su comprensión y estudio.
<b>Neuropatía periférica</b>	Es una insuficiencia de los nervios que llevan la información hasta y desde el cerebro y la médula espinal, lo cual produce

dolor, pérdida de la sensibilidad e incapacidad para controlar los músculos.

- Órtesis** Es un apoyo o un dispositivo externo aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético. Se diferencia de las prótesis al no sustituir, parcial o totalmente, un órgano o miembro del cuerpo, sino reemplazar o reforzar sus funciones.
- Paso congelado** Es un trastorno de la marcha, en donde se tiende a interrumpirla de manera súbita, por periodos cortos de tiempo.
- Señal** Es una función de una variedad de parámetros, que representa una cantidad o variable física, y típicamente contiene información o datos sobre la conducta o naturaleza de un fenómeno. Las señales pueden describir una variedad muy amplia de fenómenos físicos. [1]
- Sistema** Es un modelo, por lo general matemático, que relaciona una señal de entrada (al sistema) con sus señales de salida. [1]
- Sistema vestibular** Forma parte del oído interno y del cerebro. La función que desempeña el vestíbulo está relacionada con el equilibrio y la postura, además ayuda al equilibrio de los movimientos del ojo.
- Unidad de medición inercial** Es un dispositivo electrónico que mide e informa acerca de la velocidad, orientación y fuerzas gravitacionales de un aparato, usando una combinación de acelerómetros y giróscopos. En algunos casos incluye magnetómetros.

# Capítulo 1. Introducción

---

## 1.1 Motivación y Antecedentes

La enfermedad de Parkinson (EP) es una afección atribuida al proceso degenerativo de las vías dopaminérgicas (rutas de neuronas que transmiten dopamina de una región del cerebro a otra), cuya causa es aún desconocida. Los síntomas más comunes son temblor, rigidez muscular, acinesia (falta, pérdida o cesación de movimiento), alteraciones de la postura, alteraciones del equilibrio, bradikinesia (a menudo considerado el problema más importante en la EP [2]), marcha festinante, facie inexpresiva y sialorrea (excesiva producción de saliva), entre otros [3].

Los pacientes con EP, pueden presentar alteraciones en la marcha, producidos por la bradikinesia. En [4] se explica que todos los movimientos son lentos, difíciles de iniciar, de variar o de interrumpir. El paciente se mueve lenta y dificultosamente como si estuviera contracturado. Además de que la marcha es bastante característica: el paciente pareciera estar pegado al suelo y le cuesta iniciarla, luego se mueve a pasos cortos, arrastrando los pies, le resulta difícil variar la dirección de la marcha por lo que a veces sigue en derecho, si se le pide que se detenga bruscamente, no puede hacerlo y sigue de largo un trecho[4]. Debido a que, un paciente con EP suele caminar flexionado hacia delante (no llega a equilibrar la verticalidad del centro gravitatorio) tiene tendencia a caer por lo que a veces acelera el paso bruscamente aparentando la marcha de un payaso o de un mandarín, lo que se conoce como marcha festinante.

Actualmente existen muchas escalas para valoración de los pacientes con EP, pero en investigaciones recientes la escala MDS-UPDRS (del inglés Movement Disorder Society - Unified Parkinson's disease rating scale) [5] ha tomado gran notoriedad, debido a que evalúa los aspectos motores [6] y no motores de la EP de manera uniforme. Sin embargo la evaluación se hace de manera subjetiva y depende mucho del estado momentáneo del paciente [6]. De cualquier manera, los resultados de las evaluaciones son más cualitativos que cuantitativos y las diferencias sutiles no se detectan [7].

Cuando se dice que la evaluación se realiza de manera subjetiva, significa que el médico observa y explora al paciente para después emitir un diagnóstico, basado en su propia percepción, que incluso puede variar con la opinión de otro médico. Cabe recalcar que la evaluación de un paciente, además de lo mencionado anteriormente, puede verse afectada por distracciones, estado de ánimo del evaluador, etc...

A medida que avanza la tecnología, se han desarrollado gran cantidad de trabajos que hacen uso de distintos dispositivos electrónicos que permiten realizar una evaluación objetiva de

la marcha, a través de la extracción de distintos indicadores biomecánicos como lo son velocidad de la marcha, longitud del paso, tiempo que el pie se coloca en el piso, entre otros [8-13] . Entre los dispositivos más usados se encuentran los giroscopios y acelerómetros, tapetes de sensores de presión, cámaras based-motion. Muchos trabajos de investigación se han enfocado en el uso de nuevos dispositivos de bajo costo y fácil operación para obtener mediciones precisas [14], por lo que el uso de giroscopios y acelerómetros se ha extendido mucho.

Gracias al uso de tecnologías como las mencionadas anteriormente es posible realizar una evaluación cualitativa de la marcha con base en mediciones. Es posible realizar un seguimiento o análisis a través del tiempo de una persona con EP o incluso estudiar la efectividad de distintos tratamientos. Todo radica en elegir los indicadores biomecánicos adecuados para tal propósito, aunque cabe mencionar que actualmente son mínimos los trabajos que abordan esta temática de forma sustancial.

## 1.2 Problemas a resolver

1. La evaluación de la marcha durante la exploración motora, establecida en la MDS-UPDRS [5], se realiza a partir de apreciaciones visuales de especialistas.
2. Los indicadores biomecánicos que actualmente se extraen de la marcha no describen el estado del paciente de manera integral de acuerdo a la MDS-UPDRS [5] y tampoco permiten el seguimiento de la evolución del mismo, lo cual permitiría la evaluación de la efectividad de los tratamientos paliativos.

Cabe señalar que, dados los problemas planteados, existe una carencia de modelos y algoritmos computacionales que permitirían el seguimiento de la evolución del paciente, así como la evaluación y correlación de la efectividad de los tratamientos paliativos.

## 1.3 Justificación

En el estado del arte actual, existen gran variedad de trabajos sobre el análisis de la marcha en personas con EP, pero pocos son los que se basan en la MDS-UPDRS como norma para la evaluación. Aquellos que usan dicha escala, no toman en consideración las indicaciones, ni los criterios a evaluar, que se señalan en [5].

Además de evaluar la marcha, es importante que los indicadores biomecánicos que se obtengan permitan realizar un seguimiento de la evolución de la enfermedad a través del tiempo, o que incluso por medio de éstos sea posible evaluar el desempeño de distintos tratamientos. Actualmente no se ha encontrado trabajos con tales características en el estado del arte.

El desarrollo de una herramienta cuantitativa fiable para el seguimiento de los signos de la EP permitiría la detección precisa de la situación clínica durante sus diferentes etapas y la evaluación de las complicaciones motoras [15].

Por todas estas razones es que se considera que el presente trabajo es innovador y se justifica su desarrollo.

## 1.4 Alcance

A pesar de que en la MDS-UPDRS, se indican varios aspectos a evaluar en la marcha, en el presente trabajo solamente se tomará en cuenta la amplitud de la zancada, velocidad de la zancada y la altura a la que se levantan los pies.

El taloneo, giro, balanceo de los brazos y el paso congelado, se considerarán como trabajos futuros.

Es importante mencionar que existen problemas médicos como un ictus, parálisis, artritis, contractura, y problemas ortopédicos tales como prótesis de cadera o rodilla y escoliosis que pueden interferir con la evaluación de la marcha, o incluso hay situaciones en las que es totalmente imposible la evaluación, tales como amputaciones, paraplejia, miembro escayolado. Tales situaciones quedan por ende fuera del alcance de este trabajo. Previo a la exploración motora de la marcha (EMM) es importante indagar en el estado del paciente para descartar problemas de salud como los mencionados anteriormente.

## 1.5 Hipótesis

Mediante un modelo computacional basado en señales biomecánicas triaxiales, se calcularán indicadores que por medio de lógica difusa, permitirán evaluar con mayor certidumbre, características de la marcha en pacientes con EP, utilizando la escala MDS-UPDRS [5].

## 1.6 Objetivo general y específicos.

*Objetivo general:*

Desarrollar un modelo computacional para evaluar características de la marcha en pacientes con enfermedad de Parkinson, con base en indicadores biomecánicos extraídos de señales multiaxiales.

*Objetivos Específicos:*

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

### 1.7 Metodología y desarrollo de la investigación

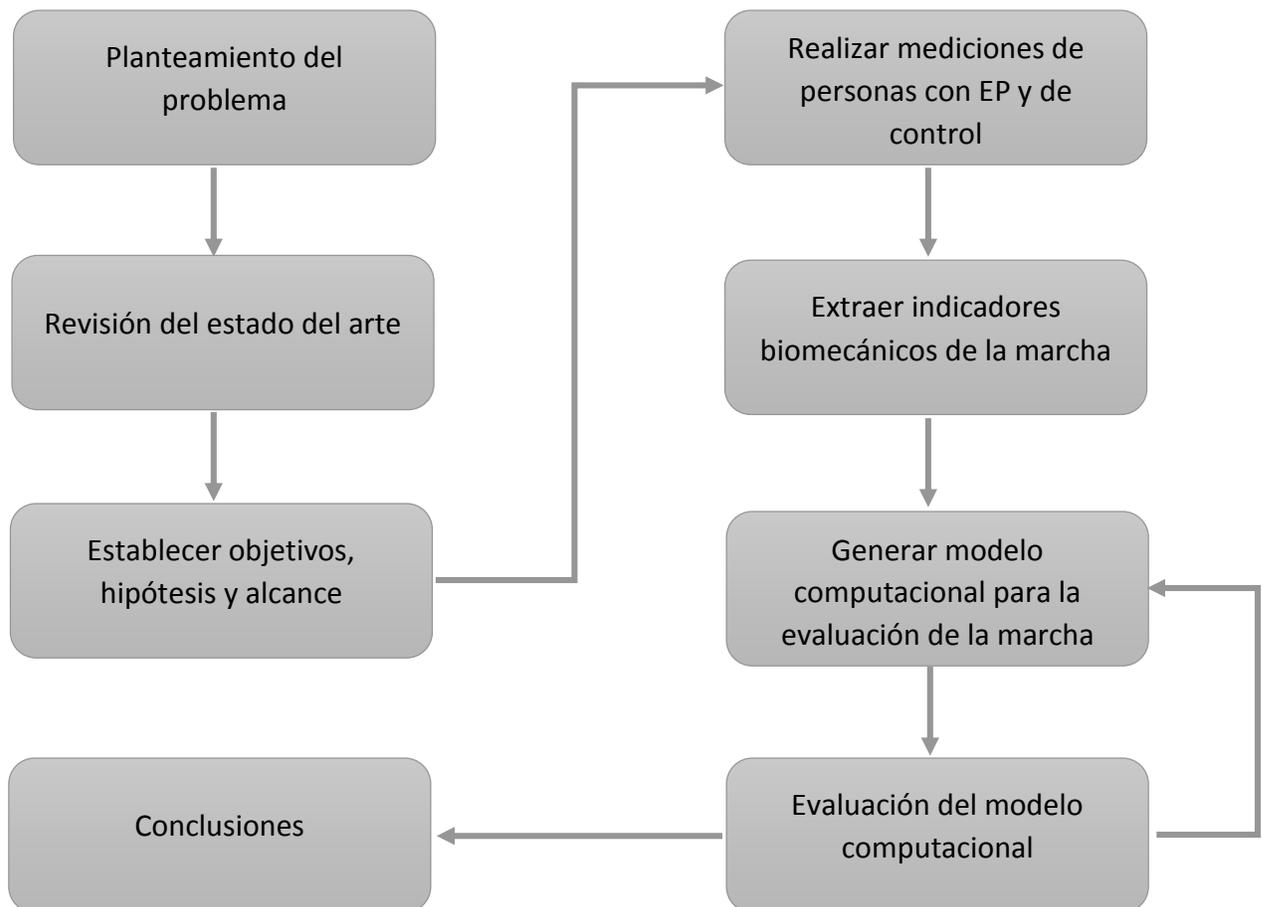


Figura 1 - Resumen de la metodología en el presente trabajo

En la Figura 1 se muestra un resumen de la metodología usada en el presente trabajo, de donde se desprende lo siguiente:

1. El extraer los indicadores biomecánicos implica generar una base de datos para almacenarlos.
2. El objetivo de realizar mediciones de personas con EP y de control es para poder encontrar diferencias en los indicadores biomecánicos entre ambos grupos, ya que es a partir de esas diferencias que se podrá generar y probar el modelo computacional.
3. La evaluación del modelo es con la ayuda de un evaluador certificado en la MDS-UPDRS, es decir, el evaluador dará un resultado y este servirá de referencia para establecer qué resultados debe arrojar el modelo computacional.
4. El modelo computacional cambiará constantemente, a medida que los resultados que arroje no sean los adecuados.

## 1.8 Contribuciones del trabajo

1. Un modelo computacional que mediante señales multiaxiales provenientes de UMIs, permite realizar una evaluación cualitativa, con mayor certidumbre, de características de la marcha, basada en los criterios establecidos por la MDS-UPDRS [5].
2. Indicadores biomecánicos que permitirán realizar un seguimiento en la evolución de características de la marcha en personas con EP y apoyarán la evaluación clínica periódica, así como la efectividad de los tratamientos médicos paliativos [10].

## 1.9 Estructura de la tesis.

Capítulo 2 – Estado del arte. Se presenta el estado del arte, considerando los trabajos más representativos del análisis de la marcha en pacientes con EP, así como un análisis de los resultados que se obtuvieron.

Capítulo 3 – Marco teórico. Se plantean los fundamentos teóricos que envuelven el desarrollo de este trabajo.

Capítulo 4 – Mediciones triaxiales y bilaterales mediante UMI en pacientes con EP. Se describe el sistema de medición para la adquisición y almacenamiento de las señales, así como el protocolo de medición a seguir y la ubicación de los sensores. También se describe la estructura de la base de datos para el registro personas y sus mediciones e indicadores biomecánicos. Por último se expone a detalle el comportamiento de las señales de acelerómetro, giroscopio y magnetómetro en el proceso de la marcha.

Capítulo 5 – Procesamiento de las señales y extracción de indicadores biomecánicos de la marcha. Se explican los algoritmos y técnicas usadas para el procesamiento de las señales, así como cuales indicadores biomecánicos y como se extraen de las señales.

Capítulo 6 – Modelo computacional para la evaluación de la marcha. En esta sección se presenta la estructura del modelo computacional desarrollado para la evaluación de la marcha, así como las diferencias sustanciales entre personas con EP y de control.

Conclusiones. Se presentan las conclusiones y resultados obtenidos durante el desarrollo del presente trabajo.

Trabajos futuros. Con base en los alcances y conclusiones se exponen las ideas para mejorar el presente trabajo.

## Capítulo 2. Estado del arte

---

La enfermedad de Parkinson (EP) es una de las principales enfermedades neurodegenerativas, la segunda en frecuencia después de la demencia de Alzheimer [14, 16]. La EP afecta actualmente a 4.1 - 4.6 millones de personas mayores de 50 años, y se ha estimado que para el año 2030 esta cifra será duplicada, lo que conducirá a un problema de salud pública [17].

Esta enfermedad se caracteriza por la falta de producción de dopamina, la cual utilizan las neuronas para controlar el movimiento muscular. Cuando se presenta la EP, las neuronas que producen dopamina mueren lentamente. Sin la dopamina, las células que controlan el movimiento no pueden enviar mensajes a los músculos, lo cual hace que sea difícil controlarlos. Es importante destacar que no existe ninguna prueba analítica, de neuroimagen o neurofisiológica que identifique la enfermedad, por lo que el diagnóstico se basa sólo en las pruebas clínicas [3]. Como consecuencia la mayor parte de los pacientes son diagnosticados en fases avanzadas de la enfermedad. Hay que tener en cuenta que los síntomas comienzan a percibirse cuando la destrucción de neuronas dopaminérgicas ronda el 70%.

### 2.1 Manifestaciones clínicas de la EP en la marcha

Las manifestaciones más comunes de la EP relacionados con la marcha son:

- *Inestabilidad postural*

La inestabilidad postural es un trastorno del equilibrio y la coordinación. Las personas que la padecen pueden tener una posición encorvada, con la cabeza inclinada hacia adelante y los hombros caídos. Resulta difícil el control del equilibrio, ya que debido a la flexión de las articulaciones conlleva a un adelantamiento del centro de gravedad [3], por lo que pueden producirse caídas con frecuencia.

- *Marcha festinante*

Es producida por la rigidez muscular. La marcha es a pequeños pasos, con episodios de estar bloqueado, pegado al suelo o congelado y con aumento brusco del ritmo de la marcha (mini-pasos muy rápidos y confusos). En palabras del Dr. Víctor José Villanueva la marcha festinante se define como: *Debido a que, un paciente con EP suele caminar flexionado hacia delante (no llega a equilibrar la verticalidad del centro gravitatorio)*

*tiene tendencia a caer por lo que a veces acelera el paso bruscamente aparentando la marcha de un payaso o de un mandarín, lo que se conoce como marcha festinante [4].*

- **Paso congelado**

También conocido como bloqueo de la marcha o paso congelado. Es un episodio transitorio en el que la marcha se detuvo y el paciente se queja de que sus pies están pegados al suelo. Los bloqueos pueden aparecer cuando se realizan los giros, o al pasar a través de lugares muy estrechos como una puerta, o cuando se somete al paciente a una situación que le produce estrés. Cerca del 70% de las personas con EP sufren de este problema[18]. El manejo clínico de este problema se limita en gran parte por la naturaleza difícil de evaluar su gravedad y a que las medidas subjetivas han dominado el problema[19].

Es importante mencionar que actualmente no hay instrumentos clínicos validados o dispositivos que permiten una caracterización completa de los trastornos de la marcha en la EP[13].

## 2.2 Escala de valoración MDS-UPDRS

En 2007, la Movement Disorder Society (MDS), publicó una revisión de la UPDRS que se conoce como MDS-UPDRS.

En la guía oficial de dicha escala, dentro de la sección III: Exploración motora, en el apartado 10: Marcha, se encuentran las instrucciones para realizar la evaluación, así como los criterios a evaluar: [5]

- **Instrucciones:** La marcha se explora mejor haciendo que el paciente camine alejándose y acercándose al evaluador, de forma que se pueda observar fácilmente los lados izquierdo y derecho del cuerpo de manera simultánea. El paciente debe caminar al menos 10 metros (30 pies), luego girar y volver hacia el evaluador.
- **Aspectos a evaluar:** amplitud de la zancada, velocidad de la zancada, altura a la que se levantan los pies, taloneo al caminar, giro y balanceo de los brazos.
- **Puntuaciones:**
  - 0 = Sin problemas
  - 1 = Camina independientemente con mínima alteración de la marcha
  - 2 = Camina independientemente, pero con alteración sustancial de la marcha
  - 3 = Requiere un dispositivo de ayuda para caminar de forma segura (bastón, andador) pero no ayuda de otra persona
  - 4 = No puede andar en absoluto o solo camina con ayuda de otra persona

Actualmente existen muchas escalas para valoración de los pacientes con EP, pero en investigaciones recientes la escala MDS-UPDRS[5] ha tomado gran notoriedad[6] debido a que evalúa los aspectos motores y no motores de la EP de manera uniforme.

## 2.3 Análisis de la marcha

El análisis de la marcha es una herramienta indispensable a la hora de evaluar una gran variedad de desórdenes del movimiento[10], sin embargo es necesario definir qué es una marcha “normal” para poder entender qué y cuáles serían los desórdenes del movimiento.

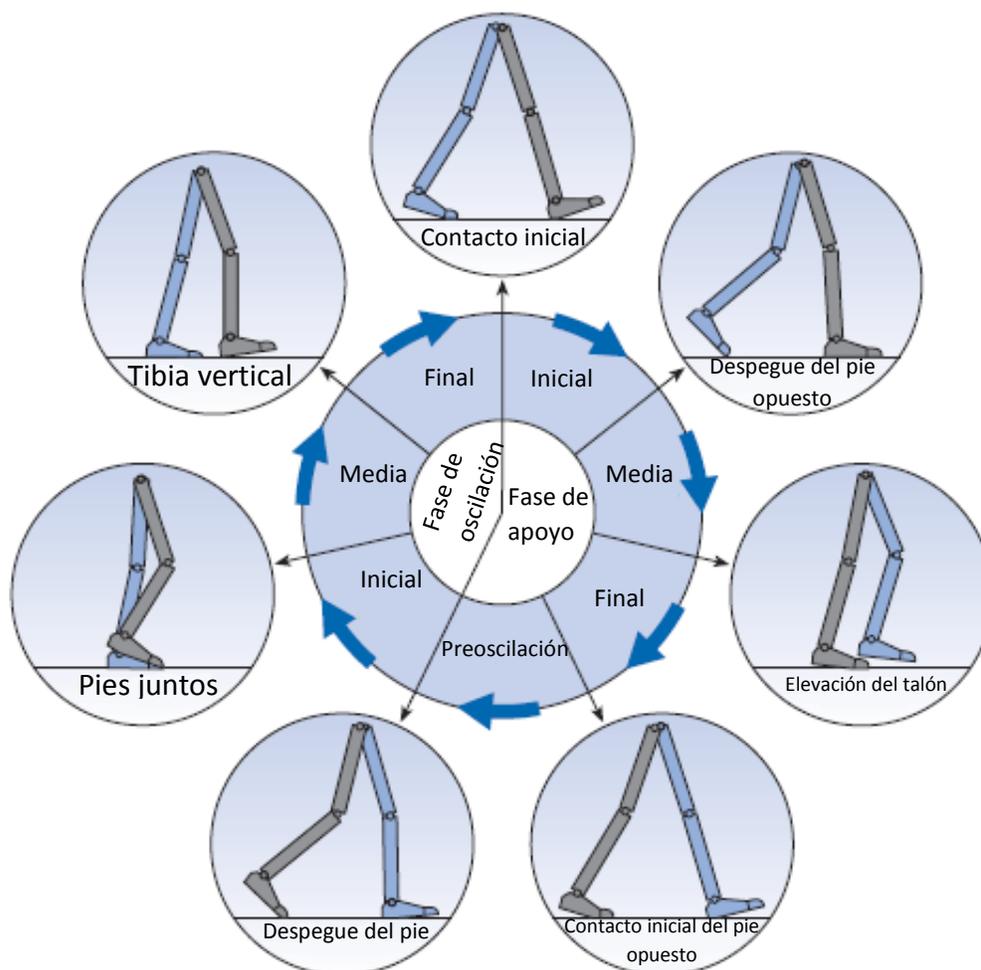


Figura 2 - Ciclo de la marcha. Posiciones de las piernas durante un ciclo de la marcha, tomando como referencia el pie derecho.

En [20] se explica que el término “normal” cubre a ambos sexos, un amplio rango de edad y muchos tipos de estructura o geometría de las extremidades del cuerpo, por lo que es necesario elegir el tipo de individuos a estudiar, ya que si se llegan a comparar resultados entre una persona joven y un adulto mayor, existiría una diferencia muy grande entre ambos.

En el libro *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*, el Dr. Pedro Vera Luna describe la marcha humana normal como “una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad” [21].

### 2.3.1 Ciclo de la marcha

El ciclo de la marcha se define como el intervalo entre dos ocurrencias sucesivas de uno de los eventos repetitivos de la marcha. Aunque cualquier caso podría ser elegido para definir el ciclo de la marcha, en general es conveniente utilizar el instante en el que un pie entra en contacto con el suelo (“contacto inicial”) [20].

En la Figura 2 que fue adaptada de [20], se puede observar los distintos eventos de la marcha en un ciclo completo (representados en círculos), los cuales se encuentran dentro de 7 periodos. Estos 7 periodos se encuentran repartidos en dos fases, la de apoyo y la de oscilación.

La fase de apoyo es cuando el pie se encuentra sobre el suelo, y la fase de oscilación es cuando el pie se encuentra en movimiento hacia delante en el aire. Estas dos fases componen al ciclo de la marcha, siendo la fase de apoyo el 60% del ciclo de la marcha contra un 40% de la fase de oscilación, además de que existe un lapso de tiempo en el que existe el doble apoyo, es decir los dos pies se encuentran en el suelo, que equivale al 20%. La fase de apoyo cobra una gran importancia en este trabajo, ya que es por medio de la detección correcta de esta, que se pueden realizar correctamente el cálculo de parámetros espacio-temporales (PET).

Existen dos términos que suelen confundirse en inglés, step y stride, los cuales en español se definen como paso y zancada respectivamente. Para entender la diferencia entre estos términos se presenta la Figura 3, la cual fue adaptada de [20].

Cabe mencionar que, en una marcha patológica, es común que las longitudes de los pasos de cada pie sean diferentes.

### 2.3.2 Descripción de la marcha mediante parámetros

En los trabajos más recientes existen diversidad de parámetros que se obtienen y analizan a través de señales de distintos tipos de sensores durante la marcha, en donde, por lo general, se les pide a los pacientes caminar una distancia de entre 5 y 10 metros.

A continuación, se exponen distintos trabajos que hacen el uso de PET y parámetros en el dominio de la frecuencia.

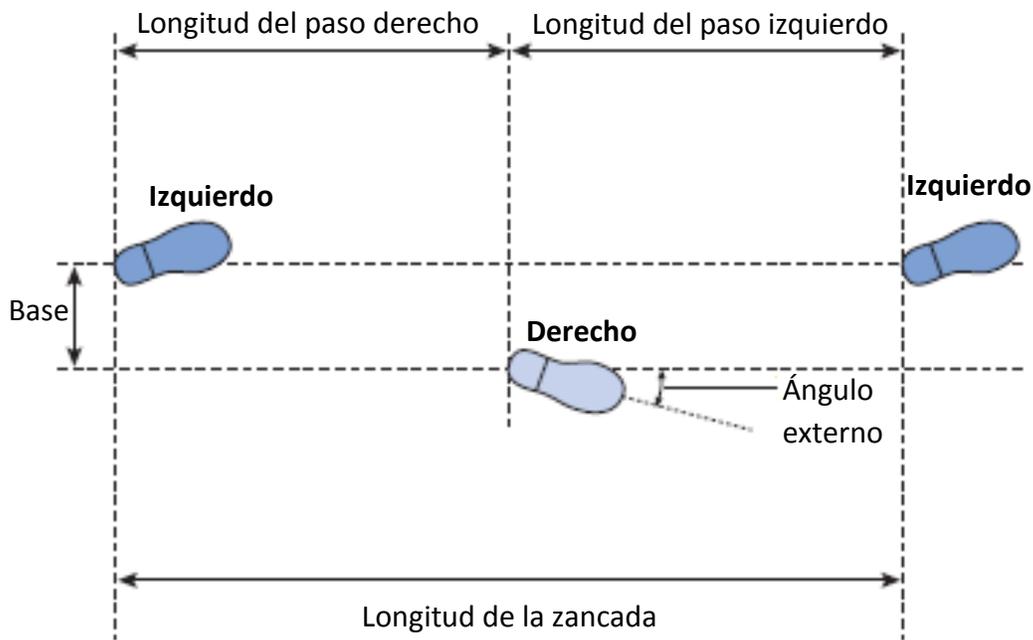


Figura 3 - Términos usados para describir el desplazamiento del pie

#### 2.3.2.1 Parámetros espacio-temporales (PET)

Dentro de los parámetros espaciales se encuentran aquellos que describen todo lo referente a distancias, y en los temporales se encuentran aquellos que describen tiempo o duración de un evento, inclusive velocidad.

En [8] se presenta un trabajo donde, haciendo uso de giroscopios en distintas partes del cuerpo se logra detectar, por cada ciclo de marcha, **longitud de la zancada**, **velocidad de la zancada**, **fases de apoyo**, **dobles soporte**, y **duración de la marcha**. También se consideran otros PET: flexión de la pierna, cojear, rotación de los brazos, valor máximo de la velocidad angular del tobillo, entre otros. A los valores de PET que presentan pacientes con EP se aplica una función de correlación con rasgos de la escala UPDRS, sin embargo, muchos de los PET que se extraen en este trabajo no corresponden a lo que se indica en la escala médica, lo cual representa un inconveniente debido a que la UPDRS es la que indica cómo se va a evaluar a una persona y qué aspectos se deben considerar.

En [10] se expone un método cuantitativo para el cálculo de PET clínicamente relevantes. Como parámetros temporales se obtienen **duración de la zancada**, **duración de la fase de oscilación**, **duración de la fase de apoyo**, y como espacial **longitud de la zancada**. Cabe aclarar que este trabajo está enfocado a pacientes geriátricos, esto significa que la variedad de problemas que puede presentar un paciente de este tipo es muy amplia, y por lo tanto no todos los PET podrían ser relevantes. Por ejemplo, existen personas de edad avanzada que presentan complicaciones en la marcha, tal que parecen padecer EP, y por lo tanto los

PET presentados no son suficientes para distinguir entre ambas situaciones. Un posible indicador biomecánico que podría ayudar a diferenciar estas situaciones, y que no es considerada, es el balanceo de los brazos.

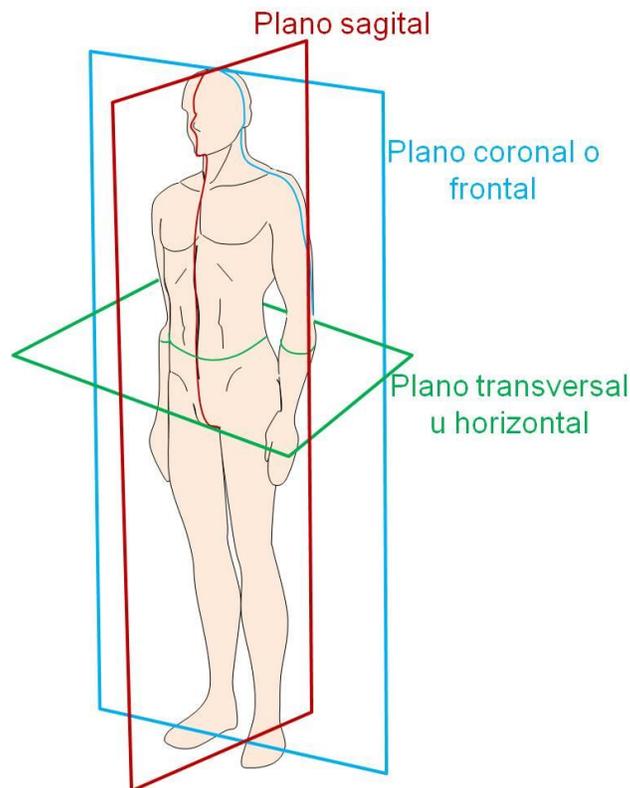


Figura 4 - Plano sagital, frontal y transversal del cuerpo humano

En [11] se presenta un sistema de monitoreo ambulatorio para la estimación de PET, que permiten reconstruir la trayectoria en el plano sagital (véase Figura 4) de un sensor inercial colocado en el empeine del pie. Se extraen como parámetros temporales **duración de la zancada**, **duración de la fase de oscilación**, **duración de la fase de apoyo** y **apoyo relativo** el cual es decir un indicador del porcentaje de tiempo que se encuentra el pie apoyado en el suelo con respecto a la duración de la zancada. Como parámetros espaciales **longitud de la zancada**, **velocidad del caminado e inclinación (ángulo del paso)**. Un problema que se presenta en este trabajo, es el hecho de asumir que todos los movimientos de la marcha se hacen sobre el plano sagital, lo cual no es totalmente correcto, y esto puede generar errores de cálculo en los PET. Junto con esto, se presenta una solución al problema de eliminar la aceleración estática sobre las mediciones del acelerómetro, la cual consiste en calcular la orientación del sensor (solamente sobre el plano sagital) mediante el giroscopio; dicha técnica no es tan recomendable debido a que se presenta un problema conocido como *deriva*, que consiste en un error acumulativo, que se manifiesta en una diferencia que

aumenta siempre entre, donde se piensa que se encuentra localizado el sensor y la posición real. Este problema genera que la aceleración estática no se elimine completamente de las mediciones del acelerómetro, introduciendo errores en los PET.

Existen trabajos que buscan caracterizar el paso congelado y la asimetría en la marcha, como en [13], donde se extraen parámetros como **velocidad de la marcha, duración de la zancada, frecuencia de la zancada** (número de zancadas por unidad de tiempo) y **duración de la fase de apoyo y oscilación**.

Con el fin de detectar alteraciones en la marcha, en [22] se presenta un sistema experto para la clasificación automática de 6 diferentes estados de la marcha que pueden presentarse en la EP, los cuales se resumen en una marcha normal o anormal. Los 6 estados posibles son normal, zancada corta, zancada muy corta, paso congelado con temblor, paso congelado con bloqueo total y acortamiento de los paso al girar. Se calculan parámetros como **duración de la zancada, amplitud de la zancada, desplazamiento de la espinilla**, así como parámetros en el dominio de la frecuencia, a partir de un procesamiento de señales que se obtienen a través de sensores inerciales que se colocan en la espinilla.

Éstos PET se usan en un sistema de clasificación basado en reglas, que arroja como resultado a cuál de los 6 estados fue clasificada la marcha. Sin embargo, el tema de la marcha en personas con EP es bastante complejo y no es suficiente con describir la longitud de la zancada (normal, corta o larga), y el tipo de paso congelado que se presenta. Además que escalas médicas internacionales como la MDS-UPDRS consideran la marcha y el paso congelado como dos problemas que se evalúan de manera separada. También es necesario notar que la MDS-UPDRS otorga 5 posibles niveles a la marcha y otros 5 niveles al paso congelado, por lo que solamente evaluar como normal o anormal la marcha es poco fiable al momento de estudiar la marcha en personas con EP.

Por último, según [23] después de realizar un análisis estadístico se encontró que la longitud del paso, la velocidad de marcha, el ángulo de la rodilla, así como la fuerza de reacción del suelo al pisar son las cuatro características importantes como indicadores para la clasificación de la marcha en la EP. En este trabajo, se calculan muchos otros parámetros, además de los ya mencionados, con el fin de clasificar la marcha con normal o como marcha de EP, pero según la MDS-UPDRS la marcha en personas con EP se puede considerar en 5 distintos estados, donde inclusive una persona con EP puede presentar una marcha normal; por lo que evaluar la marcha con solo dos posibles estados no refleja la naturaleza real del problema, así como tampoco todo el espacio de posibles situaciones y complicaciones de la marcha en la EP.

### 2.3.2.2 Parámetros de frecuencia

Estos parámetros buscan describir el comportamiento de la marcha en el dominio de la frecuencia.

En [6] un análisis basado en el uso de sensores inerciales permite obtener patrones de la marcha en personas con EP y distinguir solamente entre una discapacidad media y una severa (de la marcha). Además de PET como ***duración del paso, ángulo del talón en la fase de oscilación***, se extraen parámetros de frecuencia, a saber, ***frecuencia dominante, razón de energía, energía en banda*** 0.5 a 3 Hertz y de 3 a 8 Hertz.

En [22] se hace uso del espectrograma de señales de giroscopios, con el objetivo de encontrar anomalías en la marcha, bajo el entendido de que una marcha normal se caracteriza por tener una frecuencia de 0.5 a 3 Hz[24].

### 2.3.3 Herramientas para el análisis de la marcha

El primer problema que se presenta para el cálculo de los PET es detectar las distintas etapas de la marcha. El problema cambia según el tipo de tecnología a usar, ya sea acelerómetro, giroscopios, cámaras de captura de movimiento (por ejemplo, Kinect), tapetes de sensores de presión, entre otros.

Los sensores inerciales (giroscopios y acelerómetros) a menudo son usados para el análisis de la marcha como una opción no invasiva[25].

#### 2.3.3.1 Acelerómetros

Se define al acelerómetro como cualquier instrumento destinado a medir aceleraciones, y es mediante operaciones matemáticas como la integración que es posible, a partir de la aceleración calcular velocidad y desplazamiento. Es por esto que son usados para estimar parámetros espaciales. La ubicación de estos sensores puede variar, tal como se mostrará a continuación.

En [26] se utiliza un acelerómetro triaxial basado en tecnología MEMS, el cual se coloca cerca de la oreja, ya que, según este trabajo, la información obtenida es similar a la que obtiene sistema vestibular (está relacionado con el equilibrio y el control espacial). En este trabajo se extraen parámetros como duración del ciclo de la marcha, longitud de la zancada, longitud del paso, además de que se detectan las fases de apoyo y oscilación, todo con el objetivo de desarrollar nuevos algoritmos para la detección de patrones de marcha.

Al colocar el acelerómetro sobre la cabeza puede introducirse ruido a los PET calculados producidos por movimientos de la cabeza como voltear hacia abajo o girar la cabeza, es por

esto que la mayoría de los trabajos que evalúan la marcha colocan los sensores en las extremidades inferiores.

Otro trabajo que usa acelerómetros para el análisis de la marcha se presenta en [27], aunque en este caso en particular, se buscan dos objetivos, desarrollar un algoritmo para detectar los pasos en la marcha y poder estimar la longitud de la zancada a través de una red neuronal.

Un problema ya documentado en distintos trabajos, es que aquellos que solamente usan el acelerómetro para el cálculo de PET requieren de cálculos complejos, donde es necesario estimar constantes, tal como se mostrará más adelante. Además, en términos de la marcha, esta no es descrita de manera total por los acelerómetros, sino que muchas veces se requiere de información adicional como la que puede proporcionar el giroscopio.

### 2.3.3.2 Giroscopios

Los giroscopios, o girómetros, son dispositivos que miden el movimiento de rotación o velocidad angular.

Muchos estudios reportan un análisis espaciotemporal de la marcha usando solamente giroscopios. Por ejemplo, en [8] se extraen una serie de PET previamente mencionados, para lo cual es necesario identificar ciertas etapas de la marcha en las señales de giroscopio, tal como lo muestra la Figura 5. El objetivo de este trabajo es desarrollar un sistema ambulatorio para el análisis de la marcha en personas con EP.

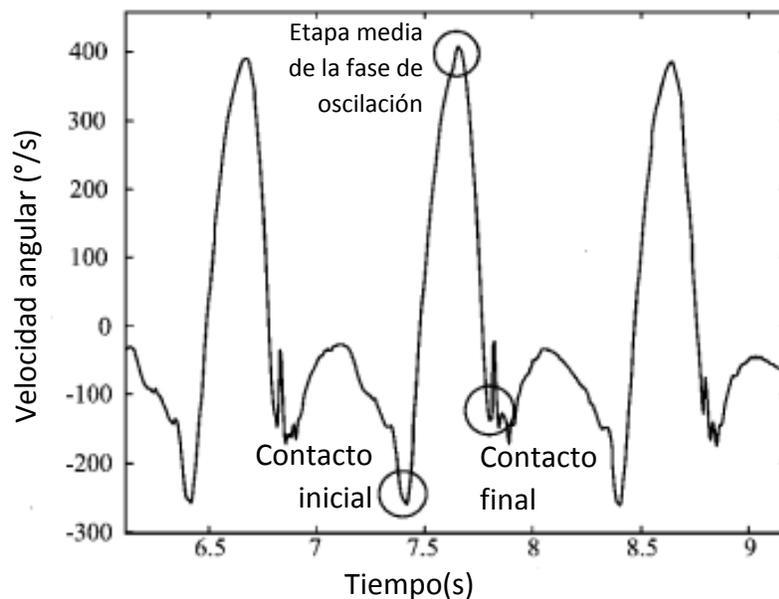


Figura 5 - Velocidad angular del tobillo. Se muestran eventos importantes de la marcha

Otro trabajo que se basa en el uso del giroscopio es [9]. La singularidad de este trabajo es que busca determinar la longitud de la zancada sin usar acelerómetros, colocando el giroscopio en la espinilla. Para calcular la longitud de la zancada se requiere conocer la altura del individuo y conocer el rango de desplazamiento angular en el plano sagital.

En [28] se hace uso de un giroscopio mono axial que se coloca en el pie, de manera que mide el desplazamiento sobre el plano sagital. Lo que se persigue es ubicar en el tiempo distintos eventos en patrones normales de la marcha, mediante modelos ocultos de Markov. En la Figura 6 se muestra cómo se segmenta la señal del giroscopio en distintos eventos de la marcha.

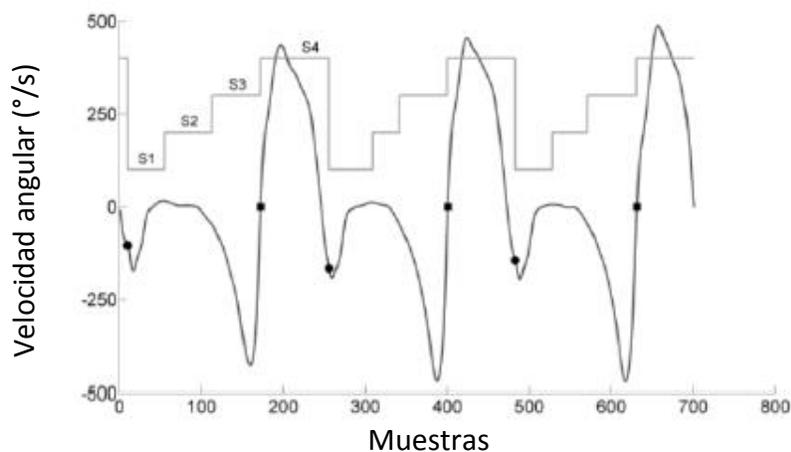


Figura 6 - Señal del giroscopio sobre el plano sagital de tres zancadas. Se indican el apoyo del pie y despegue del talón (marcados con puntos), además se muestran S1, S2, S3 y S4 que corresponden a transiciones entre distintos eventos.

Algo característico en los trabajos que usan el giroscopio como fuente de información para el análisis de la marcha, es que los principales resultados se obtienen al colocarlos en el tobillo. Los métodos utilizados en estos trabajos para calcular PET requieren el uso de constantes, las cuales son difíciles de calcular, tal como se verá en el apartado 2.4 de este trabajo.

### 2.3.3.3 Unidades de medición inercial (UMI)

Una unidad de medición inercial (UMI o IMU por las siglas en inglés de Inertial Measurement Unit) es un dispositivo electrónico que mide velocidad, orientación y fuerzas gravitacionales, usando una combinación de acelerómetros y giróscopos, y en algunos casos magnetómetros.

Como sensores de bajo costo y altamente portátiles, las unidades de medición inercial (UMI) se han vuelto cada vez más utilizados en el análisis de la marcha, siendo una alternativa eficaz a los sistemas de captura de movimiento.[29]

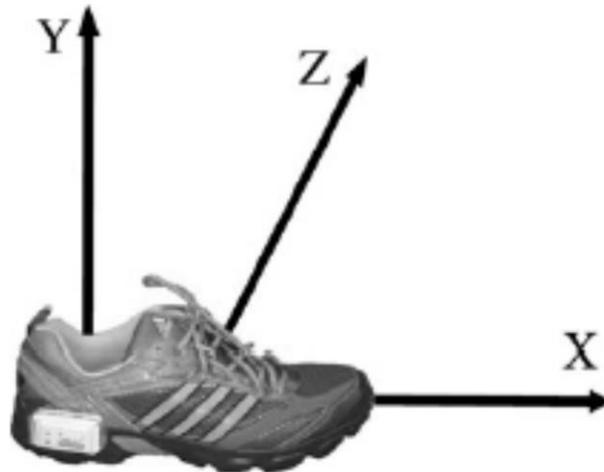


Figura 7 - Ubicación del sensor y la dirección de los ejes

En [10] se presenta un trabajo donde se hace uso del acelerómetro y giroscopio. El objetivo de usar el acelerómetro es que este permite realizar los cálculos de PET, y el giroscopio permite determinar la orientación del sensor, con lo que es posible obtener mejores resultados en el cálculo de los parámetros. La Figura 7 presenta la ubicación de la UMI usada en [10].

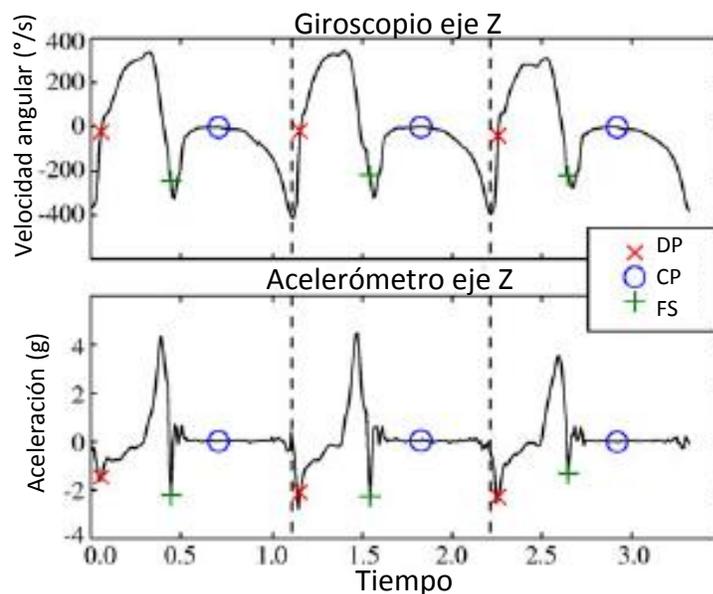


Figura 8 - Tres zancadas segmentadas con 3 eventos de la marcha, Despegue del pie (DP), Contacto del pie opuesto (CP) y Fase de soporte (FS)

La facilidad que presenta el hecho de usar UMIs, es que mediante las señales que se obtienen al durante las evaluaciones de la marcha se pueden reconocer y ubicar distintas etapas, por ejemplo, en la Figura 8 se muestran la fase de apoyo y otros eventos ubicados en las señales de acelerómetros y giroscopios, usados en [10].

Otro trabajo que de igual manera usa acelerómetro y giroscopio para el análisis de la marcha es [29]. En este se propone un nuevo algoritmo para la estimación de la longitud de la zancada, para lo cual, primeramente es necesario ubicar las fases de apoyo y oscilación de la marcha. En Figura 9 se presenta la gráfica de la señal de un giroscopio en donde se localizan las fases de apoyo y oscilación y en la Figura 10 se puede observar el lugar donde se ubican los sensores.

Existen muchos más trabajos que estudian, evalúan y clasifican la marcha usando UMIs, como [12], en el cual se clasifican patrones de marcha (normal, pasos cortos, arrastre del pie) en personas con EP. [15] hace uso de acelerómetros y giroscopios debido a que el uso exclusivo de acelerómetros no proporciona mucha precisión en los resultados, todo con el objetivo de realizar la evaluación de la marcha en personas con EP. Finalmente, en [23] se presenta otro trabajo que mediante el uso de acelerómetros y giroscopios es posible la extracción de PET que permiten una correcta identificación anormalidades en la marcha.

Otra serie de trabajos sobre el uso de sensores inerciales para el análisis de la marcha son [30-37].

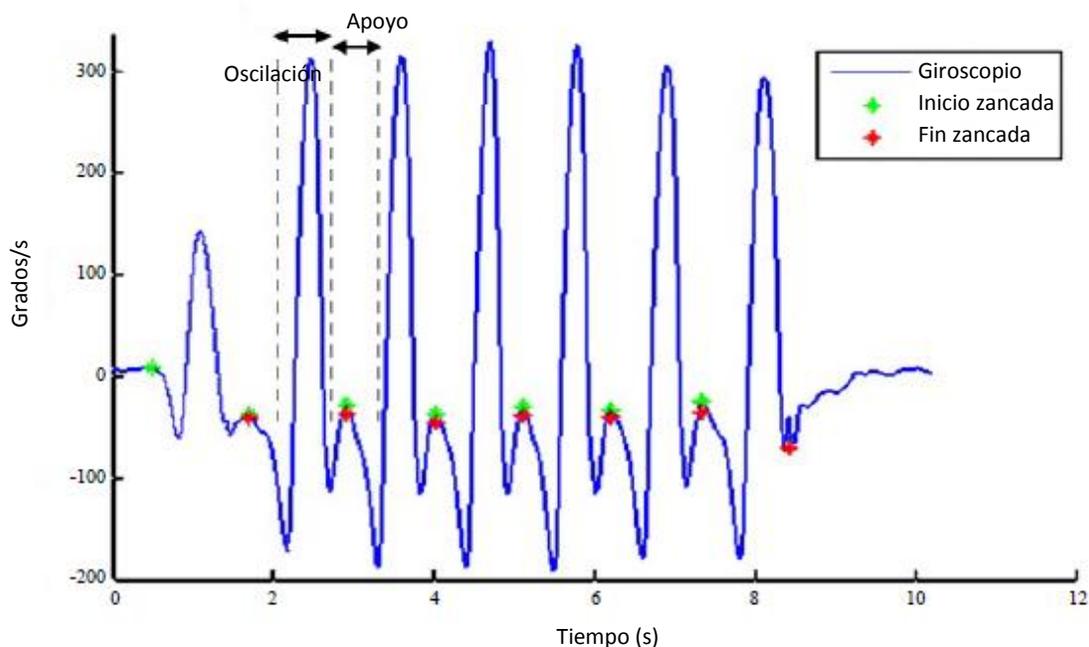


Figura 9 - Señal del giroscopio segmentada en 7 zancadas. Además, se indica el inicio y fin de las fases de apoyo y oscilación

#### 2.3.3.4 Otras herramientas

Existen algunas otras herramientas que se usan para evaluar la marcha, por ejemplo, los tapetes de sensores de presión. El sistema más conocido es el GAITRite que es un sistema para en análisis de marcha, de hecho existen trabajos mencionados anteriormente que hacen uso de este sistema para validar los resultados, por ejemplo en [9, 10].

Otra herramienta que suele usarse son las cámaras based-motion, las cuales realizan la captura de video de personas en movimiento, después se realiza un proceso llamado esqueletización, que consiste en generar un esqueleto con las formas adoptadas de las personas durante la marcha. Esto permite extraer ciertos PET que permiten evaluar la marcha. Algunos trabajos al respecto se encuentran en [38, 39].

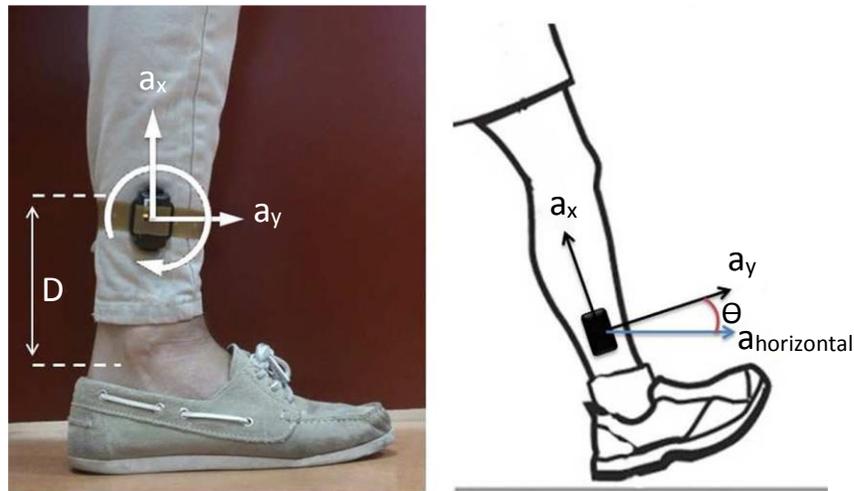


Figura 10 – Sensor ubicado en el tobillo, sobre el plano sagital. La velocidad angular es positiva en el sentido de las manecillas del reloj.  $D$  es la distancia entre el sensor y el tobillo, y  $\theta$  es la orientación del sensor.

Un trabajo muy interesante se presenta en [40], el cual usa un sistema de medición de presión de la planta del pie, a partir de la cual se extraen algunos PET como longitud del paso, duración del paso, velocidad de la zancada, donde se observó que las personas con EP presentar valores más pequeños para tales PET que los pacientes de control.

## 2.4 Modelos y métodos para el cálculo de algunos PET

En [31] se presenta una comparación de distintos métodos que se usan para estimar velocidad y longitud de la zancada.

### 2.4.1 Modelo de péndulo invertido

Este modelo es el más común para el cálculo de la zancada, el cual está dado por:

$$L_z = 2K\sqrt{2hl - h^2} \quad (1)$$

Donde  $l$  corresponde a la longitud de la pierna,  $h$  denota el desplazamiento del centro de masa en cada zancada y  $K$  es una constante que requiere ser calibrada para cada individuo y corresponde a la proporción entre la longitud de la zancada real y la estimada en zancadas previas.

### 2.4.2 Modelo de doble péndulo

Este método considera que la longitud total del paso es la suma del desplazamiento en la fase de oscilación más la fase de doble soporte:

$$LP = LP_{fo} + LP_{fds} = 2\sqrt{2hl - h^2} + C * l_{pie} \quad (2)$$

Donde  $LP_{fo}$  y  $LP_{fds}$  son la longitud del paso en la fase de oscilación (calculada a partir del método anterior) y la de doble soporte respectivamente,  $l$  es la longitud de la pierna,  $l_{pie}$  es la longitud del pie y  $C$  corresponde a una constante que puede 0.83 o 0.67 según ciertos investigadores.

### 2.4.3 Algoritmo de Weinberg

Weinberg considera la longitud de paso en función de la diferencia de la aceleración máxima y mínima en el eje vertical, en cada paso. El cálculo se expone a continuación:

$$L_z = K\sqrt{a_{max} - a_{min}} \quad (3)$$

Donde  $K$  se calcula de la misma manera que en el modelo de péndulo invertido.

2.4.4 La velocidad del paso a partir de coeficientes de la transformada wavelet  
Este método infiere la velocidad de paso a partir de la relación entre la longitud y velocidad de la zancada.

Se aplica la transformada wavelet continua para las señales de los acelerómetros y se analiza la relación entre la energía cinética de diferentes patrones de marcha y las energías de los coeficientes de la transformada wavelet, esto para inferir la velocidad del paso. Las ecuaciones están dadas en [31].

#### 2.4.5 Método Bylemans

Es una solución empírica para estimar la longitud del paso usando los acelerómetros del teléfono móvil colocado en el bolsillo derecho del pantalón. La ventaja de este método es que es no importa la orientación que presente el teléfono. Sin embargo, el método es complejo. El método de como se muestra a continuación:

$$LP = 0.1^{27} \sqrt{a_{av} \sqrt{\frac{K}{\Delta t * a_{peak-diff}}}} \quad (4)$$

Donde  $a_{av}$  es el promedio de la aceleración vertical durante el contacto inicial y final del pie en el suelo,  $\Delta t$  es la duración del paso en milisegundos y  $a_{peak-diff}$  es el rango de la aceleración vertical durante  $\Delta t$ .  $K$  requiere una calibración como en el modelo de péndulo invertido, sin embargo, puede definirse  $K = 750$  para hombres y  $K = 630$  para mujeres.

## 2.5 Conclusión

El análisis de la marcha se base principalmente en la extracción de PET para describir la marcha. Aunque no todos los trabajos expuestos son orientados al estudio de la EP, los mismos parámetros se aplican con distintos objetivos, entre los cuales se encuentra el análisis, evaluación y clasificación de la marcha en la EP.

El uso de las UMIs ha crecido en trabajos relacionados con el análisis de la marcha en la EP, debido a que son no invasivas, de bajo costo y fáciles de colocar. Además, como se pudo observar, es común que se usen en la espinilla y sobre el zapato, permitiendo la extracción de PET.

Los distintos trabajos analizados buscan clasificar o detectar patrones en la marcha, sin embargo, aquellos que se enfocan en la EP no se apegan de manera clara a los estándares marcados por la MDS-UPDRS, es decir no evalúan o no toman en cuenta los criterios que contempla esta escala para calificar a la marcha.

Por último, también se puede observar que los métodos que existen actualmente para calcular algunos PET como longitud de la zancada, longitud del paso y velocidad de la zancada requieren de muchas variables y los cálculos son complicados.

## Capítulo 3.- Marco teórico

---

### 3.1 Unidad de medición inercial

Una UMI es un dispositivo electrónico que mide velocidad, orientación y fuerzas gravitacionales de un aparato, usando una combinación de acelerómetros y giróscopos, y algunos también incluyen un magnetómetro. La UMI es el componente principal de los sistemas de navegación inercial usados en aviones, naves espaciales, buques y misiles guiados, entre otros.

#### 3.1.1 Acelerómetro

Se define al acelerómetro como cualquier instrumento destinado a medir aceleraciones. Para este trabajo se usaron acelerómetros triaxiales, los cuales tienen una resolución de 10 bits, con un rango de  $\pm 16G$ ; es ampliamente usado en instrumentación médica.

Se puede entender la aceleración de dos maneras, la primera es la aceleración de coordenadas (cambio de la velocidad del dispositivo en el espacio), y la segunda es el tipo de aceleración asociada con el fenómeno de peso experimentado por una masa de prueba que se encuentra en el marco de referencia del dispositivo, es decir un acelerómetro puede estar en reposo y aun así responder a una aceleración, la que ejerce la fuerza de gravedad sobre cualquier cuerpo. A lo anterior se le conoce como aceleración estática.

Los acelerómetros usados en este trabajo son capaces de medir la aceleración estática, lo cual implica una ventaja en algunas aplicaciones, como por ejemplo en orientación, sin embargo, al utilizar este tipo de acelerómetros se presenta la dificultad de que las mediciones obtenidas son la suma de la aceleración estática y la aceleración que se le imprime al acelerómetro resultado de aplicar una variación de velocidad o cambio de posición.

En muchas ocasiones es requerido eliminar la componente de la aceleración estática sobre los valores proporcionados por el acelerómetro. En [10] y [41] se presentan soluciones a este problema haciendo uso de rotaciones expresadas mediante el uso de cuaterniones, los cuales se revisarán con detalle más adelante. Un análisis detallado de los acelerómetros y la aceleración estática se puede encontrar en [42].

### 3.1.2 Giroscopio

Los giroscopios, o girómetros, son dispositivos que miden la velocidad angular o tasa de cambios de los ángulos, ya sea en  $^{\circ}/s$  o  $rad/s$ . Según el eje sobre el que rote, se denomina de como se muestra en la Figura 11.

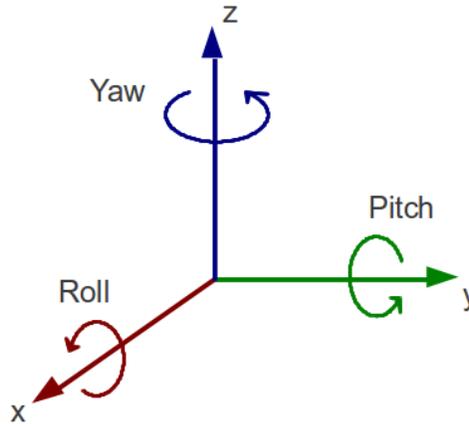


Figura 11 - Yaw, pitch y roll. Nombre que reciben las rotaciones sobre un eje específico

Para este trabajo se usaron giroscopios triaxiales, de un rango de  $\pm 200^{\circ}/s$ , con un convertidor análogo-digital de 16 bits. Permite la resolución de los cambios de inclinación de hasta  $0.25^{\circ}$ .

Un análisis detallado de los giroscopios puede encontrarse en [43].

### 3.1.3 Magnetómetro

Se llaman magnetómetros a los dispositivos que sirven para cuantificar en fuerza o dirección la señal magnética de una muestra. Existen dos tipos, los escalares que solo miden la intensidad del campo magnético al que están sometidos y los vectoriales miden las propiedades del campo magnético que viajan en una determinada dirección, o sea que además de tener una magnitud, el flujo magnético también tiene una dirección.

Las UMIs se usan mucho en sistemas de navegación y la función del magnetómetro es poder corregir errores en la deriva de la orientación.

Para este trabajo se usaron magnetómetros triaxiales, con un convertidor análogo-digital de 12 bits, con un rango de  $\pm 8$  Gauss y una resolución de 2 mili-Gauss.

### 3.2 Eliminar el componente de la aceleración estática en el acelerómetro

Una de las ventajas de que un acelerómetro mida la aceleración que la gravedad imprime sobre los cuerpos, es que se puede conocer la orientación del sensor con respecto al plano de la tierra. Sin embargo, en ocasiones se requiere eliminar este componente para evitar errores de cálculo, por ejemplo, supóngase que se coloca un acelerómetro en la espinilla de una persona, la cual camina cierta distancia y se intenta calcular la distancia recorrida mediante las señales capturadas por el acelerómetro.

Durante la marcha, la espinilla está cambiando constantemente su orientación con respecto al suelo, tal como se observa en la Figura 12. Al cambiar la orientación de la pierna, la gravedad se manifiesta no solamente en el eje X del sensor, sino también en el eje Y.

Existen ciertas técnicas que permiten resolver este problema, como por ejemplo aplicar un filtro “paso altas”, el cual permite que pasen las frecuencias altas y elimina o por lo menos atenúa a las frecuencias bajas y se puede ignorar la mayoría de los efectos de la gravedad.

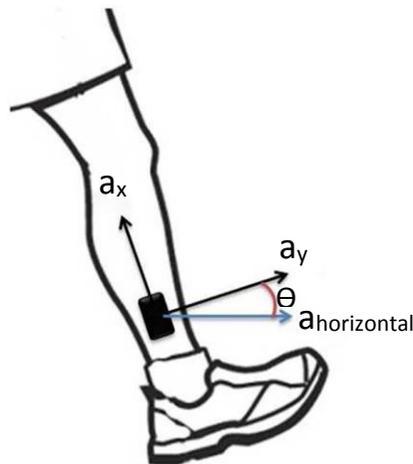


Figura 12 – Acelerómetro colocado en la espinilla. Se puede observar como la aceleración que imprime la gravedad sobre los cuerpos se manifiesta en ejes X y Y.

Sin embargo, la solución más adecuada es conocer la orientación de los sensores en todo momento, y poder conocer, a partir de las mediciones, cuanta aceleración corresponde a la estática. Basado en [44], los pasos a seguir son los siguientes:

- Tener un sistema de referencia
- Calcular la posición inicial en reposo
- Tener la velocidad angular (Giroscopio)
- Obtener la posición angular integrando la velocidad angular

- Determinar la aceleración estática en los distintos ejes
- Eliminar la componente de la gravedad

Todo se reduce a llegar a las ecuaciones siguientes:

$$\begin{aligned}
 A_x &= A_{x\text{acel}} - \text{CompGravedad}X \\
 A_y &= A_{y\text{acel}} - \text{CompGravedad}Y \\
 A_z &= A_{z\text{acel}} - \text{CompGravedad}Z
 \end{aligned}
 \tag{5}$$

Es decir, es necesario saber cuál es la orientación (posición angular) del sensor sobre el sistema de referencia, para así poder conocer las componentes de aceleración sobre cada eje del sistema de referencia (no las del sensor), y determinar la componente de la aceleración estática sobre cada eje. Una vez hecho esto, el problema se reduce a las ecuaciones en ( 5 ).

Una vez que se tiene  $A_x, A_y$  y  $A_z$  que es la aceleración dinámica, es posible calcular velocidad y posición o desplazamiento.

### 3.2.1 Posición, dirección y orientación

La posición y orientación son dos conceptos que con frecuencia se confunden. La orientación de un objeto en el espacio es cada una de las posibles elecciones para colocarlo sin cambiar un punto fijo de referencia. Puesto que el objeto con un punto fijo puede todavía ser rotado alrededor de ese punto fijo, la ubicación del punto de referencia no especifica por completo la posición de un objeto, por lo tanto, para especificar completamente la posición necesitamos especificar también la orientación. La orientación puede visualizarse añadiendo una base vectorial ortogonal al punto de referencia del objeto (diferentes bases representarían diferentes orientaciones).

Intuitivamente la orientación de un objeto dice hacia qué dirección queda “el frente” del objeto. La dirección no es lo mismo que la orientación. Por ejemplo, un vector tiene dirección, pero no tiene orientación. La diferencia radica en que cuando un vector apunta en una dirección determinada y este se gira sobre sí mismo, no hay un cambio real en el vector (en su dirección) ya que un vector no tiene espesor o grosor. Si se tiene un objeto apuntando en una dirección determinada y se gira el objeto de la misma manera en que se giró el vector, la orientación del objeto cambiara [45], tal como se muestra en la Figura 13, la cual fue adaptada de [45].

Cuando se especifica la posición de un objeto, no se puede hacer en términos absolutos; siempre se debe hacer dentro un marco de referencia (sistema de coordenadas). Especificar

una posición es lo mismo que especificar una traslación desde un punto de referencia, generalmente el origen de algún sistema de coordenadas.

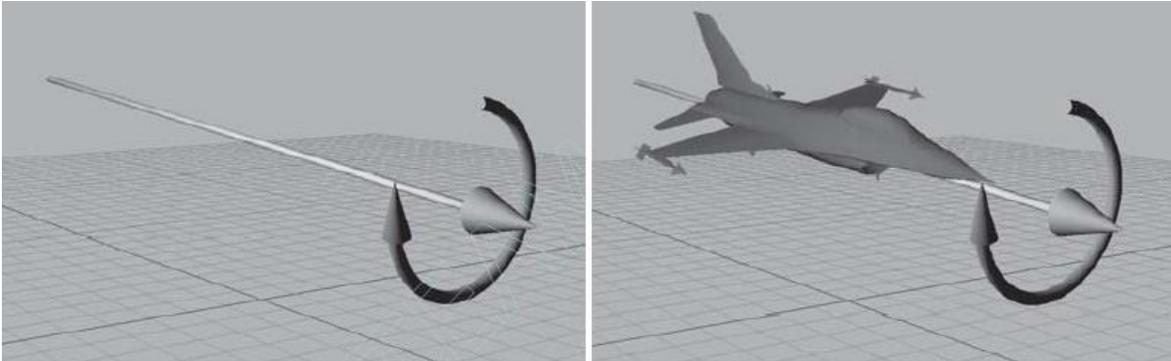


Figura 13 – Giro de un vector y un objeto – Se puede apreciar que en el vector no sufre un cambio apreciable, sin embargo, al girar el avión, este sufre un cambio en su orientación

De igual manera que la traslación, la orientación de un objeto no se puede describir en términos absolutos. Tal como la posición es dada por una traslación a partir de un punto conocido, la orientación está dada por la rotación sobre un sistema de referencia conocido. La cantidad de rotación es conocida como *desplazamiento angular*. En otras palabras, describir la orientación es matemáticamente equivalente a describir un desplazamiento angular.

Existen varias formas de expresar la rotación, sin embargo las 3 que se usan con mayor frecuencia son **matrices de rotación**, **ángulos de Euler** y **cuaterniones**.

### 3.2.1.1 Matrices de rotación

Las matrices de rotación en 3 dimensiones, para cada eje están dadas por las siguientes ecuaciones [46]:

$$R_x(\alpha) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \quad (6)$$

$$R_y(\beta) = \begin{bmatrix} \cos \beta & 0 & \sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \beta & 0 & \cos \beta \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$R_z(\gamma) = \begin{bmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

Donde  $\alpha$ ,  $\beta$  y  $\gamma$  corresponden a la cantidad de desplazamiento angular para los ejes X, Y y Z respectivamente.

Las rotaciones sobre un eje, se utilizan para calcular rotaciones compuestas, es decir, rotaciones sobre más de un eje a la vez. Esto se hace a través de la multiplicación de matrices de rotación, cuyo resultado siempre mantendrá sus dimensiones, 3x3.

### 3.2.1.2 Ángulos de Euler

Para representar la orientación con matrices de rotación se usan 9 parámetros (los nueve elementos de la matriz de 3x3), sin embargo, ya que las rotaciones en el espacio se hacen con 3 grados de libertad, debería ser suficiente usar 3 parámetros. La manera más común de expresar las rotaciones es a través de los ángulos de Euler.

Existen varios tipos de ángulos de Euler, la más común es usar los ángulos Pitch-Roll-Yaw. Estos están definidos para rotar objetos en el espacio, véase Figura 11.

Ya que las 3 rotaciones se realizan en torno a los ejes de un sistema de coordenadas fijo, se puede obtener la matriz de rotación a partir de los ángulos de Euler, tal como se muestra a continuación:

$$R_{PRY}(\alpha, \beta, \gamma) = R_z(\gamma)R_y(\beta)R_x(\alpha) \\ = \begin{bmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \beta & 0 & \sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \beta & 0 & \cos \beta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \quad (9)$$

Realizando la multiplicación de matrices en ( 9 ), se obtiene como resultado:

$$\begin{bmatrix} \cos \beta \cos \gamma & \sin \alpha \sin \beta \cos \gamma - \cos \alpha \sin \gamma & \cos \alpha \sin \beta \cos \gamma + \sin \alpha \sin \gamma \\ \cos \beta \sin \gamma & \sin \alpha \sin \beta \sin \gamma + \cos \alpha \cos \gamma & \cos \alpha \sin \beta \sin \gamma + \sin \alpha \cos \gamma \\ -\sin \beta & \sin \alpha \cos \beta & \cos \alpha \cos \beta \end{bmatrix} \quad (10)$$

El problema inverso, obtener los ángulos de Euler a partir de la matriz de rotación en ( 10 ) es bastante interesante, el cual se resume a las siguientes ecuaciones:

$$\beta = \text{Atan2} \left( -r_{31}, \pm \sqrt{r_{11}^2 + r_{21}^2} \right) \quad (11)$$

$$\gamma = \text{Atan2} \left( \frac{r_{21}}{\cos \beta}, \frac{r_{11}}{\cos \beta} \right), \cos \beta \neq 0 \quad (12)$$

$$\alpha = \text{Atan2} \left( \frac{r_{32}}{\cos \beta}, \frac{r_{33}}{\cos \beta} \right), \cos \beta \neq 0 \quad (13)$$

Las ecuaciones anteriores entran en conflicto cuando  $\cos \beta = 0$ , ósea  $\beta = \pm \frac{\pi}{2}$ , esto se conoce como “*gimbal lock*”. Para tales casos, lo único que se puede obtener es la suma o la diferencia de  $\alpha$  y  $\gamma$ :

$$\left\{ \begin{array}{l} \beta = \frac{\pi}{2} \\ \alpha - \gamma = \text{Atan2}(r_{12}, r_{22}) \end{array} \right. \quad \text{o} \quad \left\{ \begin{array}{l} \beta = -\frac{\pi}{2} \\ \alpha + \gamma = \text{Atan2}(-r_{12}, r_{22}) \end{array} \right. \quad (14)$$

Donde el elemento  $r_{ab}$  corresponde a fila  $a$  y columna  $b$ .

Una descripción más profunda y detallada sobre los ángulos de Euler se puede encontrar en [46].

### 3.2.1.3 Cuaterniones

Los cuaternios o cuaterniones son una extensión de los números reales, similar a la de los números complejos. Mientras que los números complejos son una extensión de los reales por la adición de la unidad imaginaria  $i$ , los cuaterniones son una extensión generada de manera análoga añadiendo las unidades imaginarias  $i$ ,  $j$  y  $k$  a los números reales. Un cuaternión está dado por:

$$a = (q_0, q_1, q_2, q_3) = (q_0, \mathbf{q}), \quad \mathbf{q} = (q_1, q_2, q_3) \quad (15)$$

Las operaciones sobre los cuaterniones están basadas en el uso de tres “números complejos”  $\mathbf{i}$ ,  $\mathbf{j}$  y  $\mathbf{k}$ , con la propiedad de que  $\mathbf{i} = \mathbf{j} = \mathbf{k} = \mathbf{ijk} = -1$ . Estos números son análogos a los vectores unitarios en tres dimensiones y  $\mathbf{q}$  se puede escribir como:

$$\mathbf{q} = q_1 \mathbf{i} + q_2 \mathbf{j} + q_3 \mathbf{k} \quad (16)$$

Si el cuaternión  $b$  está dado por  $b = (p_0, \mathbf{p})$ . La suma y multiplicación de cuaterniones están dadas por:

$$a + b = (p_0 + q_0, \mathbf{p} + \mathbf{q}) \quad (17)$$

$$ab = (p_0 q_0 - \mathbf{p} \cdot \mathbf{q}, p_0 \mathbf{p} + p_0 \mathbf{q} + \mathbf{q} \times \mathbf{p}) \quad (18)$$

Otra manera de definir la multiplicación de cuaterniones es:

$$\begin{aligned}
 ab = & (p_0q_0 - p_1q_1 - p_2q_2 - p_3q_3) + (p_0q_1 + p_1q_0 + p_2q_3 - p_3q_2)\mathbf{i} \\
 & + (p_0q_2 - p_1q_3 + p_2q_0 + p_3q_1)\mathbf{j} \\
 & + (p_0q_3 + p_1q_2 - p_2q_1 + p_3q_0)\mathbf{k}
 \end{aligned} \tag{19}$$

La definición del producto punto y del producto cruz para cuaterniones se puede revisar en [47]. La magnitud de un cuaternión está dada por:

$$|a|^2 = q_0^2 + q_1^2 + q_2^2 + q_3^2 = q_0^2 + \mathbf{q} \cdot \mathbf{q} \tag{20}$$

Los cuaterniones tienen un neutro multiplicativo, el cuaternión  $(1, \mathbf{0})$ , y el inverso del cuaternión está dado por:

$$a^{-1} = \frac{1}{|a|^2} (q_0 - \mathbf{q}) \tag{21}$$

Donde  $(q_0 - \mathbf{q}) = \bar{a}$ , es decir el conjugado del cuaternión  $a$ .

Hasta este punto, solo se ha definido de manera general al cuaternión, sin embargo, es posible utilizarlos para llevar a cabo rotaciones.

Un cuaternión puede ser interpretado como un desplazamiento angular expresado en la representación eje-ángulo (cualquier desplazamiento angular en 3D puede ser descrito como una única rotación alrededor de un eje único, en este caso no se refiere a un eje del plano cartesiano, si no a cualquier línea sobre la cual se puede aplicar una rotación), de la forma  $(\theta, n)$ , donde  $\theta$  representa la magnitud de la rotación sobre el eje de rotación  $n$  [45].

Supóngase que se usa la parte vectorial del cuaternión para representar un punto en el espacio:

$$\mathbf{p} = (0, \mathbf{p}) \tag{22}$$

Donde  $\mathbf{p}$  se conoce como un cuaternión puro, es decir su parte real es igual a 0. Los componentes de  $\mathbf{p} = (x, y, z)$  corresponden a la ubicación de un punto. Ahora se considera el cuaternión:

$$r = \left( \cos \frac{\theta}{2}, \sin \frac{\theta}{2} \mathbf{v} \right) \tag{23}$$

Donde  $\mathbf{v}$  es un vector unitario (longitud o norma 1) y  $r$  es un cuaternión unitario ( $|r| = 1$ ), además ( 23 ) corresponde a la representación eje-ángulo.

Utilizando la ecuación ( 21 ) y ( 23 ) se tiene que:

$$r^{-1} = \left( \cos \frac{\theta}{2}, -\sin \frac{\theta}{2} \mathbf{v} \right) \quad (24)$$

Considerando el producto entre  $p$  que representa un punto en el espacio y  $r$ , se obtiene el cuaternión:

$$p' = rpr^{-1} \quad (25)$$

El cuaternión  $p'$  tiene la forma  $(0, \mathbf{p}')$  donde:

$$\mathbf{p}' = \cos^2 \frac{\theta}{2} \mathbf{p} + \sin^2 \frac{\theta}{2} (\mathbf{p} \cdot \mathbf{v}) \mathbf{v} + 2 \sin \frac{\theta}{2} \cos \frac{\theta}{2} (\mathbf{v} \times \mathbf{p}) - \sin \frac{\theta}{2} (\mathbf{v} \times \mathbf{p}) \times \mathbf{v} \quad (26)$$

$p'$  es la representación de un punto, de hecho,  $p'$  es el resultado de rotar el punto  $\mathbf{p}$   $\theta$  grados alrededor del eje  $\mathbf{v}$ .

Finalmente, se puede obtener una matriz de rotación  $\mathbf{R}$  como en la ecuación ( 10 ), de la siguiente forma:

$$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} 1 - 2 \sin^2 \frac{\theta}{2} (v_y^2 + v_z^2) & 2 \sin^2 \frac{\theta}{2} v_x v_y - 2 \cos \frac{\theta}{2} \sin \frac{\theta}{2} v_z & 2 \sin^2 \frac{\theta}{2} v_x v_z + 2 \cos \frac{\theta}{2} \sin \frac{\theta}{2} v_y \\ 2 \sin^2 \frac{\theta}{2} v_x v_y + 2 \cos \frac{\theta}{2} \sin \frac{\theta}{2} v_z & 1 - 2 \sin^2 \frac{\theta}{2} (v_x^2 + v_z^2) & 2 \sin^2 \frac{\theta}{2} v_y v_z - 2 \cos \frac{\theta}{2} \sin \frac{\theta}{2} v_x \\ 2 \sin^2 \frac{\theta}{2} v_x v_z - 2 \cos \frac{\theta}{2} \sin \frac{\theta}{2} v_y & 2 \sin^2 \frac{\theta}{2} v_y v_z + 2 \cos \frac{\theta}{2} \sin \frac{\theta}{2} v_x & 1 - 2 \sin^2 \frac{\theta}{2} (v_x^2 + v_y^2) \end{bmatrix} \quad (27)$$

La matriz  $\mathbf{R}$  podría ser más entendible usando las siguientes identidades trigonométricas:

$$\cos \theta = \cos^2 \frac{\theta}{2} - \sin^2 \frac{\theta}{2} = 1 - 2 \sin^2 \frac{\theta}{2} \quad (28)$$

$$\sin \theta = 2 \cos \frac{\theta}{2} \sin \frac{\theta}{2} \quad (29)$$

Además  $v_x^2 + v_y^2 + v_z^2 = 1$ .

La información fue tomada y adaptada de [48], sin embargo otras fuentes importantes son [45, 47].

### 3.3 Parámetros estadísticos

Un parámetro es un número que resume la gran cantidad de datos que pueden derivarse del estudio de una variable estadística[49]. Intenta resumir toda la información que hay sobre una población.

Un estadístico (en algunos casos se le llama parámetro estadístico) es una cantidad numérica calculada sobre la muestra de una población, el cual resume la información sobre algún aspecto, de tal manera que permite la caracterización de los datos.

#### 3.3.1 Principales parámetros estadísticos

De manera habitual los parámetros se agrupan en las siguientes categorías:

- Medidas de posición: Se trata de valores de la variable estadística que se caracterizan por la posición que ocupan dentro del rango de valores posibles de esta
  - Las medidas de tendencia central: medias, moda y mediana
  - Las medidas de posición no central: cuantiles (cuartiles, deciles y percentiles)
- Medidas de dispersión: Resumen la heterogeneidad de los datos, lo separados que estos están entre sí
  - Absolutas: recorridos, desviaciones medias, varianza, y desviación típica
  - Relativas: coeficiente de variación, coeficiente de apertura, recorridos relativos e índice de desviación respecto de la mediana
- Medidas de forma: Su valor informa sobre el aspecto que tiene la gráfica de la distribución. Entre ellas están los coeficientes de asimetría y los de curtosis

En este trabajo la media y la varianza se usan para describir a la marcha. A continuación se exponen con mayor detalle.

*Media:* Es el valor característico de una serie de datos cuantitativos, representa el promedio de dicha serie, se calcula de la siguiente manera:

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (30)$$

*Varianza:* Mide el grado de dispersión de los valores de una muestra respecto a la media. Se calcula según la siguiente ecuación:

$$\sigma^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n} \quad (31)$$

### 3.4 Lógica difusa

La lógica difusa (fuzzy logic) permite tratar información imprecisa como estatura media, temperatura baja o mucha fuerza[50], o para el caso concreto de este trabajo, mínima alteración de la marcha y alteración sustancial de la marcha. Está basada en la teoría de conjuntos difusos presentada por Lofti A. Zadeh, la cual es una extensión de los conjuntos clásicos.

Existen dos tipos de sistemas difusos, a saber, Mamdani y Takagi-Sugeno. Debido a la simplicidad y buenos resultados, para este trabajo se usa el sistema Mamdani, que de hecho es el más usado.

En la Figura 14 se muestra el esquema de cómo funciona un sistema difuso Mamdani.

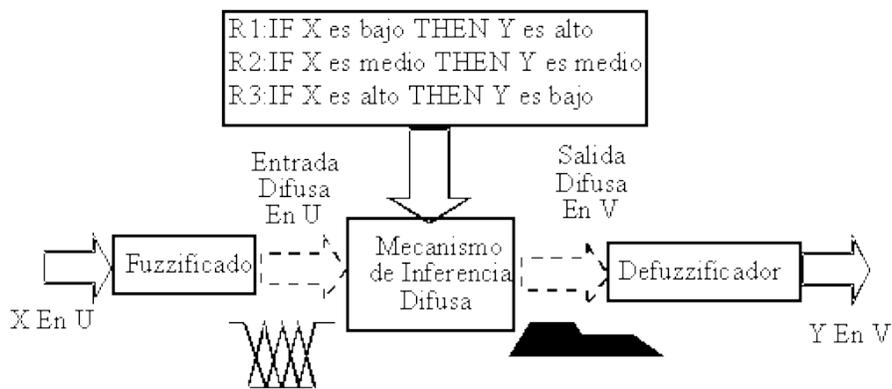


Figura 14 - Configuración básica de un sistema tipo Mamdani.

Como método para defuzzificación o desborrosificación, es decir para obtener una salida numérica, se usa el método de centro de gravedad, el cual está definido por la siguiente ecuación:

$$y_a = \frac{\int_S y \mu_Y(y) dy}{\int_S \mu_Y(y) dy} \quad (32)$$

Donde  $y_a$  corresponde al valor de salida defuzzificado,  $\mu_Y$  es la función de pertenencia del conjunto de salida Y, cuya variable de salida es y. S es el dominio o rango de integración.

### 3.5 Conclusión

Las UMIs son de gran utilidad para la extracción de los PET en la marcha, tales como longitud, velocidad y altura de la zancada, entre otros. Para resumir y describir a la marcha mediante los PET es necesario utilizar los parámetros estadísticos, ya que estos forman una colección de medidas descriptivas que pueden emplearse para caracterizar la distribución de una serie de datos. Los más comunes se consideran la media y la varianza.

Ya se describió a groso modo las herramientas matemáticas que permiten la representación de la orientación. Sin embargo, todavía es necesario describir una estrategia que permita estimar la orientación de las IMUs, lo cual se hará en los capítulos siguientes.

Por último, el uso de los sistemas difusos es una buena opción para este trabajo, debido a la imprecisión de los criterios a considerar para evaluar la marcha dictados por la MDS-UPDRS.

Además el uso de sistemas difusos tipo Mamdani es una buena opción ya que su implementación es sencilla y permite buenos resultados con pocos cálculos.

# Capítulo 4. Mediciones triaxiales y bilaterales mediante UMI en pacientes con EP

---

## 4.1 Sistema de medición

El sistema de medición se compone de dos partes, las UMIs, el software que se encarga de la recolección y almacenamiento de las señales y por último la base de datos encargada de almacenar los parámetros que definirán a la marcha.

### 4.1.1 UMIs

Las IMU que se usan en este trabajo tienen una frecuencia de muestreo máxima de 50 Hz. Cada unidad cuenta con un acelerómetro, un magnetómetro y un giroscopio, con la capacidad de medir en 3 ejes (X, Y y Z), en total 9 grados de libertad. Además cada unidad cuenta con un microcontrolador y una unidad de transmisión Bluetooth.

El microcontrolador recibe las señales que provienen de los sensores, realiza una conversión analógica-digital, y construye una cadena de texto con el siguiente formato:

$$\begin{aligned} &A \text{ } ace_x, ace_y, ace_z \\ &G \text{ } gir_x, gir_y, gir_z \\ &M \text{ } mag_x, mag_y, mag_z \end{aligned}$$

Donde A, G y M sirven como banderas para indicar a que dispositivo corresponden los siguientes 3 valores, los cuales corresponden a los ejes x, y, y z.

Después de procesar la cadena, el microcontrolador la envía al transmisor Bluetooth. Una vez que la computadora recibe dicha cadena, ésta es procesada por el software del sistema de medición convirtiéndola a valores numéricos. Estos valores numéricos representan la salida de los 3 sensores en volts, por lo que es necesario convertirlos (traducirlos) a las unidades de los sensores (aceleración, velocidad angular, etc...).

Previo al paso de la conversión, es necesario realizar una calibración de los sensores, la cual se explica en el anexo B.

### 4.1.2 Software de captura y almacenamiento de las señales

El software para la captura y almacenamiento de las señales fue desarrollado en LabVIEW 2014. En la Figura 15 se muestra la pantalla principal del software

Dentro de las características del software se encuentran las siguientes:

- Emparejamiento automático de los dispositivos vía bluetooth
- Asistencia en el proceso de calibración de las UMIs
- Captura de los datos que transmiten las UMIs
- Conversión a unidades de ingeniería
- Almacenamiento de las señales

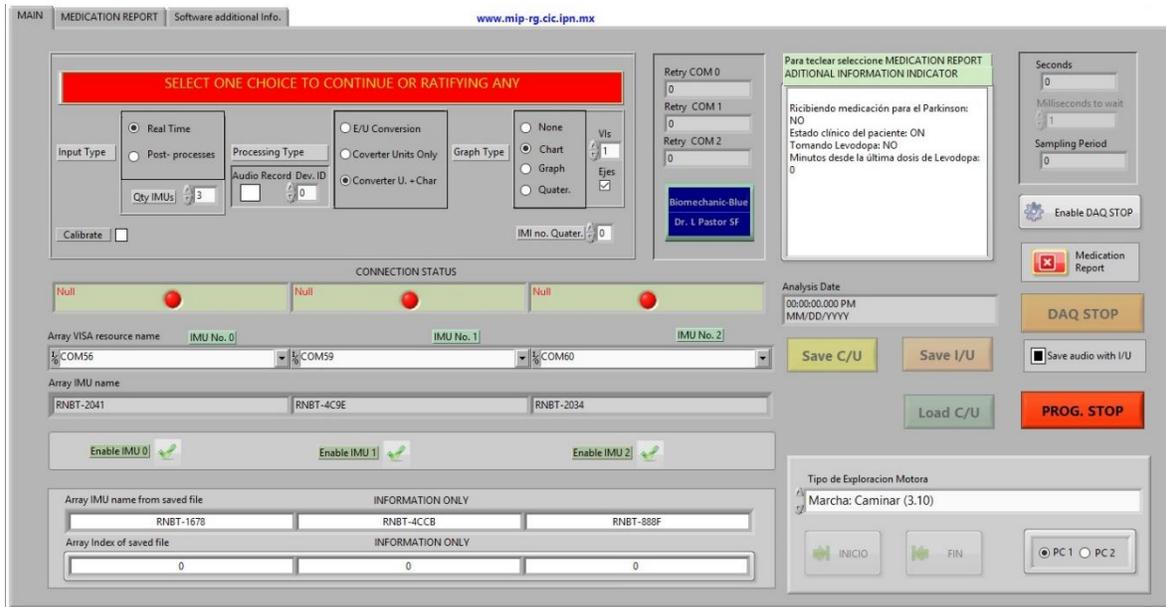


Figura 15- Pantalla principal del software para adquisición y almacenamiento de las señales

#### 4.1.3 Base de datos

La base de datos tiene un rol importante en el sistema de medición, ya que ésta es la que guarda la información de los pacientes, los registros de sus sesiones de EMM, los parámetros que caracterizan a la marcha por cada sesión.

La base de datos fue desarrollada en Microsoft Access 2013. La interacción de LabView con la base de datos se hace a través del "Database Connectivity Toolkit".

La estructura de la base de datos se presenta en la Figura 16, de donde se desprende lo siguiente:

En la tabla paciente se almacenan todas los datos de las personas que participaron en este trabajo, ya sean personas con EP o personas de control, siendo esto indicado en el campo tipo.

La tabla `caracteristica_paciente` contiene todos aquellos datos que brindan información adicional para los modelos de clasificación. El campo `longitud_cadera_tobillo` juega un papel importante como se verá más adelante.

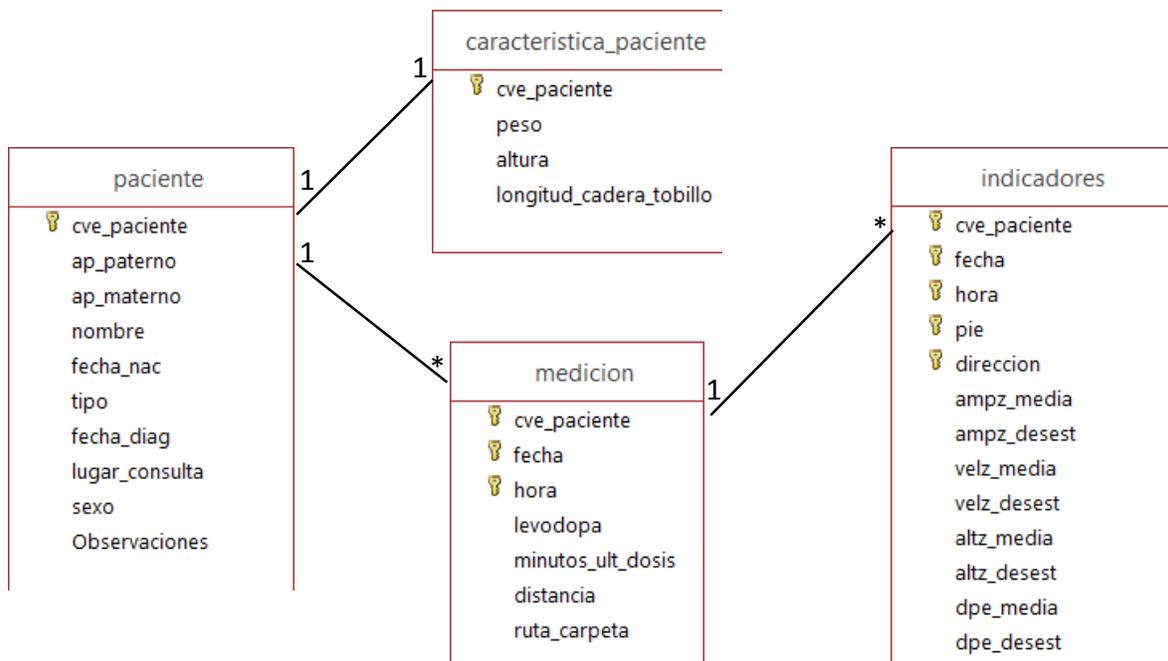


Figura 16 - Diagrama de la estructura de la base de datos

La tabla `medición` almacena la información relacionada con cada sesión de medición de cada paciente. Si en un mismo día una persona tiene dos o más sesiones de medición, la diferencia la hace el campo `hora`. El campo `ruta_carpeta` tiene la dirección en donde se encuentran los archivos generados por el sistema de medición y así poder realizar el procesamiento de las señales.

La tabla `indicadores` contiene todos los parametros de la marcha, una vez procesada la información de las señales. Los últimos 8 campos de la tabla se analizarán más adelante.

## 4.2 Protocolo a seguir en casa sesión de exploración motora de la marcha

Durante cada sesión de EMM, se siguió un protocolo basado en las indicaciones dadas en [5], las cuales se especificarán más adelante. Este protocolo consiste en la ubicación de los sensores y las tareas a realizar.

#### 4.2.1 Ubicación de los sensores,

Como ya se vio durante la revisión del estado del arte, los sensores generalmente se colocan en alguna parte de las extremidades inferiores, ya sea en la espinilla o en el zapato (pie). En este trabajo se usan dos UMIs, las cuales se colocan en el tobillo de cada pierna como se muestra en la Figura 17, con el objetivo de que sea posible analizar ambos lados del cuerpo.



Figura 17 - Ubicación de las UMIs en las personas durante una medición de la marcha.

Colocar las UMIs en los tobillos en vez de colocarlo en el zapato presenta una ventaja, que al momento de pisar se evita que el acelerómetro responda al contacto con el suelo e introduzca ruido.

#### 4.2.2 Protocolo de medición durante la marcha

Cada sesión de EMM consiste en una serie de tareas, las cuales están descritas por la MDS-UPDRS. Las indicaciones tácitas para evaluar la marcha se expresan a continuación:

*“La marcha se explora mejor haciendo que el paciente camine alejándose y acercándose al evaluador, de forma que se pueda observar fácilmente los lados izquierdo y derecho del cuerpo de manera simultánea. El paciente debe caminar al menos 10 metros (30 pies), luego girar y volver hacia el evaluador”[5].*

El protocolo a seguir, por parte del paciente es el siguiente:

1. Completamente de pie y en estado de reposo, comienza la marcha hasta un punto previamente indicado. Una vez alcanzado este lugar el paciente hace un alto total
2. Se elige un sentido hacia donde girar, para enseguida dar un giro de 180°, según sus posibilidades físicas. Una vez completado el giro, el paciente realiza un alto total

3. En estado de reposo, el paciente comienza la marcha, siguiendo el mismo camino que tomó en el paso 1.

### 4.3 Análisis de las señales

Para poder extraer información de las distintas señales, es necesario poder entender el comportamiento de las mismas, dentro de las distintas etapas del protocolo en la EMM, es por eso que se considera importante ubicar distintas etapas y fases de la marcha dichas señales.

#### 4.3.1 Acelerómetro

Las señales del acelerómetro ofrecen una importante ayuda visual en la detección de el número de zancadas realizadas y de las fases de apoyo.

En la Figura 18, se muestran las señales de cada uno de los ejes del acelerómetro del pie derecho, así como también unos círculos blancos que encierran unos picos en eje Z. Dichos picos representan cada uno de las zancadas que dio la persona, sin embargo la longitud o intensidad de la zancada no depende de la altura del pico. Cabe mencioar que el eje Z queda en la misma dirección a la que se desplaza la persona cuando camina (vease Figura 17).

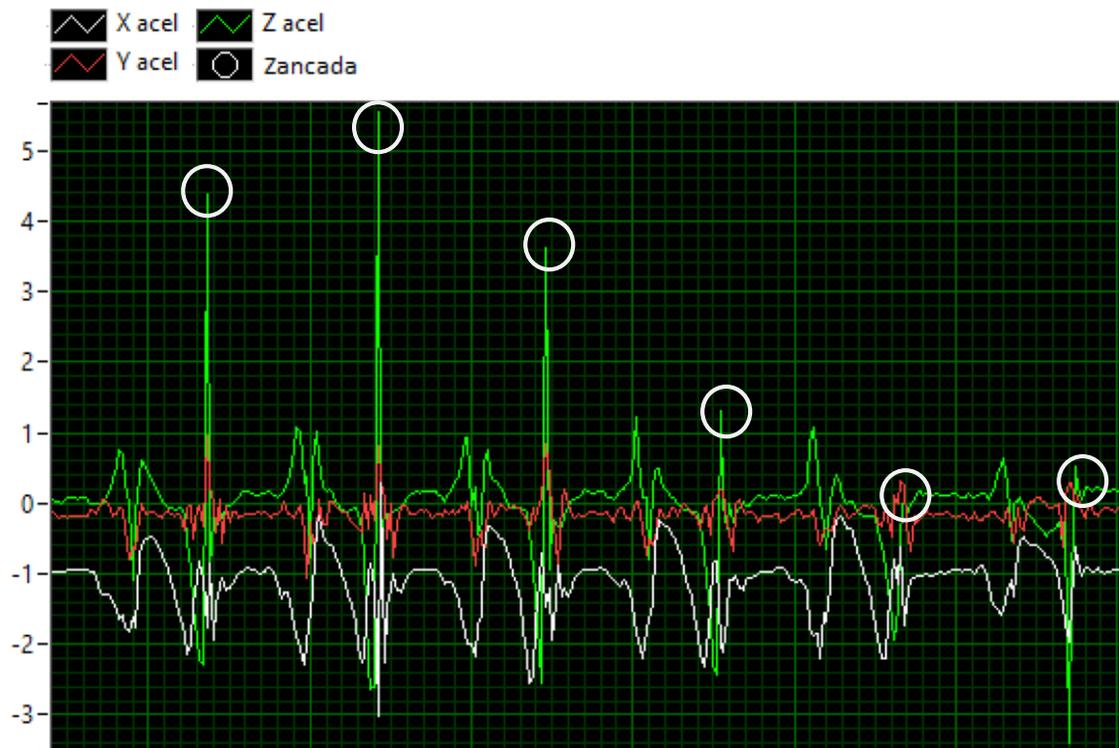


Figura 18 – Señales correspondientes a cada eje de acelerómetro

La Figura 19 es un acercamiento de la Figura 18, pero eliminando el eje Z, esto con el objetivo de mostrar de una manera clara cómo es posible visualizar y determinar las fases de apoyo, las cuales se encuentran encerradas en color verde. Cabe notar que, debido a que en la fase de apoyo el movimiento del pie es mínimo, podría decirse que en ese lapso de tiempo la aceleración del pie debería ser cero, sin embargo como el acelerómetro mide la aceleración estática en el eje X, la fase de apoyo puede ubicarse alrededor de -1G.



Figura 19 – Fase de apoyo ubicada en el eje X del acelerómetro.

#### 4.3.2 Giroscopio

Al igual que el acelerómetro, el giroscopio ofrece información sobre el número de zancadas y sobre la fase de apoyo.

Observando la Figura 20 es posible ver que el eje Y del giroscopio (Y se puede imaginar como el eje sobre el que gira la rodilla) aporta bastante información. Por ejemplo los valles muy pronunciados indican una zancada, los cuales se pueden ver encerrados con un círculo blanco.

En comparaciones realizadas con videos de las mediciones, se llegó a la conclusión de que la profundidad del valle es proporcional a la longitud de la zancada, de hecho, se puede

observar que en la sexta zancada el valle es más pequeño que en las 5 anteriores porque, para alcanzar el punto indicado de parada fue necesario una zancada más pequeña.

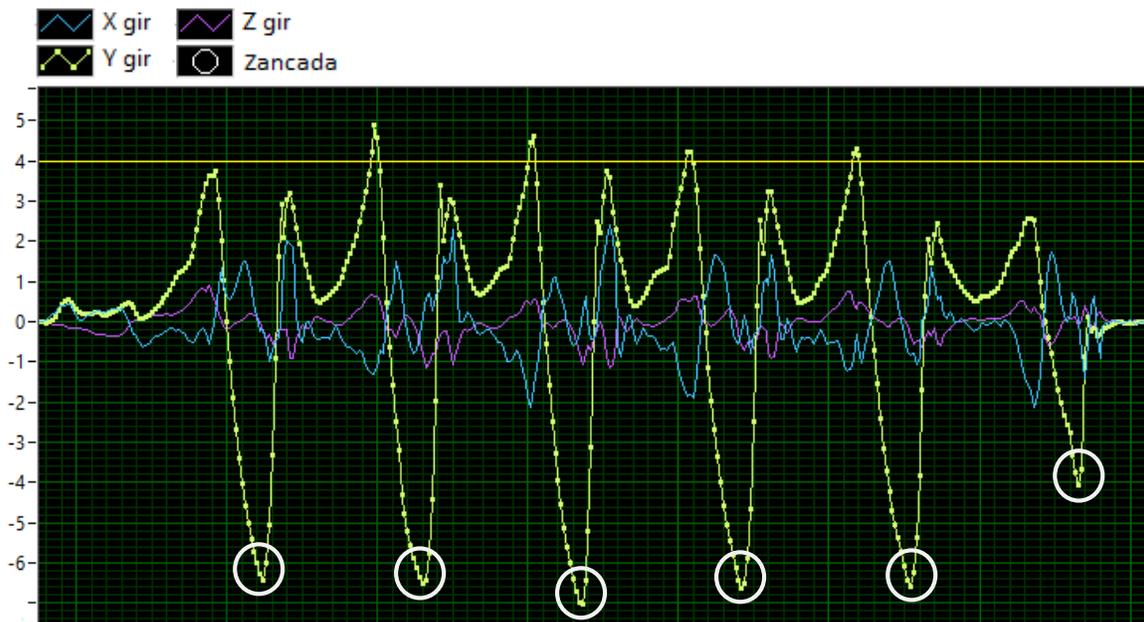


Figura 20 – Señales de cada eje del giroscopio en una medición de la marcha.

Para poder ubicar las fases de apoyo es importante empalmar la señal X del acelerómetro con la Y del giroscopio. Como se puede ver en la Figura 21, las fases de apoyos localizadas en la señal del eje X del acelerómetro (véase Figura 19), corresponden a los valles (ubicados dentro de los círculos blancos) de la señal del eje Y del giroscopio.

La ventaja de usar la señal del giroscopio en vez del acelerómetro para la detección de las fases de apoyo, es que la señal del giroscopio contiene menos ruido. De igual manera, el detectar el número de zancadas es menos propenso a errores usando el giroscopio.

#### 4.3.3 Magnetómetro

Debido a la naturaleza del magnetómetro, solamente es posible detectar el número de zancadas. En la Figura 22, se pueden ver las señales de los 3 ejes del magnetómetro. El eje Y es el que menos información aporta, en cambio tanto en el eje X y Z es posible identificar claramente las zancadas, las cuales se están señaladas por los círculos.

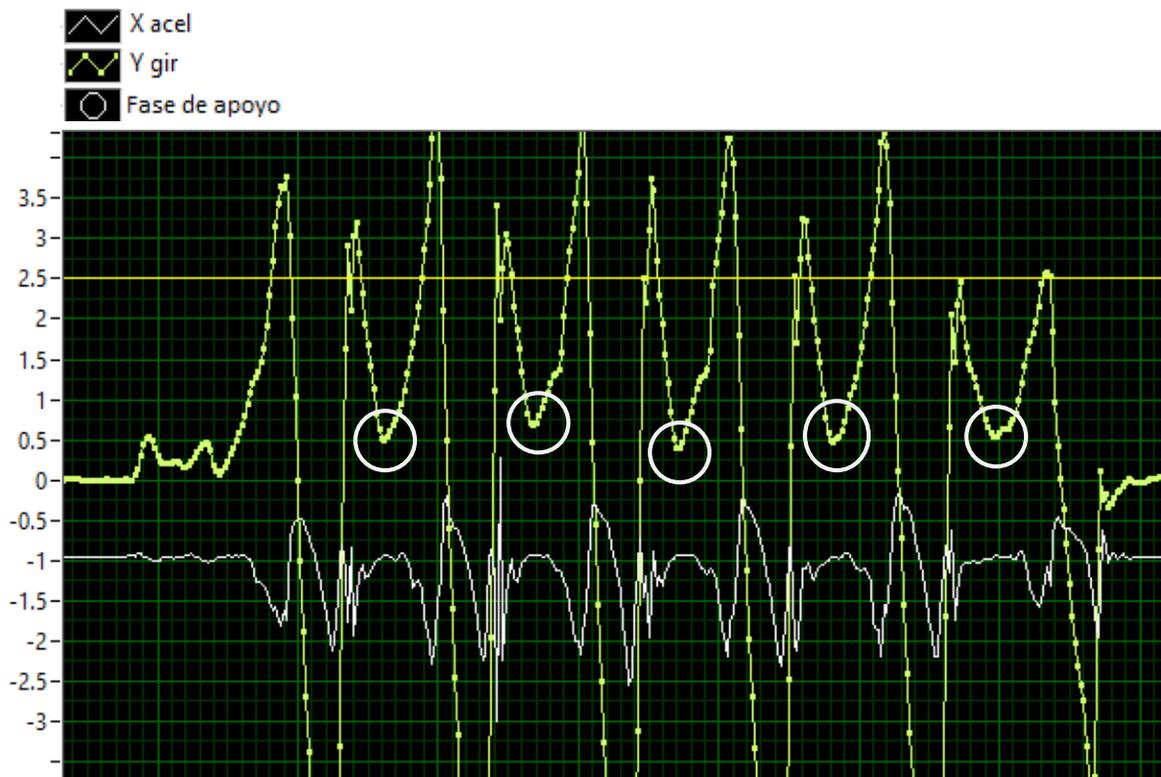


Figura 21 – Señales del eje X del acelerómetro y del eje Y del giroscopio superpuestas

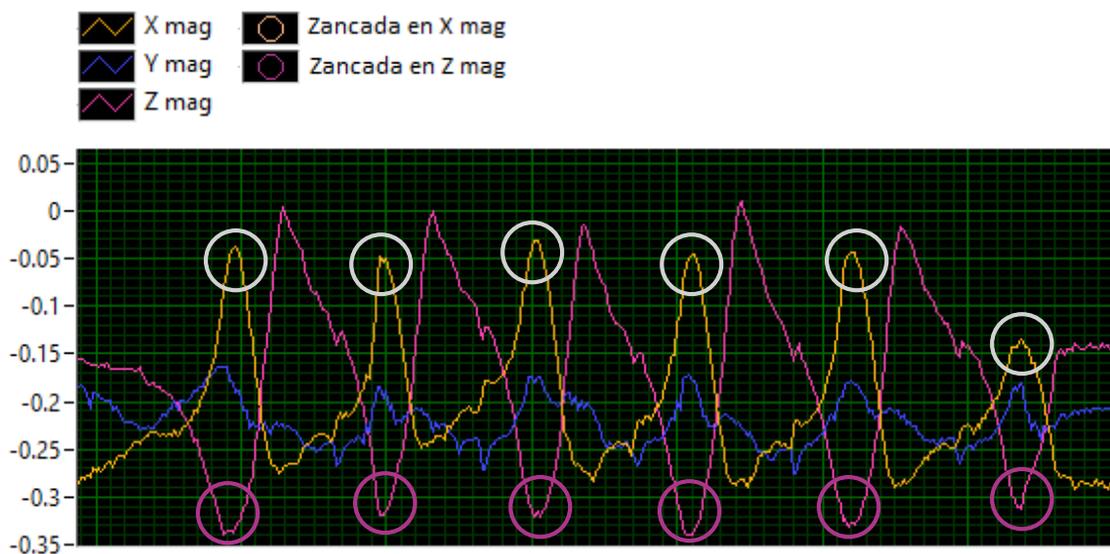


Figura 22 – Señales de los 3 ejes del magnetometro

Nótese que en la señal del eje X, los picos indican zancadas, y en el eje Z las zancadas están indicadas por los valles.

#### 4.3.4 Frecuencia de muestreo

Como ya se mencionó anteriormente el sistema de medición realiza un muestreo de la señal con una frecuencia de 50 Hz, es decir, con un periodo igual a 20 milisegundos. Esta frecuencia puede parecer baja a los estándares actuales, sin embargo es importante recordar que cada UMI cuenta con 9 grados de libertad y que además se usan dos UMI en cada sesión de EMM, lo que produce una carga considerable para el sistema.

Sin embargo, esta frecuencia de muestreo se considera adecuada. Según [14], se ha encontrado que la frecuencia de un temblor en una persona con EP oscila entre 4 y 6 Hz, y según [51] es ampliamente aceptado que la frecuencia de un temblor oscila entre 3 y 12 Hz. Claro está que este trabajo no trata sobre temblor, sin embargo, este es la manifestación más observada y predominante en la EP, y obviamente un temblor tiene una frecuencia más alta que la que tienen las zancadas en la marcha. En la Figura 23 y Figura 24 se muestran las señales del giroscopio en la marcha y debajo la transformada de Fourier.

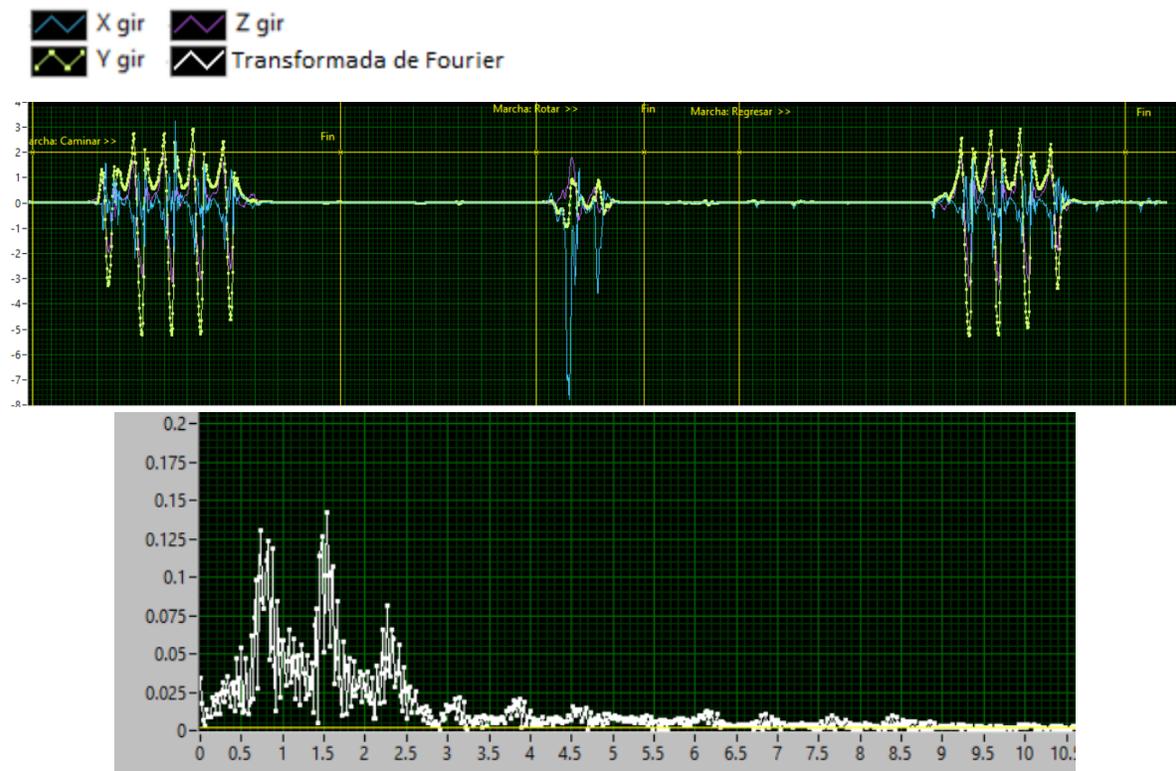


Figura 23- Señal de giroscopio y espectro de frecuencias de una persona sana

Como se puede observar en las figuras Figura 23 y Figura 24 , las componentes principales de frecuencias, en el caso de una persona sana y una con EP, se encuentran por debajo de los 5Hz, con lo que se puede decir que la frecuencia de muestreo es más de 10 veces el ancho de banda de la señal.

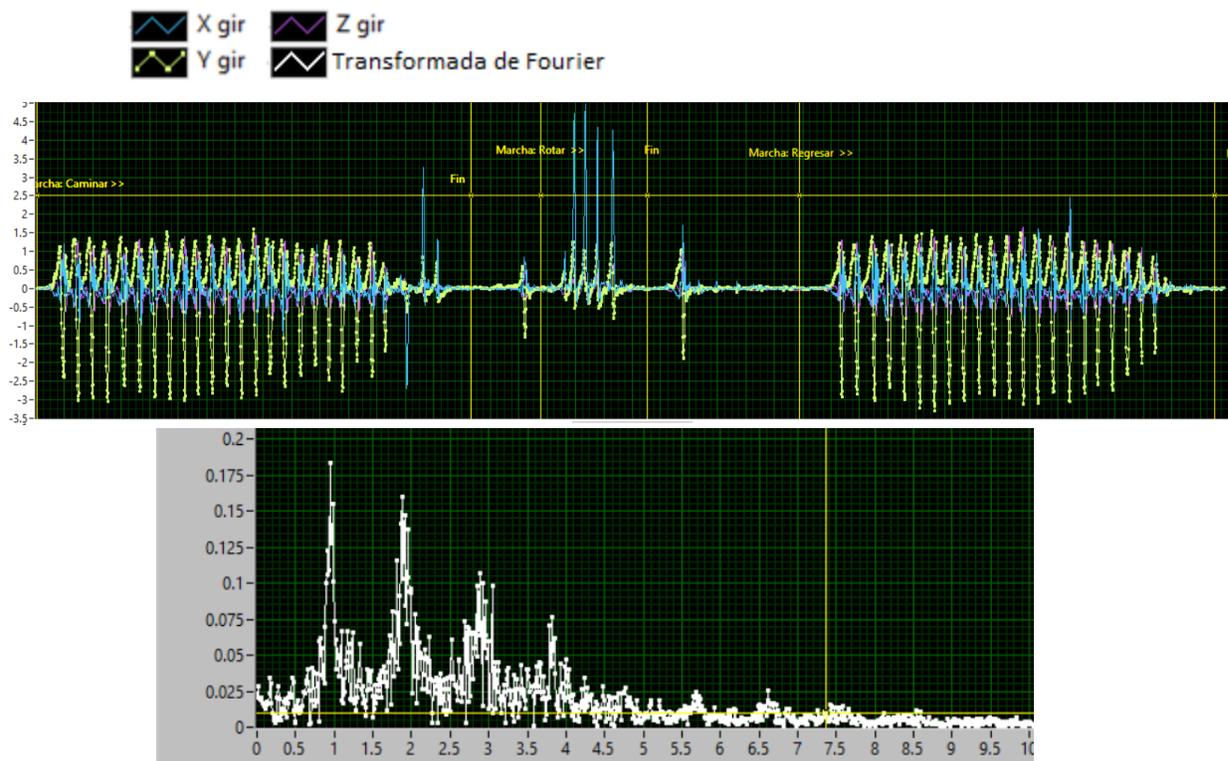


Figura 24 - Señal de giroscopio y espectro de frecuencias de una persona con EP en estado avanzado

#### 4.4 Conclusión

En este trabajo se usa el giroscopio para la detección de las fases de apoyo y contabilizar el número de zancadas. Además que presenta una ventaja ante el acelerómetro, ya que es posible que al colocar el pie sobre el suelo, el acelerómetro reaccione e introduzca ruido a la señal. La ventaja sobre el magnetómetro es obvia, debido a que las fases de apoyo no son detectables.

Como se mostrará en el siguiente capítulo, detectar las fases de apoyo cobra mucha importancia en este trabajo, ya que a partir de esto es posible ubicar el inicio y final de cada zancada y por ende extraer y calcular los indicadores biomecánicos de la marcha.

De igual manera, es importante calcular el número de zancadas, porque esto permitirá corroborar que las fases de apoyo detectadas sean la cantidad correcta y evitar resultados erróneos.

Por último, es importante mencionar que el protocolo que se sigue en la EMM ha sido de gran ayuda para poder homogeneizar las tareas a realizar y por ende obtener resultados en condiciones homogéneas para cada persona.

## Capítulo 5. Procesamiento de las señales y extracción de indicadores biomecánicos de la marcha

---

La etapa del procesamiento de las señales, extracción de indicadores biomecánicos y la evaluación de la marcha se realizaron bajo el entorno de programación LABView 2014. Cabe aclarar que dichas etapas se desarrollaron de manera independiente al software de captura y almacenamiento de las señales presentado en el apartado 4.1.2 *Software de captura y almacenamiento de las señales*.

### 5.1 Pre procesamiento de las señales

Una vez que se ha realizado la EMM y se han almacenado las señales de las UMIs, se puede proceder a la extracción de los indicadores biomecánicos de la marcha y posteriormente extraer los parámetros que permiten describirla para su correcta evaluación y clasificación.

Como primer paso, es necesario aplicar un algoritmo que estime la orientación de los sensores a partir de las señales de estos. Para explicar la necesidad de esto es necesario imaginarse una UMI que se coloca en la espinilla de una persona, al caminar, el sensor cambia su orientación, al cambiar la orientación, su sistema de coordenadas de igual manera cambia, provocando dos cosas:

1. La señal de aceleración que se obtenga, estará referenciada sobre los ejes coordenadas del sensor los cuales rotan debido al movimiento de la pierna ( $a_x$  y  $a_y$  de la Figura 25), sin embargo lo que se necesita es que las señales del acelerómetro estén referenciadas sobre los ejes coordenados de la tierra ( $a_{horizontal}$  y  $a_{vertical}$  de la Figura 25) porque es sobre ese sistema de coordenadas que se mide la longitud de la zancada, entre otros.
2. La señal que se obtenga tendrá componentes de la aceleración estática en todos los ejes.

Lo que se busca es determinar en cada muestra la orientación del sensor, y proyectar las señales de aceleración sobre el plano de la tierra, de tal manera que lo que se obtenga sea, como se ilustra en la Figura 25,  $A_{horizontal}$  y  $A_{vertical}$ .

Existen dos que se pueden aplicar en este trabajo, el primero está en [10], el cual calcula la orientación del sensor en cada fase de oscilación, teniendo como parámetros iniciales cada fase de apoyo previa. El segundo está en [41], el cual, de hecho, fue desarrollado para ser usado en el seguimiento del movimiento de la marcha en aplicaciones de rehabilitación. La

diferencia de este último es que es posible estimar la orientación de los sensores sin necesidad de fases de apoyo.

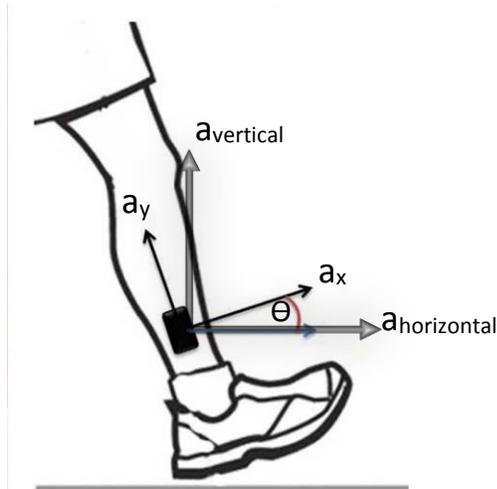


Figura 25 – Sensor ubicado en la espinilla, el cual al caminar cambia su orientación

En esencia, el algoritmo en [41] es un filtro digital, el cual ha sido comparado contra el filtro de Kalman presentando resultados muy similares con un costo y complejidad menor. El algoritmo aplica una integral sobre las señales del giroscopio para hacer una primera estimación de la orientación del sensor, partiendo de la suposición de que el sensor se encuentra sin movimiento y que uno de sus ejes se encuentra completamente alineado con la gravedad. Además utiliza las señales del acelerómetro y magnetómetro para calcular la medida del error del giroscopio, con el uso del algoritmo del gradiente descendiente.

Como resultado de implementar este algoritmo, se tienen una serie cuaterniones unitarios igual al número de muestras que tienen las señales de acelerómetro, magnetómetro y giroscopio. Cada uno de los cuaterniones se le denomina  $\bar{q}_{est,t}$  donde  $t$  indica el número de muestra al cual corresponde el cuaternión.

El objetivo de calcular la orientación es poder eliminar la componente de la gravedad de las señales de aceleración, esto con el fin de que los PET de la marcha que se extraigan de las señales del acelerómetro correspondan únicamente a la aceleración dinámica y también proyectar las señales de aceleración sobre el plano de la tierra.

Una vez que se tiene la serie de cuaterniones que representan la orientación del sensor en cada muestra, lo que se hace es lo siguiente:

$$p'_{acel,t} = \bar{q}_{est,t} * p_{acel,t} * \bar{q}_{est,t}^{-1} \quad (33)$$

Donde  $p_{accel,t}$  es el cuaternión que corresponde a la aceleración en la muestra  $t$ , expresado como un punto en el espacio de la siguiente forma de la forma:

$$p_{accel,t} = (0, accel_{x,t} \ accel_{y,t} \ accel_{z,t}) \quad (34)$$

$p'_{accel,t}$  corresponde a la señal de aceleración proyectada sobre el plano de la tierra. Para eliminar la aceleración estática es necesario definir un cuaternión de la forma:

$$g = (0 \quad 0 \quad -1 \quad 0) \quad (35)$$

Basta con aplicar la operación de suma de cuaterniones de la forma:

$$p_t = p'_{accel,t} + g \quad (36)$$

Donde  $p_t$  es el cuaternión que representa la aceleración proyectada sobre el plano de la tierra sin gravedad en la muestra  $t$ .

## 5.2 Cálculo de la fase de apoyo

Como se vio en el capítulo anterior, el cálculo de la fase de apoyo es indispensable para obtener resultados correctos. Basados en la Figura 21 es sencillo obtener las fases de apoyo. Sin embargo no se debe considerar únicamente a la señal Y del giroscopio, ya que al caminar el pie se mueve en los ejes X y Z. El procedimiento es el siguiente:

Se calcula el absoluto del giroscopio:

$$Gir_{XYZ} = \sqrt{GirX^2 + GirY^2 + GirZ^2} \quad (37)$$

Aplicando un umbral  $T$  a cada muestra del absoluto del giroscopio, se determina la fase de apoyo de la siguiente forma:

$$FA[i] = \begin{cases} 1, & Gir_{XYZ}[i] \leq T \\ 0, & Gir_{XYZ}[i] > T \end{cases} \quad (38)$$

Donde  $T$  equivale a 1. Si la muestra  $i$  corresponde a la fase de apoyo, esta vale 1, y 0 en caso de pertenecer a la fase de oscilación.

Al aplicar el umbral, se puede obtener bastante ruido, tal como se muestra en la figuras Figura 26 y Figura 27. En ambas figuras la señal que corresponde a la fase de apoyo es la misma. El objetivo de colocar ambas figuras es poder relacionar el comportamiento de la señal del eje Y y la absoluta del giroscopio, con la señal de la fase de apoyo.

En ambas figuras, se observa como la fase de apoyo contiene muchas picos de poca cantidad de muestras, el siguiente paso es poder eliminarlas a través de un filtro de mediana, el cual está dado por:

$$FA[i]' = \text{mediana}\{FA[i - l] \dots FA[i + l]\} \quad (39)$$

Donde  $l$  significa la longitud de la ventana. En este caso  $l = 3$  arroja excelentes resultados, como se observa en la Figura 28.

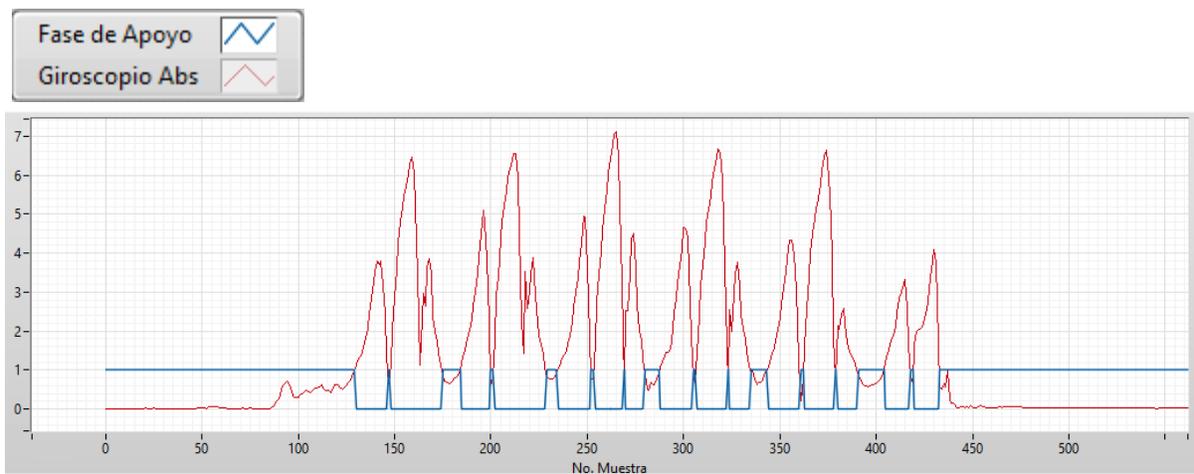
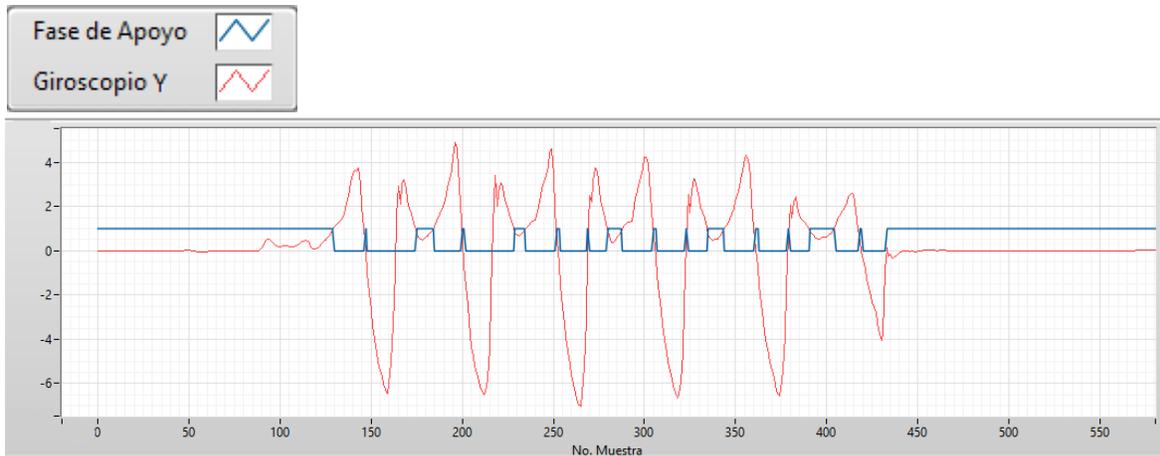
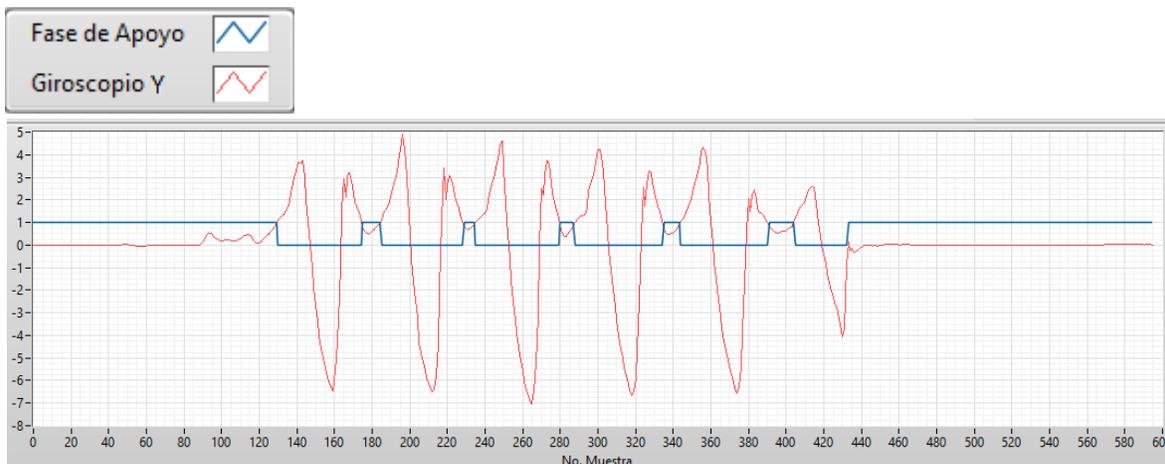


Figura 26 - Señal del absoluto del giroscopio y la fase de apoyo



**Figura 27 - Señal del eje Y del giroscopio y la fase de apoyo**



**Figura 28 - Fases de apoyo después de aplicar el filtro de mediana**

### 5.3 Cálculo de la velocidad

Una vez que se han obtenido las fases de apoyo, se procede a calcular la velocidad del pie en cada muestra. Es aquí donde el acelerómetro cobra gran importancia. El cálculo de la velocidad se hace de la siguiente manera:

$$\begin{aligned}
VelocidadX[j] &= \sum_{i=1}^{i=j} AceleracionX[i] * dt \\
VelocidadY[j] &= \sum_{i=1}^{i=j} AceleracionY[i] * dt \\
VelocidadZ[j] &= \sum_{i=1}^{i=j} AceleracionZ[i] * dt
\end{aligned}
\tag{40}$$

Donde  $dt$  es el periodo de muestreo, es decir el intervalo de tiempo entre cada muestra. En este trabajo  $dt = 0.02$ .

Es importante tener en cuenta que, por definición, en las fases de apoyo, el pie no se mueve, por lo tanto la velocidad es igual a 0. Para ajustarse a esta definición es necesario igualar a 0 todas las muestras de las señales de velocidad X, Y y Z, que correspondan a una fase de apoyo, de la siguiente manera:

$$Velocidad[i] = \begin{cases} Vel[i], & FA[i] = 0 \\ 0, & FA[i] = 1 \end{cases}
\tag{41}$$

La ecuación anterior aplica para las señales X, Y y Z de la velocidad.

### 5.3.1 Eliminación de la deriva

Al aplicar las ecuaciones ( 40 ) y ( 41 ) a las señales X,Y y Z del acelerómetro se obtiene la velocidad, sin embargo se presenta un problema, el cual consiste en que justo antes de que se inicie una fase de apoyo, la velocidad no es tan baja como se esperaría. Esto se traduce a que no es congruente que justo antes de que el pie se encuentre totalmente en reposo, este se mueva rápido, lo que se esperaría es que la velocidad fuera disminuyendo suavemente hasta hacerse igual a 0. A esto le denominamos deriva.

La Figura 29 muestra el problema de la deriva señalándolo en círculos de color azul. La señal que se observa es la velocidad en X.

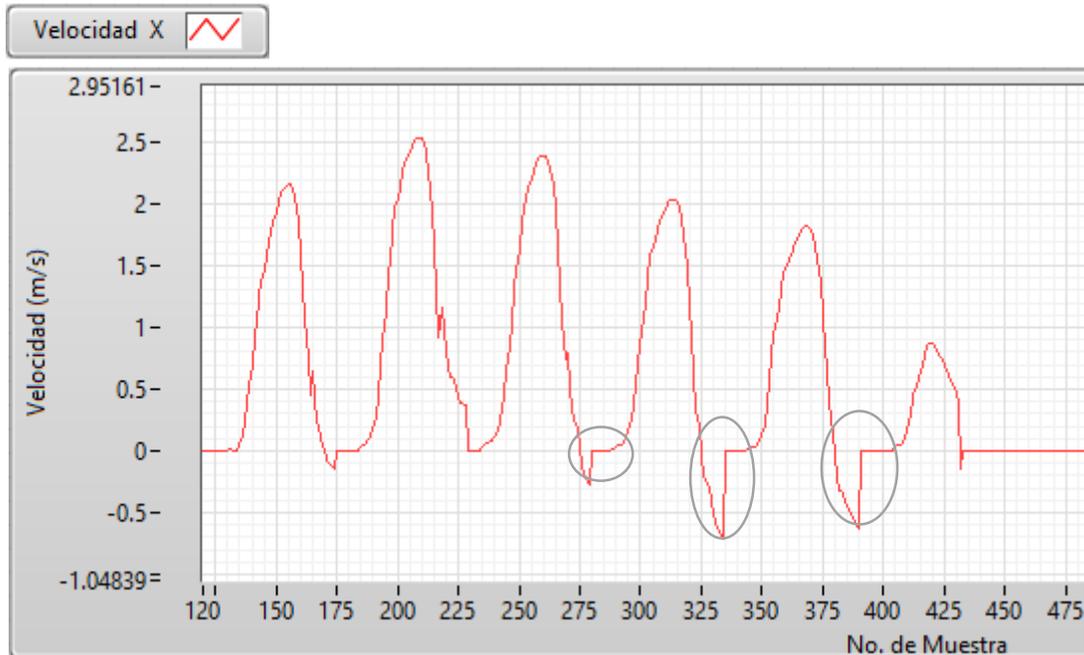


Figura 29 - Señal que corresponde a la velocidad en X con el problema de la deriva

Para solucionar el problema de la deriva y suavizar el comportamiento de la velocidad muestras previas a una fase de apoyo, se presenta el siguiente algoritmo:

<p><b>Datos:</b> <math>inicio[ ]</math>, inicio de las fases de oscilación  <math>fin[ ]</math>, fin de las fases de oscilación  <math>n</math>, número de fases de oscilación  <math>velocidad[ ]</math>, vector que contiene la señal de velocidad</p> <p><b>Salida:</b> <math>velocidadSinDeriva[ ]</math></p> <pre> 1  for <math>i = 1, 2, \dots, n</math> 2    <math>longitudFO[i] = fin[i] - inicio[i] + 1</math> 3    <math>deriva[i] = velocidad[ fin[i] ] / longitudFO[i]</math> 4    for <math>j = 1, 2, \dots, longitudFO[i]</math> 5      <math>velocidadSinDeriva[ inicio[i] + j ] =</math>         <math>velocidad[ inicio[i] + j ] - deriva[i] * (j + 1)</math> </pre>
---

Algoritmo 1 – Corrección de la deriva en la velocidad

El algoritmo anterior se aplica para X, Y y Z. El resultado de aplicar este algoritmo se ve en la Figura 30.

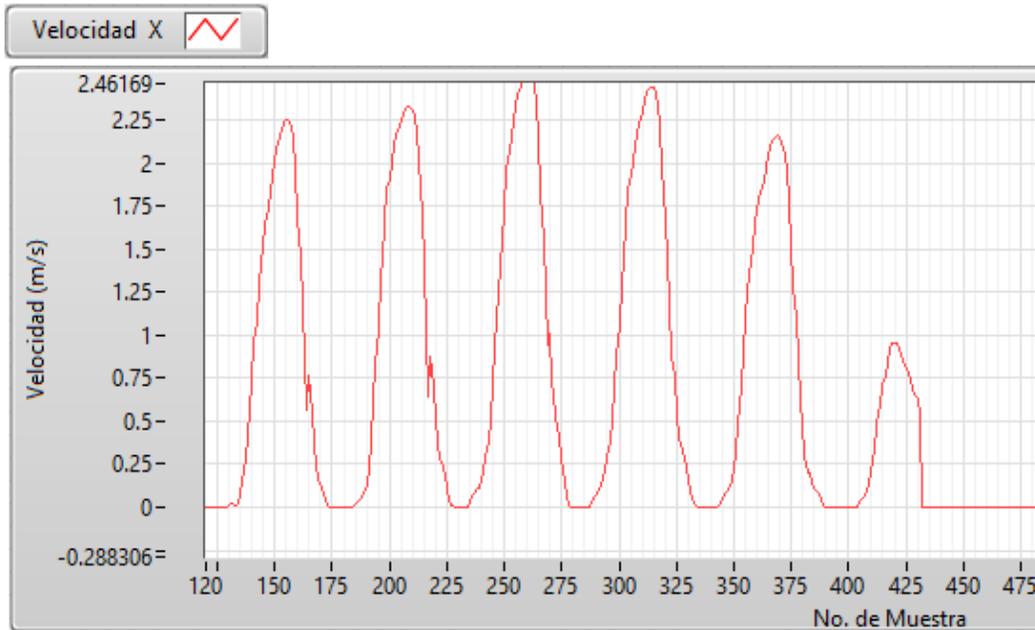


Figura 30 - Velocidad en X después de aplicar la corrección de la deriva

### 5.3.2 Registro de media cero

Para casos donde el promedio varía regularmente, se aplica la técnica de registro de media cero, la cual consiste en extraer a todas las muestras la media de estas mismas [52, 53].

En este trabajo la media cero se aplica a todas las muestras que se encuentran dentro de una fase de oscilación, solamente para el caso de las señales en el eje Z.

En las Figura 31 y Figura 32 se observa el comportamiento que tiene la señal de antes y después de aplicar el registro de media cero respectivamente, sin embargo, el efecto deseado al aplicarlo se observa en la Figura 34, las cuales corresponden al obtener la distancia en el eje Z.

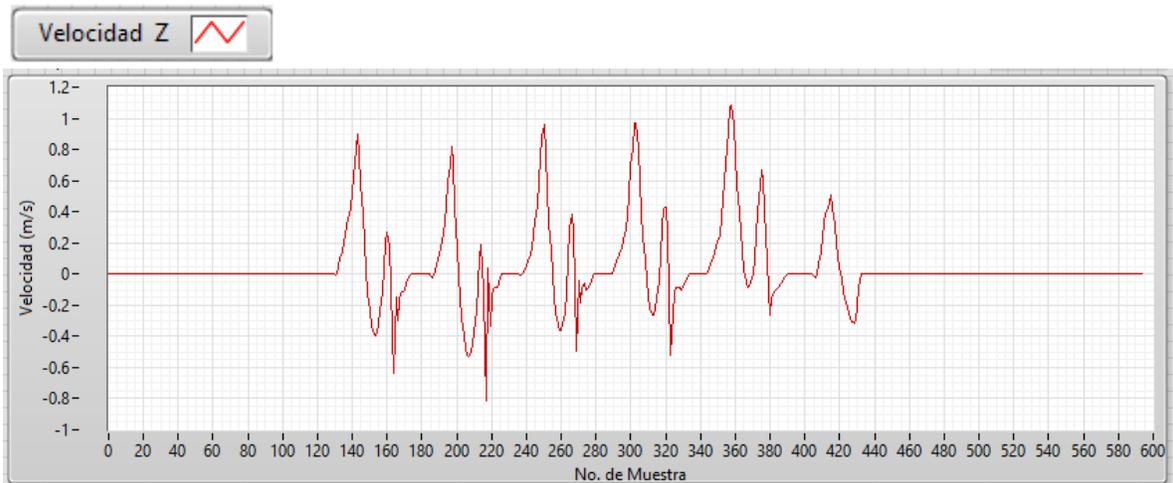


Figura 31 - Z sin aplicar el registro de media cero

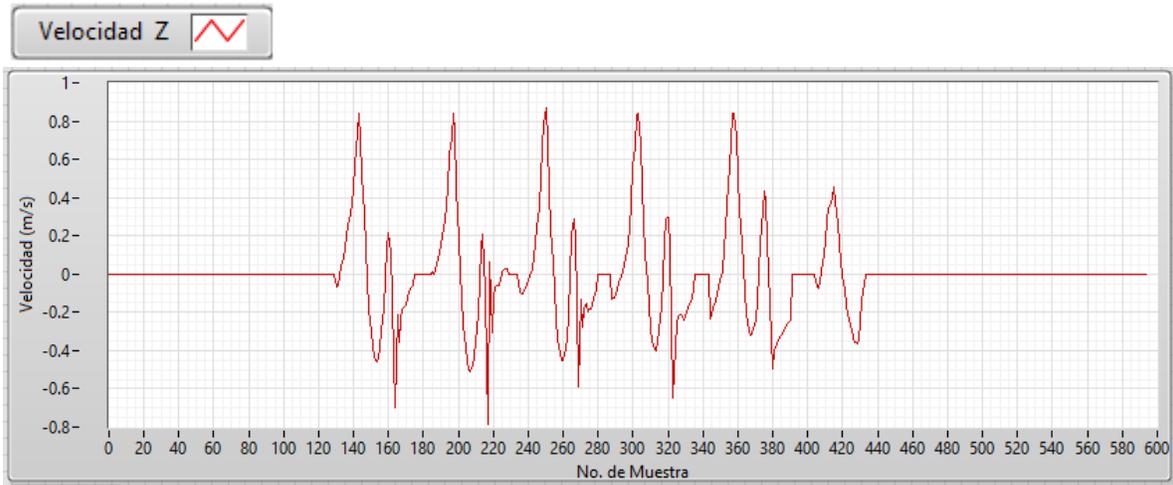


Figura 32 - Z con registro de media cero

#### 5.4 Cálculo de la distancia

Como ya es sabido, la distancia se puede calcular a través de integrar la velocidad, en el caso discreto, la sumatoria es equivalente a la integral. A continuación se expone la manera de calcular la distancia:

$$\begin{aligned}
 \text{DistaciaX}[j] &= \sum_{i=1}^{i=j} \text{VelXSinDeriva}[i] * dt \\
 \text{DistanciaY}[j] &= \sum_{i=1}^{i=j} \text{VelYSinDeriva}[i] * dt \\
 \text{DistanciaZ}[j] &= \sum_{i=1}^{i=j} \text{VelZSinDeriva}[i] * dt
 \end{aligned}
 \tag{42}$$

El resultado de aplicar las ecuaciones anteriores, a la velocidad (véase Figura 30) en el eje X es el siguiente:

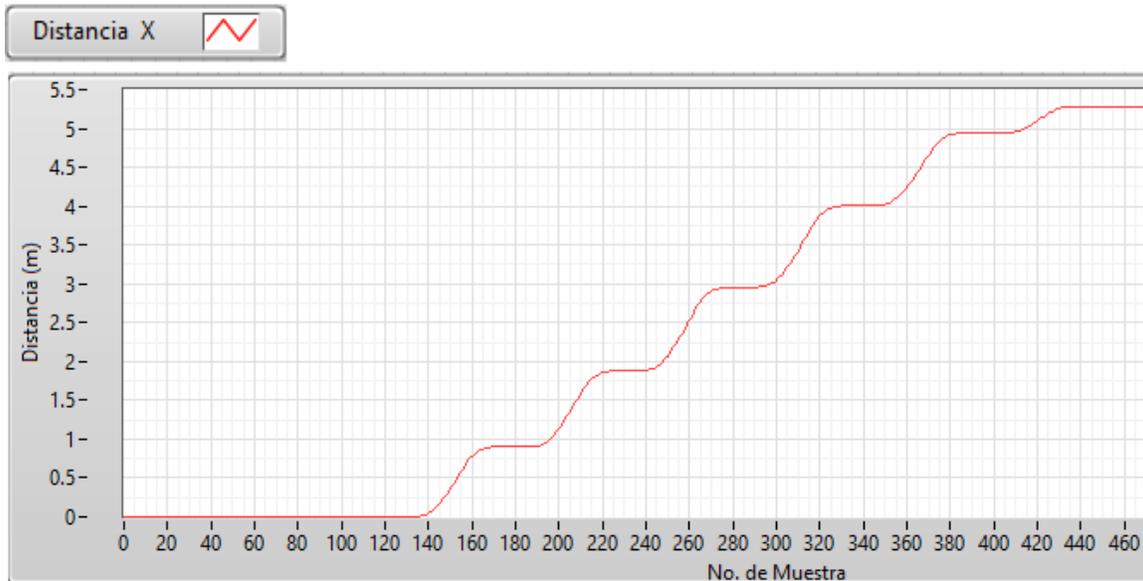
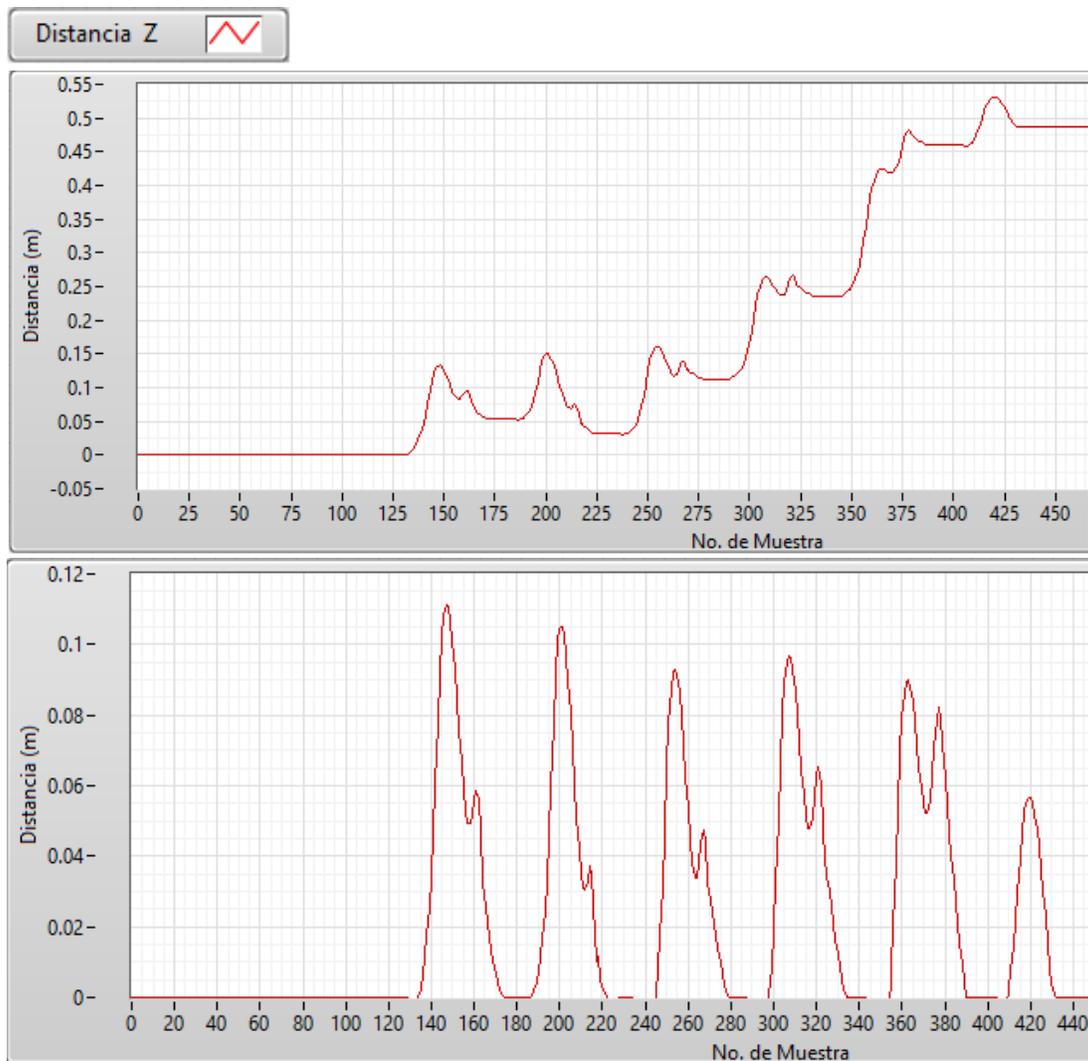


Figura 33 – Resultado de calcular la distancia en el eje X

En la Figura 34 se muestra el resultado de calcular la distancia sobre señales de velocidad en el eje Z con y sin registro de media cero.



**Figura 34 – Resultados de calcular la distancia en el eje Z. La figura de arriba corresponde al resultado de calcular la distancia a una señal de velocidad sin registro de media cero, mientras que la figura de abajo es el resultado de calcular la distancia sobre una señal de velocidad con registro de media cero.**

## 5.5 Cálculo de parámetros de la marcha a través de los indicadores

Una vez realizado los cálculos mostrados anteriormente, es necesario extraer la información que describa a la marcha, en otras palabras es necesario extraer los parámetros. A continuación se describe cuáles son los indicadores que se determinó describen a la marcha, así como el procedimiento para obtenerlos y finalmente la extracción de los parámetros a través de dichos indicadores.

### 5.5.1 Longitud de la zancada

La longitud de la zancada corresponde a la distancia cubierta entre una zancada y otra, es decir la distancia cubierta por un mismo pie durante la marcha[54].

Es necesario que por cada fase de oscilación, se calcule la longitud de la zancada. Para esto es necesario calcular una distancia absoluta de los ejes X y Y mostrados en la ecuación ( 42 ).

$$Distancia_{XY} = \sqrt{DistaciaX^2 + DistaciaY^2} \quad (43)$$

En la siguiente figura se observa el comportamiento de la distancia absoluta.

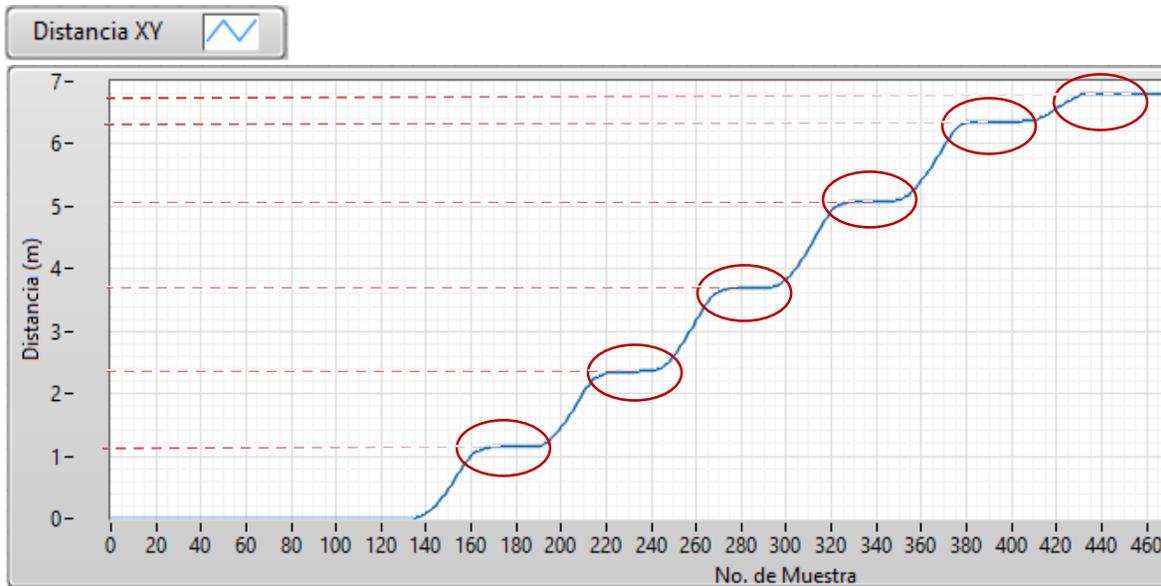


Figura 35 – Distancia absoluta de los ejes X y Y.

En la figura anterior se pueden observar algunos óvalos de color rojo, los cuales se encuentran sobre las partes en donde el pie no tiene movimiento, es decir corresponden a las fases de apoyo. Evaluar a  $Distancia_{XY}$  en las muestras que corresponden a fases de apoyo equivale a obtener la distancia total recorrida hasta esa fase de apoyo (denotado por las líneas rojas punteadas), la cual se denota por  $DistanciaAbsoluta$ .

Para calcular la distancia relativa entre cada zancada se aplica la siguiente operación

$DistanciaRelativa[i] = DistanciaAbsoluta[i] - DistanciaAbsoluta[i - 1]$  (44)  
*DistanciaRelativa* es un vector de tamaño  $n$  igual al número de fase de apoyo.

### 5.5.2 Velocidad de la zancada

La velocidad de la zancada es la razón entre la longitud de la zancada y el tiempo que toma dar una zancada, o dicho de otra manera, es la razón entre la longitud de la zancada y la duración de la fase de oscilación.

Para calcular la velocidad de la zancada es necesario identificar todas las fases de oscilación, y medir la duración en segundos, tal como se indica en la siguiente ecuación:

$$DuracionFO = NumerodeMuestras * \frac{1}{fs} \quad (45)$$

Donde  $fs$  corresponde a la frecuencia de muestreo, la cual es 50 Hz. *DuracionFO* se calcula para cada una de las fases de oscilación.

La velocidad de la zancada se calcula como se muestra a continuación:

$$VelocidadZancada[i] = \frac{DistanciaRelativa[i]}{DuracionFO[i]} \quad (46)$$

En la Figura 36 se muestra donde se ubican las fases de oscilación. En esta figura es fácil notar que la fase de oscilación tiene una duración de 35 muestras, lo que equivale a una duración de 0.7 segundos.

La distancia relativa asociada a la fase de oscilación es de 1.21 m. y dado que la duración es de 0.7 segundos, la velocidad promedio equivale a 1.72 m/s.

### 5.5.3 Altura a la que se levantan los pies

La altura a la que se levantan los pies es un indicador que según la MDS-UPDRS[5] debe evaluarse durante la marcha, ya que las personas con EP que tienen severas afectaciones en la marcha tienden a arrastrar los pies.

Este indicador se extrae de *DistanciaZ*. El comportamiento que tiene se puede ver en la Figura 37, donde se observa que en cada fase de oscilación hay un pico pronunciado. Es este pico el que se toma como medida de la altura a la que se levanta el pie.

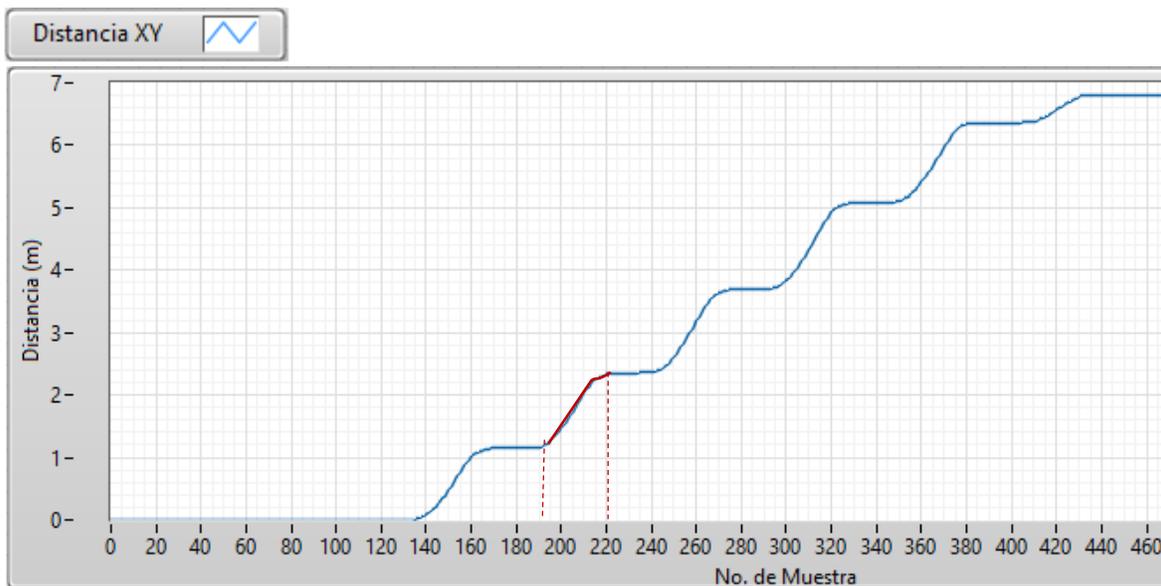


Figura 36 - Ubicación de las fases de oscilación en la señal de velocidad absoluta marcada por color rojo

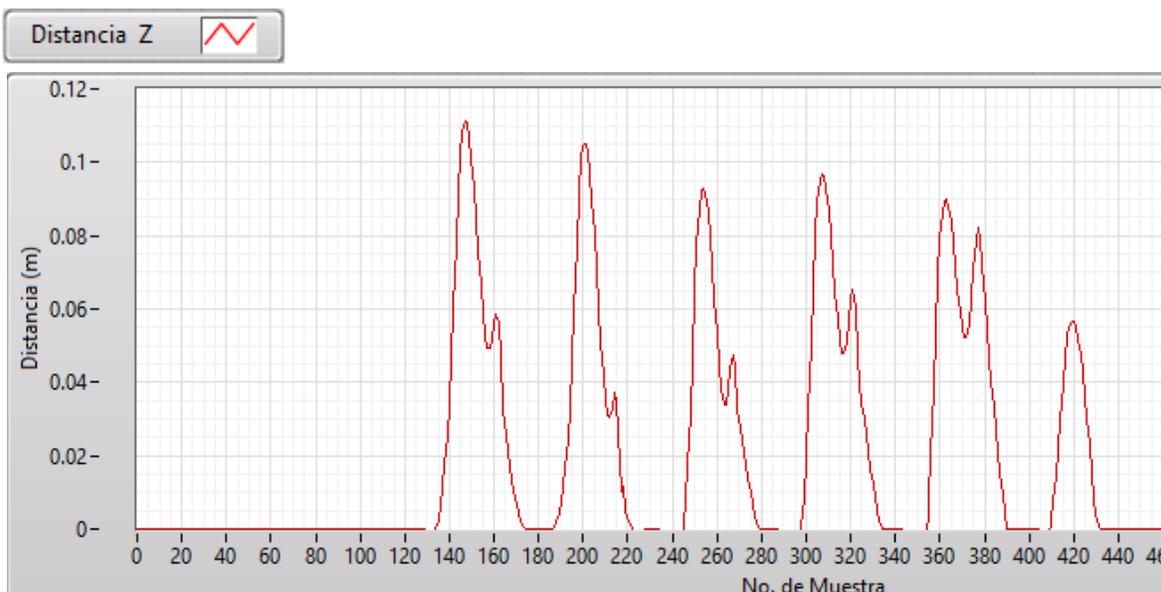


Figura 37 - Distancia en el eje Z, la cual corresponde a la altura a la que se levantan los pies

Expresado en términos matemáticos, se puede decir que la altura a la que se levantan los pies está dada por

$$Altura[i] = MAX(DistanciaZ[a] \dots DistanciaZ[b]) \quad (47)$$

Donde  $a$  corresponde al número de muestra donde inicia la  $i$  – *esima* fase de oscilación y  $b$  al número de muestra donde esta termina.

#### 5.5.4 Normalización de los indicadores

Para comparar la información de la marcha entre dos personas de diferentes alturas, se debe normalizar la información en un intento de eliminar todas las variaciones causadas por esta diferencia [32].

Basados en [32] y [55], la forma de normalizar la información de la marcha es la siguiente:

$$VelocidadZancada_N[i] = VelocidadZancada[i] * \frac{1}{\sqrt{g * L}} \quad (48)$$

$$LongitudZancada_N[i] = LongitudZancada[i] * \frac{1}{L} \quad (49)$$

$$AlturaZancada_N[i] = AlturaZancada[i] * \frac{1}{L} \quad (50)$$

Donde  $L$  corresponde a la distancia de la cadera al tobillo y  $g$  es la constante de la gravedad dada en  $m/s^2$ .

Los indicadores biomecánicos tienen unidades en m, m/s y s, sin embargo, después de normalizarlos estos pierden sus unidades y se consideran como adimensionales.

#### 5.5.5 Extracción de parámetros

A partir de los vectores resultantes en ( 48 ) - ( 50 ), se extraen los parámetros estadísticos de la marcha. En este trabajo se consideran la media y la desviación estándar para la velocidad y longitud de la zancada y únicamente la media para la altura de la zancada, dando un total de 5 parámetros.

Todos los procedimientos explicados en este capítulo, desde la etapa del pre procesamiento de las señales hasta la extracción de los parámetros, se aplica para cada una de las UMI, con el propósito de describir el comportamiento de la marcha tanto del lado derecho como del lado izquierda de manera individual.

## 5.6 Conclusión

Muchas de las ideas y métodos que se presentan en este capítulo fueron tomadas y adaptadas del software realizado por los mismos autores de [41], los cuales son más

sencillos de implementar y además no se requiere procesos exhaustivos de calibración de ciertas constantes como las técnicas presentadas en el estado del arte.

El hecho de tomar la media y la desviación estándar como parámetros para describir a la marcha fue tomada de [10], donde se explica que, es sabido que en personas de edad avanzada la velocidad de la marcha es más baja y el tiempo que tardan en dar los pasos presentan una varianza grande, también se ha demostrado que la longitud de la zancada, la variabilidad correspondiente, así como la variabilidad del tiempo de oscilación son parámetros clave para las características de la marcha en los adultos de edad avanzada.

Aunque la explicación anterior se enfoca en personas de edad avanzada se ha visto que las mismas manifestaciones se presentan en personas con EP, sin ser necesariamente de edad avanzada.

Por último, una vez concluida la etapa del procesamiento de las señales, lo que se tiene son 5 parámetros que permiten describir a la marcha por cada. Estos 5 parámetros servirán de entrada para el modelo difuso que evalúa y clasifica a la marcha en personas con EP.

## Capítulo 6. Modelo computacional para la evaluación de la marcha

---

### 6.1 Evaluación de la marcha

Según la MDS-UPDRS [5], al evaluar la marcha se deben considerar los criterios ya descritos previamente, y con estos otorgar una evaluación al paciente según la siguiente tabla

Tabla 1 – Evaluación de la marcha en la EP, según la MDS-UPDRS

Calificación	Nivel	Consideraciones
0	Normal	Sin problemas
1	Mínimo	Camina independientemente con mínima alteración de la marcha
2	Leve	Camina independientemente, pero con alteración sustancial de la marcha
3	Moderado	Requiere un dispositivo de ayuda para caminar de forma segura (bastón, andador) pero no ayuda de otra persona
4	Grave	No puede andar en absoluto o solo camina con ayuda de otra persona

Existen dos cosas a considerar, la primera es que los términos “sin problemas”, “mínima alteración” y “alteración sustancial” implican cierto grado de imprecisión, lo cual lleva a buscar evaluar la marcha a través de un modelo difuso.

La siguiente consideración es que para obtener una calificación 3 o 4, no se requiere de aplicar algún modelo difuso, ya que en ambos casos es bastante evidente si se requiere de ayuda de un bastón, de alguna persona o inclusive si la persona se encuentra imposibilitada para la marcha.

Se consideraron 2 grupos de pacientes, el grupo de control y el grupo que padece EP. El grupo de control es una parte vital de un experimento científico controlado para evitar que las apariencias lleven a conclusiones erróneas. En este caso, el grupo de control corresponde a todas aquellas personas que no presentan ninguna afectación en la marcha. El fin de utilizar un grupo de control es poder diferenciar o establecer una frontera entre una marcha sana y una marcha deficiente.

Se sobreentiende que las personas de control, poseen una marcha evaluada como normal (calificación 0) según la Tabla 1, pero las personas con EP, pueden presentar una evaluación desde el nivel normal hasta el grave (aunque en este trabajo solo se considere hasta leve).

## 6.2 Parámetros en personas de control y con EP

Se eligieron 3 indicadores biomecánicos, longitud, velocidad y altura de la zancada. A partir de estos 3 indicadores se obtienen los siguientes parámetros:

1. Media de la altura de la zancada
2. Desviación estándar de la altura de la zancada
3. Media de la velocidad de la zancada
4. Desviación estándar de la velocidad de la zancada
5. Media de la altura de la zancada

Se extrajeron los parámetros de la marcha, tanto del lado derecho como del izquierdo, de personas de control y con EP. Las personas con EP habían sido evaluadas por expertos en el área médica. El comportamiento de los parámetros anteriores se presenta a continuación.

### 6.2.1 Media y desviación estándar de la longitud de la zancada

A través de la observación y estudio de las afectaciones de la marcha en la EP, se sabe que en una marcha normal la longitud de las zancadas son uniformes, manifestándose en una desviación estándar pequeña. Las personas con EP que manifiestan problemas en la marcha tienden a dar pasos cortos, también pueden presentar variaciones en la longitud de las zancadas, el ejemplo más común es dar pasos cortos al iniciar la marcha y normalizar la longitud pasos más adelante, esto provoca una desviación estándar elevada.

En la Figura 38 se muestra el comportamiento de los parámetros que describen la longitud de la zancada. Se observan la media y la desviación estándar de las personas de control, así como las personas con EP que fueron evaluadas como normal (0), mínimo (1) y leve (2). Se nota claramente que las personas que no presentan problema alguno con la marcha se ubican con una media mayor a 1, así también se puede ver que las personas con una marcha evaluada como leve se focalizan sobre el lado izquierda de la gráfica.

### 6.2.2 Media y desviación estándar de la velocidad de la zancada

En personas con EP que presentan problemas en la marcha suelen dar pasos más lentos, lo que representa una media baja con respecto a las personas que tienen una marcha normal. También pueden presentar pasos muy rápidos al iniciar la marcha, los cuales se normalizan durante el resto de la marcha, provocando así una desviación estándar alta.

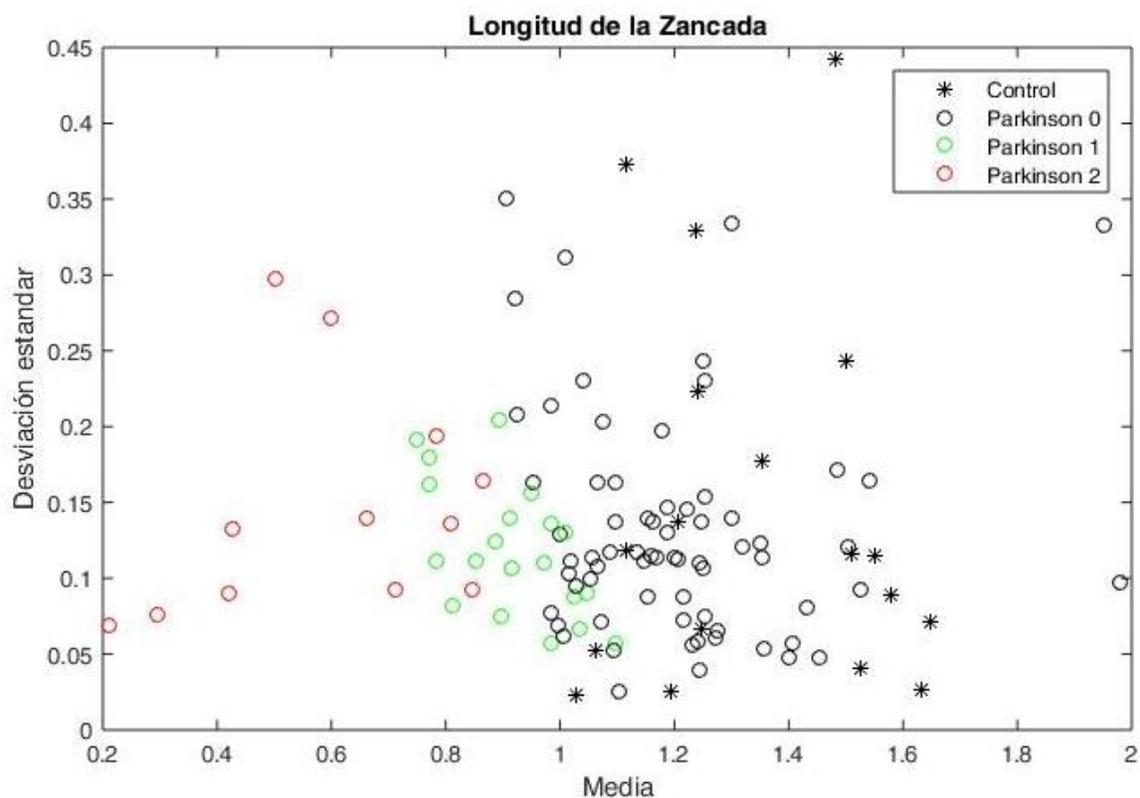


Figura 38 - Dispersión del grado de afectación en la marcha, definida a partir de la media y desviación estándar de la longitud de la zancada normalizada

En la Figura 39 se puede ver que las quienes no presentan alteraciones en la velocidad de la marcha, tanto personas con EP como de control, presentan una media mayor a 0.3, ubicándose sobre el lado derecha de la gráfica. Las personas con un nivel leve de afectación en la marcha se ubican sobre el lado izquierdo de la gráfica.

### 6.2.3 Media de la altura de la zancada

Las personas con EP que presentan complicaciones en la marcha, tienden a arrastrar los pies o elevarlos poco.

En la Figura 40 se presenta el gráfico de la media y desviación estándar de la altura de la zancada. En este caso en particular no se considera relevante la información que aporta la desviación estándar, razón por la cual no se eligió como un parámetro para describir a la marcha.

Se puede observar un comportamiento similar a la longitud y velocidad de la zancada, las personas con problemas, se agrupan del lado izquierdo de la gráfica. En la Figura 40 es notorio que son pocas las personas que presentan problemas en cuanto al arrastre de los pies, ubicadas por una media menor a 0.04.

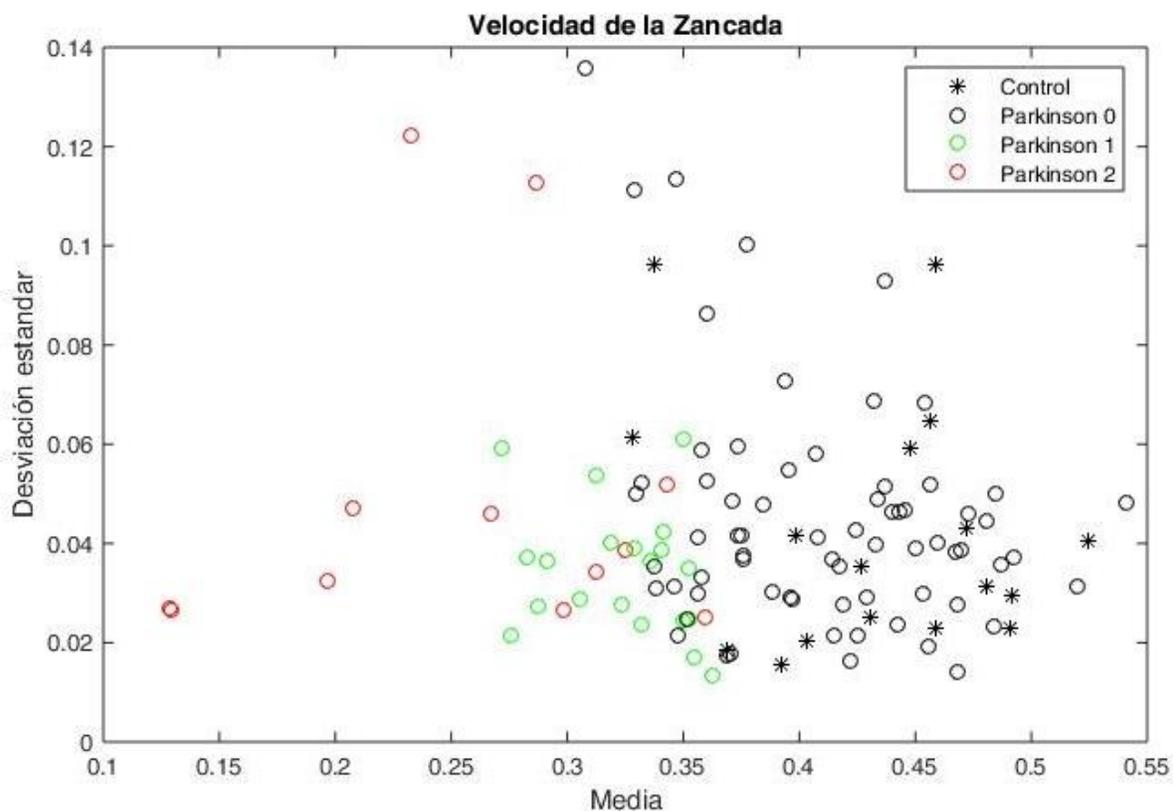


Figura 39 - Dispersión del grado de afectación en la marcha, definida a partir de la media y desviación estándar de la velocidad de la zancada normalizada

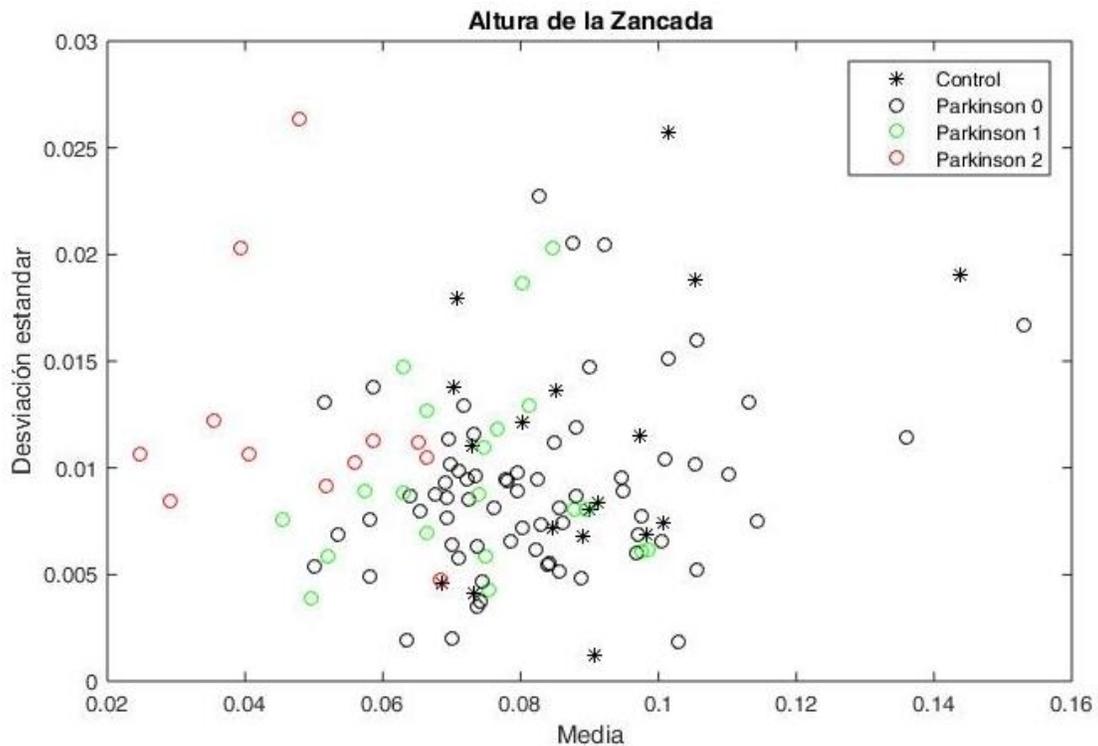


Figura 40 - Dispersión del grado de afectación en la marcha, definida a partir de la media y desviación estándar de la altura de la zancada normalizada

### 6.3 Sistema difuso

Como ya se mencionó anteriormente, el sistema difuso que se presenta para la evaluación de la marcha en pacientes con EP, cuenta con 5 variables de entrada, las cuales se denominan *variables lingüísticas*. Estas corresponden a los 5 parámetros tratados previamente.

A continuación se exponen las variables lingüísticas de entrada, de salida y las reglas de inferencia.

#### 6.3.1 Variables lingüísticas de entrada

A continuación se presentan las 5 variables lingüísticas, así como los términos lingüísticos, conjuntos difusos y las funciones de membresía asociados a cada variable lingüística.

### 6.3.1.1 Media de la amplitud de la zancada

La variable lingüística que representa la media de la amplitud de la zancada se llama `amplitud_media`.

En la Figura 41 se muestran las 3 funciones de membresía asociadas a cada conjunto difuso, donde todas son de forma trapezoidal. En la Tabla 2 se presenta el universo de discurso y la descripción de los conjuntos difusos.

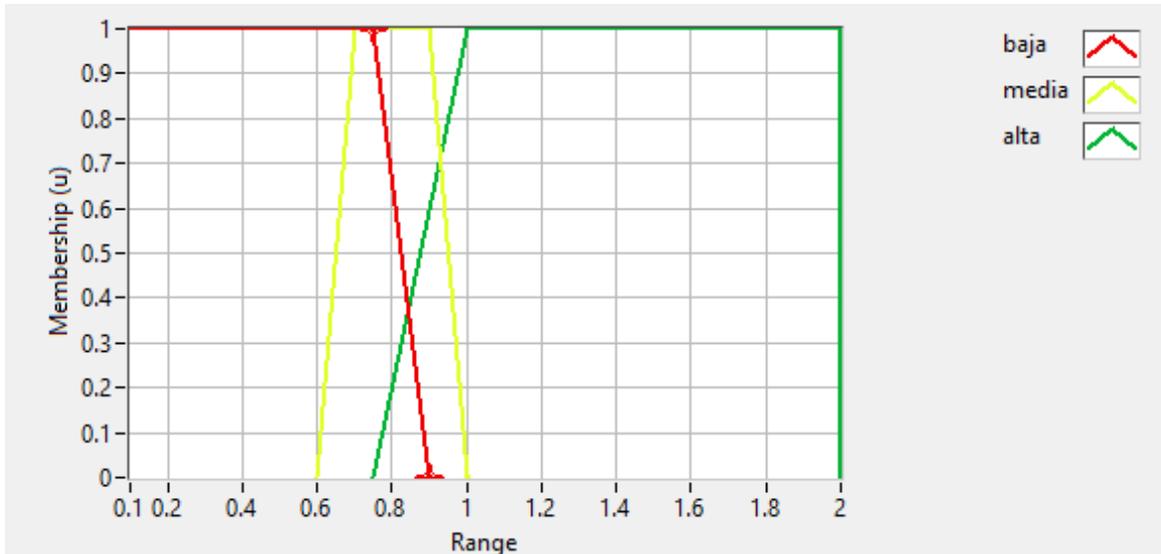


Figura 41 - Funciones de membresía de los conjuntos difusos de la variable lingüística `amplitud_media`

Tabla 2 - Conjuntos difusos de la variable lingüística `amplitud_media`

Etiqueta lingüística	Descripción	Rango
<b>Baja</b>	Media baja de la amplitud de la zancada. Puede ser indicador de problemas en la marcha.	0.2 - 0.9
<b>Media</b>	Media de la amplitud de la zancada considerada en un nivel intermedio.	0.6 - 1
<b>Alta</b>	Media alta de la amplitud de la zancada. La mayoría de las personas no presentan manifestaciones en la marcha	0.75 - 2

### 6.3.1.2 Desviación estándar de la amplitud de la zancada

La variable lingüística que representa la desviación estándar de la amplitud de la zancada se llama *amplitud\_desvest*.

En la Figura 42 se pueden observar las 2 funciones de membresía asociadas a los conjuntos difusos, que se presentan en la Tabla 3.

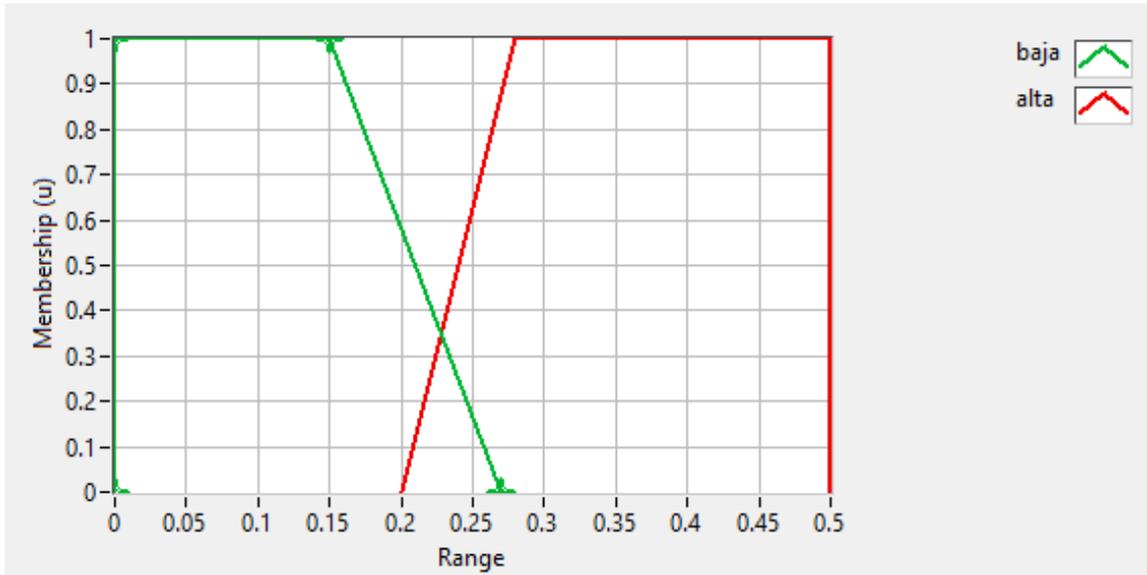


Figura 42 - Funciones de membresía de los conjuntos difusos de la variable lingüística *amplitud\_desvest*

Tabla 3 - Conjuntos difusos de la variable lingüística *amplitud\_desvest*

Etiqueta lingüística	Descripción	Rango
<b>Baja</b>	Desviación estándar baja, indica uniformidad en las zancadas.	0.02 - 0.27
<b>Alta</b>	Una alta desviación estándar indica problemas en la marcha debido a la irregularidad de las zancadas.	0.2 - 0.5

### 6.3.1.3 Media de la velocidad de la zancada

La variable lingüística que representa la media de la velocidad de la zancada se llama *velocidad\_media*.

En la Figura 43 y en la

Tabla 4 se muestran las funciones de membresía y los conjuntos asociados a esta variable lingüística.

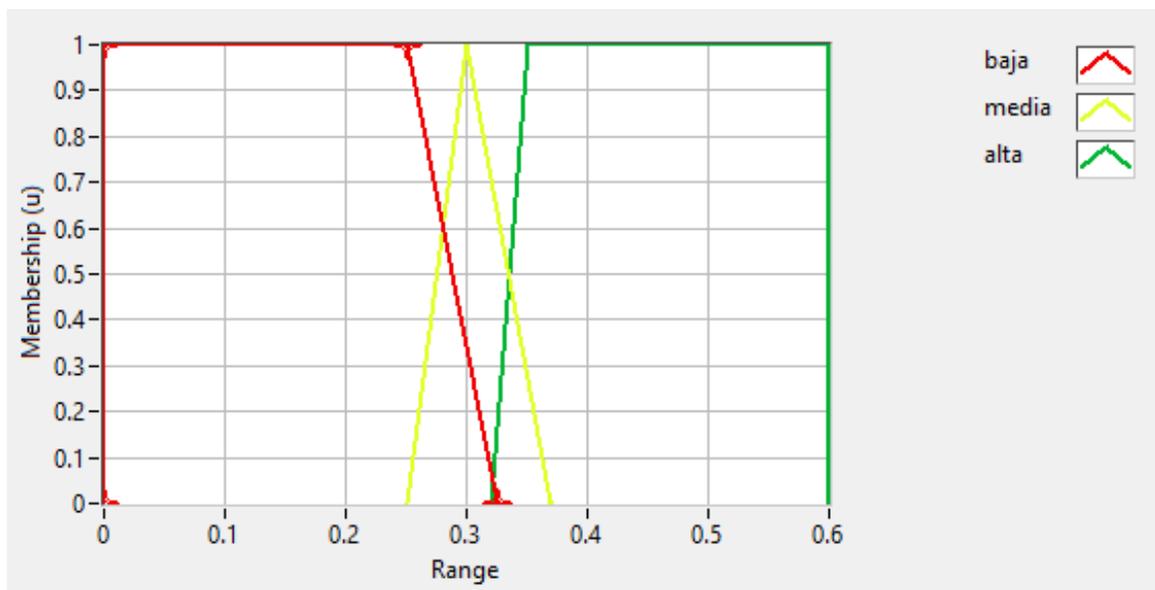


Figura 43 - Funciones de membresía de los conjuntos difusos de la variable lingüística velocidad\_media

Tabla 4 - Conjuntos difusos de la variable lingüística velocidad\_media

Etiqueta lingüística	Descripción	Rango
<b>Baja</b>	Una media baja de la velocidad de la zancada puede indicar problemas en la marcha.	0.1 - 0.325
<b>Media</b>	El nivel medio se presenta en un rango más reducido.	0.25 - 0.37
<b>Alta</b>	Un nivel alto de velocidad lo presentan las personas de control y una buena cantidad de personas con EP, lo que indica que no hay afectaciones en la marcha.	0.32 - 0.6

#### 6.3.1.4 Desviación estándar de la velocidad de la zancada

La variable lingüística que representa la desviación estándar de la velocidad de la zancada se llama velocidad\_desvest.

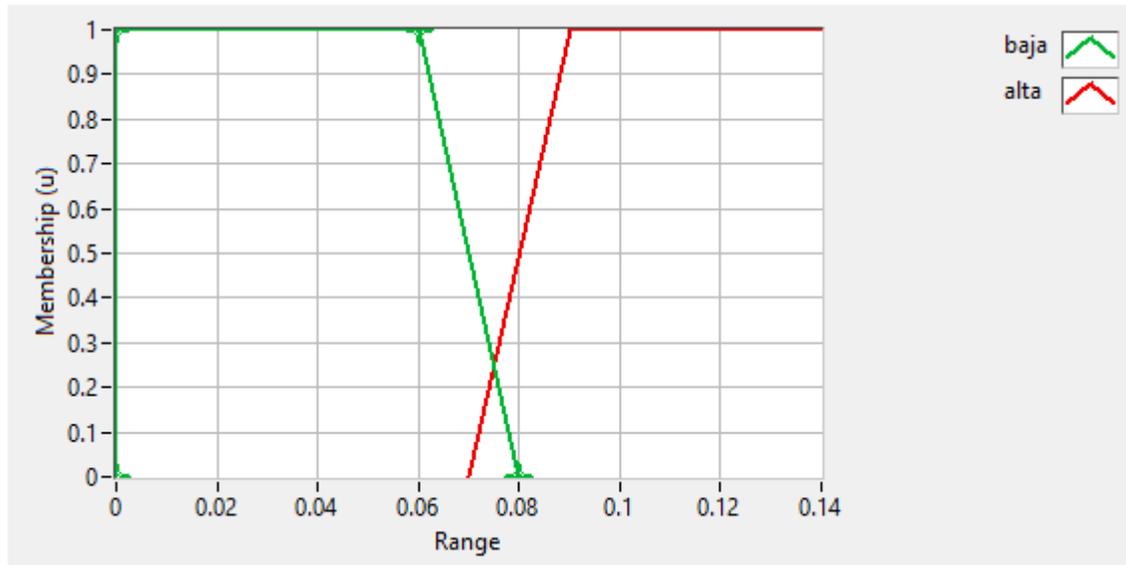


Figura 44 - Funciones de membresía de los conjuntos difusos de la variable lingüística velocidad\_desvest

Tabla 5 - Conjuntos difusos de la variable lingüística velocidad\_desvest

Etiqueta lingüística	Descripción	Rango
<b>Baja</b>	Una media baja de la velocidad de la zancada puede indicar problemas en la marcha.	0.015 - 0.08
<b>Alta</b>	El nivel medio se presenta en un rango más reducido.	0.25 - 0.38

En la Figura 44 se observan las funciones de membresía asociadas a los conjuntos difusos presentado en la Tabla 5.

#### 6.3.1.5 Media de la altura de la zancada

La variable lingüística que representa la media de la altura de la zancada se llama altura\_media.

Tabla 6 - Conjuntos difusos de la variable lingüística altura\_media

Etiqueta lingüística	Descripción	Rango
<b>Baja</b>	Zancadas donde se despega poco el pie del suelo. Puede indicar algún problema.	0.015 – 0.043
<b>Medía</b>	La elevación del pie puede no ser la más adecuada.	0.0.35 – 0.06
<b>Alta</b>	Zancadas donde el pie tiene una elevación normal.	0.055 – 0.12

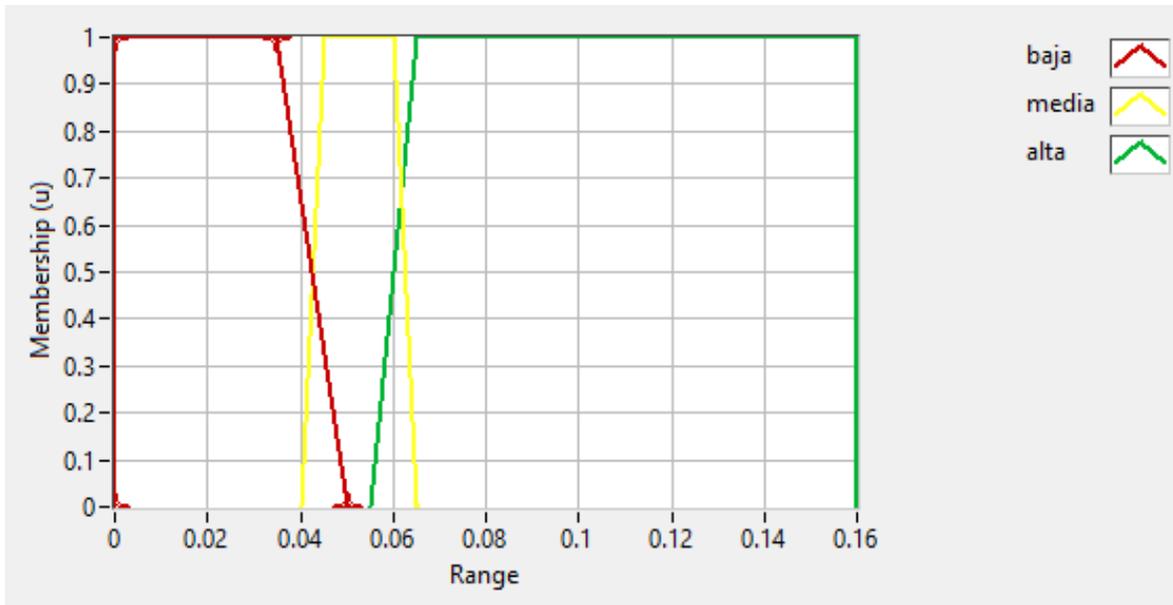


Figura 45 - Funciones de membresía de los conjuntos difusos de la variable lingüística altura\_media

En la Figura 45 se observan las funciones de membresía asociadas a los conjuntos difusos presentados en la Tabla 6.

### 6.3.2 Reglas del sistema difuso

La inferencia difusa se hace a partir de reglas del tipo IF-THEN, bajo el modelo de Mamdani. Todas las reglas usan el antecedente conectivo AND. En la Tabla 7 se pueden ver las principales reglas implementadas para este sistema difuso.

Tabla 7 - Reglas del tipo IF-THEN para evaluar la marcha

No. Regla	Longitud_media	Longitud_desvest	Velocidad_media	Velocidad_desvest	Altura_media	Evaluación
1	Alta	Baja	Alta	Baja	Baja	Normal
2	Alta	Baja	Media	Baja	Alta	Normal
3	Alta	Alta	Alta	Baja	Alta	Normal
4	Alta	Baja	Alta	Baja	Media	Normal
5	Media	Baja	Alta	Baja	Alta	Normal
6	Media	Baja	Media	Baja	Alta	Mínimo
7	Baja	Alta	Media	Alta	Baja	Mínimo
8	Baja	Baja	Alta	Baja	Alta	Mínimo
9	Baja	Baja	Alta	Baja	Media	Mínimo
10	Media	Baja	Media	Baja	Media	Mínimo

11	Media	Baja	Alta	Baja	Media	<b>Mínimo</b>
12	Alta	Baja	Baja	Baja	Alta	<b>Mínimo</b>
13	Alta	Baja	Media	Baja	Media	<b>Mínimo</b>
14	Alta	Baja	Media	Baja	Baja	<b>Mínimo</b>
15	Baja	Baja	Baja	Baja	Baja	<b>Leve</b>
16	Media	Baja	Baja	Baja	Alta	<b>Leve</b>
17	Media	Baja	Media	Baja	Alta	<b>Leve</b>
18	Baja	Alta	Baja	Alta	Media	<b>Leve</b>
19	Baja	Alta	Baja	Alta	Baja	<b>Leve</b>
20	Baja	Baja	Media	Baja	Media	<b>Leve</b>
21	Baja	Baja	Baja	Baja	Media	<b>Leve</b>
22	Media	Baja	Baja	Baja	Media	<b>Leve</b>
23	Baja	Baja	Alta	Baja	Baja	<b>Leve</b>
24	Media	Baja	Media	Baja	Baja	<b>Leve</b>
25	Baja	Baja	Media	Baja	Baja	<b>Leve</b>

### 6.3.3 Variable lingüística de salida

El sistema difuso solo cuenta con una variable lingüística de salida, llamada *evaluación*.

En la Figura 46 se observan las funciones de membresía asociadas a los conjuntos difusos presentados en la Tabla 8.

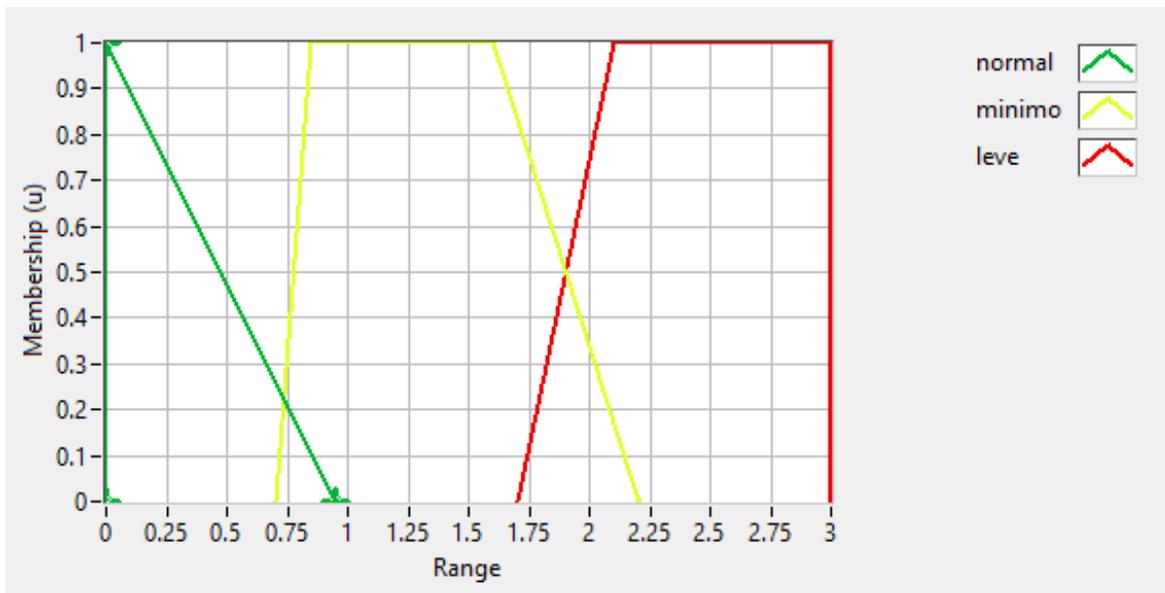


Figura 46 - Funciones de membresía asociadas a los conjuntos difusos de la variable lingüística evaluación

Tabla 8 - Conjuntos difusos de la variable lingüística de salida evaluación

Etiqueta lingüística	Descripción	Rango
<b>Normal</b>	Sin problemas en la altura de la zancada.	0 – 0.95
<b>Mínimo</b>	Mínima alteración en altura de la zancada.	0.7 – 2.2
<b>Leve</b>	Alteración sustancial en altura de la zancada.	1.7 – 3

## 6.4 Evaluación de la marcha mediante el sistema difuso

Al aplicar el sistema difuso para evaluar la marcha se tienen dos valores continuos, uno que representa la calificación para el lado derecho y otro para el lado izquierdo. Para otorgar una calificación que mejor describa a ambos lados se siguió el siguiente esquema:

1. Calcular la diferencia entre la evaluación del lado derecho e izquierdo en los pacientes de control.
2. En base a los resultados anteriores, estimar un Umbral  $T$  que represente a la diferencia absoluta que se considera normal.
3. Si la diferencia entre lado derecho e izquierdo son muy menores a  $T$  se toma la calificación del lado derecho.
4. Si la diferencia entre lado derecho e izquierdo son muy mayores a  $T$  se toma la calificación del lado que peor evalúe al paciente.
5. Finalmente, para la calificación ( $Eval$ ) obtenida en los pasos 3 o 4, se aplica una discretización, según se muestra en la Tabla 9

Tabla 9 - Tabla de discretización para la evaluación de la marcha

Rango de $Eval$	Evaluación MDS-UPDRS
<b>0 – 0.59</b>	0 – Normal
<b>0.6 - 1.59</b>	1 – Mínimo
<b>1.6 – 2.99</b>	2 – Leve

Una vez que se tiene el valor que se denomina  $Eval$ , el cual representa la calificación final del comportamiento de la marcha de una persona, este puede ser discretizado con un número mayor de categorías al que se presenta en la Tabla 9. La razón de usar 3 categorías es apearse a lo que dicta la escala MDS-UPDRS, sin embargo, si se desea hacer una distinción más clara de los distintos niveles en los que se encuentra la marcha de una persona con EP se puede usar la Tabla 10.

Tabla 10 – Tabla de discretización alternativa con un mayor número de categorías

Rango de <i>Eval</i>	Evaluación MDS-UPDRS
0 – 0.59	Normal
0.6 – 0.85	Normal-Alto
0.86 – 1.29	Mínimo- Bajo
1.3 – 1.59	Mínimo-Medio
1.6 – 1.85	Mínimo-Alto
1.86 – 2.29	Leve-Bajo
2.3 – 2.85	Leve-Medio
2.85 – 3	Leve-Alto

## 6.5 Conclusión

La lógica difusa resultó ser una herramienta de gran ayuda para la evaluación de la marcha en personas con EP, ya que una vez que se tenían los parámetros que describen la marcha tanto con personas con EP como personas sanas, junto con la experiencia y conocimiento de médicos especialistas fue sencillo generar las funciones de membresía, los conjuntos difusos y las reglas del sistema difuso.

Con respecto al indicador altura de la zancada, desde un principio se consideró tener en cuenta a la desviación estándar para la generación del sistema difuso, sin embargo, al momento de observar su comportamiento tanto en personas de control como con EP, no aportó información valiosa al momento de distinguir entre una persona con nivel normal, mínimo o leve. Esto se debe a que en el rango de valores de la desviación estándar, se encontraban todos los niveles (normal, mínimo y leve) sin un orden y estructura clara.

## Capítulo 7. Resultados y discusión

---

### 7.1 Muestreo de datos para validación del modelo

Para la validación del sistema difuso se contó con las señales de un total de 33 pacientes, tanto de personas con EP como de control, teniendo un total de 59 registros de exploraciones motoras. Un resumen, se presenta en la Tabla 11.

Tabla 11 - Edades, número de mediciones y registros, según el tipo de paciente

<b>Tipo</b>	<b># de pacientes</b>	<b># de registros</b>	<b>Rango de edad</b>
<b>Control</b>	6	9	22 – 55
<b>EP</b>	28	50	48 – 73

Por lo general, cada paciente con EP tiene entre 2 y 3 sesiones de exploración motora registrados en distintas fechas, entre las cuales hay más de un mes de diferencia.

Todas las personas con EP fueron previamente evaluadas por expertos, teniendo pacientes en todos los niveles de afectación de la EP, un resumen se presenta en la Tabla 12.

Tabla 12 – Distribución de las evaluaciones otorgadas por los expertos al conjunto de validación

<b>Tipo</b>	<b># de registros</b>	<b>Nivel</b>
<b>Control</b>	9	0
<b>Parkinson</b>	34	0
<b>Parkinson</b>	10	1
<b>Parkinson</b>	6	2

### 7.2 Aplicación del modelo difuso a la muestra de validación

Como ya se explicó anteriormente, para cada persona se evalúa la marcha del lado derecho y el lado izquierdo de manera separada, los resultados se muestran en la Tabla 13.

Tabla 13 – Resultados de aplicar el sistema difuso a las muestras de validación

<b>Tipo – #</b>	<b>Eval derecha</b>	<b>Eval izquierda</b>	<b>Experto</b>
<b>Control 1</b>	0.190566	0	0
<b>Control 2</b>	0	0	0
<b>Control 3</b>	0.109463	0.096463	0
<b>Control 4</b>	0	0	0
<b>Control 5</b>	0	0	0
<b>Control 6</b>	0	0	0
<b>Control 7</b>	0.116232	0	0
<b>Control 8</b>	0	0	0
<b>Control 9</b>	0	0.291697	0
<b>Parkinson 1</b>	0.30236	0	0
<b>Parkinson 2</b>	0	0	0
<b>Parkinson 3</b>	0	0.052431	0
<b>Parkinson 4</b>	0.196006	0	0
<b>Parkinson 5</b>	0	0.217867	0
<b>Parkinson 6</b>	0.190132	0.201783	0
<b>Parkinson 7</b>	0	1.228959	0
<b>Parkinson 8</b>	0.005065	0.096474	0
<b>Parkinson 9</b>	0.051116	0	0
<b>Parkinson 10</b>	0	0	0
<b>Parkinson 11</b>	0	0	0
<b>Parkinson 12</b>	0.448444	0	0
<b>Parkinson 13</b>	0	0	0
<b>Parkinson 14</b>	0	0.328435	0
<b>Parkinson 15</b>	0.204919	0	0
<b>Parkinson 16</b>	0	0	0
<b>Parkinson 17</b>	0	0	0
<b>Parkinson 18</b>	0	0.38005	0
<b>Parkinson 19</b>	0.083347	0	0
<b>Parkinson 20</b>	0	1.348568	0
<b>Parkinson 21</b>	0	0	0
<b>Parkinson 22</b>	0	0	0
<b>Parkinson 23</b>	0	0	0
<b>Parkinson 24</b>	0	0	0
<b>Parkinson 25</b>	0	0	0
<b>Parkinson 26</b>	0.063998	0	0
<b>Parkinson 27</b>	1.248186	1.225	0
<b>Parkinson 28</b>	0.076124	0.927966	0
<b>Parkinson 29</b>	0.014016	0.292818	0
<b>Parkinson 30</b>	0	0	0
<b>Parkinson 31</b>	0	0	0

Parkinson 32	0.058761	0	0
Parkinson 33	0	0	0
Parkinson 34	0	0	0
Parkinson 35	1.581034	1.817279	1
Parkinson 36	1.270582	0.385437	1
Parkinson 37	0.710781	0.560343	1
Parkinson 38	0.954153	0.994867	1
Parkinson 39	0.001191	0	1
Parkinson 40	0	0.149301	1
Parkinson 41	1.443463	1.45634	1
Parkinson 42	1.332261	0.26003	1
Parkinson 43	2.023216	1.627513	1
Parkinson 44	1.822055	1.741413	1
Parkinson 45	2.55	2.477125	2
Parkinson 46	1.632585	1.746215	2
Parkinson 47	2.543163	2.55	2
Parkinson 48	1.725486	2.154893	2
Parkinson 49	2.55	1.780285	2
Parkinson 50	0.952426	0.563793	2

### 7.3 Matriz de confusión del modelo difuso

Como ya se explicó anteriormente, si la diferencia absoluta entre lado derecho e izquierdo son muy mayores a un umbral  $T$ , se toma la calificación del lado que peor evalúe al paciente. Se ha determinado que  $T = 0.3$ .

Finalmente, después de aplicar la estrategia de discretización presentada en la Tabla 9, se tiene la siguiente matriz de confusión presentada en la Tabla 14.

Tabla 14 – Matriz de confusión del modelo difuso

Modelo difuso / Expertos	Normal	Mínimo	Leve	Total
Normal	42	1	0	43
Mínimo	1	8	1	10
Leve	0	1	5	6
Total	43	10	6	59

En la tabla anterior, se incluyen los resultados de personas de control y con EP.

## 7.4 Interpretación de los resultados

De la Tabla 14, se puede concluir que:

1. Todas las personas de control, fueron evaluadas correctamente, la persona que fue evaluada como mínimo por el modelo difuso es una persona con EP.
2. En nivel Mínimo fue el que presentó más problemas para ser evaluado correctamente, fue el mínimo.
3. Los niveles normal y leve, presentaron errores, pero solamente corresponden al nivel contiguo, sin embargo, en el nivel mínimo sí se presentan casos de confusión para las dos clases contiguas.

Basados en la Tabla 14, se analizan la precisión y la exactitud. En la siguiente tabla se presentan los resultados de precisión y exactitud para cada nivel:

Tabla 15 - Precisión y exactitud por nivel de EP

Nivel	Precisión (%)	Exactitud (%)
Normal	97.67	96.61
Mínimo	80	93.22
Leve	83.33	96.61
<b>Global</b>	<b>93.22</b>	<b>95.48</b>

De la Tabla 15 Se pude concluir que:

1. La precisión y exactitud fueron más altos en el nivel Normal, se atribuye a la gran cantidad de registros, tanto de control como de EP.
2. El nivel que presentó menos precisión y exactitud fue mínimo. Esto se debe a que el sistema de inferencia tiende a otorgar un peso alto a las reglas difusas que evalúan a la marcha como normal o leve, debido a que las funciones de membresía asociadas a un nivel mínimo son más estrechas que las que están asociadas a los niveles normal y leve.
3. El sistema, presenta una mejor exactitud que precisión, dicho de otra manera, el sistema identifica correctamente las clases (precisión), pero posee una excelente capacidad para no confundir clases (exactitud).

## 7.5 Discusión

Existen algunas situaciones que es importante resaltar, como lo siguiente:

1. Aunque el conjunto para validar el sistema difuso contiene personas de distintas clases (normal, mínimo, leve), es notoria la gran cantidad de personas que poseen una marcha de nivel normal. Cabe aclarar que esta situación se presentó de manera natural, por decirlo de alguna manera, ya que de ninguna manera hubo selección o filtro de pacientes.
2. En nuestra población de estudio, pocas personas presentaban una marcha clasificada como Leve, aunque en este caso si se tuvo que aplicar un filtro debido a que había personas que necesitaban ayuda de un bastón para caminar o la ayuda de una persona, y tales casos de estudio no entran dentro del modelo presentado.
3. La causa de que existan muchas personas con EP y cuya marcha se evalúa como normal es que, algunas personas pueden presentar temblor, o dificultades en el habla, pero en el aspecto de la marcha no tiene problemas, el cual fue el caso de nuestra población de estudio.
4. Se pueden presentar casos en que personas con EP, al ser valoradas por un experto, resulten con cierto nivel de complicaciones en la marcha, pero al momento de aplicar el sistema difuso propuesto, éste los evalué con un grado menor. Esto se debe a que algunas afectaciones no entran dentro del alcance del trabajo, por ejemplo, hay personas que al caminar mantienen los brazos pegados al cuerpo (no balancean los brazos), un experto sí lo toma en consideración, pero el sistema difuso no. Existen muchas otras afectaciones, las cuales quedan expuestas en la sección de alcances y se consideran para trabajos futuros.
5. La levodopa es un medicamento que sirve para aminorar las complicaciones motoras de la EP, como por ejemplo temblor, o incluso rigidez muscular la cual afecta a la marcha. Por lo general los pacientes la toman cada 4, 6, 8 o 12 horas. Al tomarse el medicamento las complicaciones comienzan a disminuir dentro de los próximos 30 minutos, y comienzan a reaparecer 1 hora antes de la siguiente toma. Las distintas sesiones de exploración motora de cada paciente varían mucho con respecto a este factor, lo que provoca que en algunas mediciones la persona pueda clasificarse como normal y en otras como mínimo, por ejemplo.
6. Para poder realizar un seguimiento de la evolución de la marcha, es necesario que cada exploración motora se realice bajo las mismas circunstancias, en particular, es necesario que cada exploración motora se realice siempre con la misma cantidad de minutos desde la última dosis de levodopa.

### 7.5.1 Ventajas de usar lógica difusa

Uno de los aspectos más importantes de este trabajo, es que no solo permite extraer parámetros que describen la marcha en personas con EP, si no que permite evaluarla y clasificarla según la MDS – UPDRS. Además, dentro de los objetivos de la tesis, se planteó que se esperaba obtener una manera de “*evaluar la marcha y que a su vez permitiera el seguimiento de la evolución del paciente, lo cual permitiría la evaluación de la efectividad de los tratamientos paliativos*”. La lógica difusa permite realizar las situaciones planteadas.

Antes de aplicar los criterios de discretización presentados en la Tabla 9, lo que se tiene, es un número continuo, el cual es el resultado que arroja el sistema difuso, al ser aplicado sobre los PET de la marcha de una persona.

El resultado del sistema difuso es un valor (en la Tabla 9 se representa como *Eval*) que representa el grado de avance o afectación de la EP en el aspecto motor de la marcha, o sea que, entre más grande sea este valor, la persona presenta una marcha más comprometida.

Sí una persona obtiene una calificación de 1.9 y otra persona una evaluación de 2.4, bajo el esquema presentado en la Tabla 9, ambas poseen una marcha de un nivel mínimo, sin embargo una persona tiene una marcha con más problemas que la otra. De esta situación se puede ver que la ventaja de usar un sistema difuso para evaluar la marcha permite detectar diferencias en pacientes evaluadas con un mismo nivel, o incluso es posible determinar qué tan cercana se encuentra una persona de ser evaluada en un nivel mayor de afectación.

Si se quisiera hacer un seguimiento de la evolución de marcha de una persona a lo largo de un periodo de tiempo, sería posible determinar cuánto han cambiado las complicaciones motoras entre una sesión de medición y otra, gracias al valor continuo (*Eval*) que se obtiene del sistema difuso. Incluso también podrían realizarse pruebas de tratamientos paliativos, es decir, comparar la evaluación de la marcha que presenta una persona usando un medicamento de referencia contra la evaluación que obtiene usando un medicamento de prueba.

Sin embargo, en este trabajo se realiza una clasificación basada en las reglas mostradas en la Tabla 9. La razón para realizarlo de dicha manera es que la escala MDS-UPDRS, indica que se otorgue una evaluación con 5 posibles niveles, de los cuales, solo 3 se usan en este trabajo (normal, mínimo y leve). Además que de esta manera es posible medir el desempeño del sistema difuso.

Otra de las ventajas que presenta el haber desarrollado un sistema difuso es que permite que el sistema sea escalable, es decir, en este trabajo se han considera ciertos aspectos a evaluar, pero si se quisiera que el sistema difuso considerará más aspectos, no es necesario realizar un diseño nuevo del sistema, ni tampoco se desecha el sistema anterior, basta con modificar el sistema de inferencia.

Debido a la temática del trabajo de tesis, donde se requiere de la colaboración de expertos en el área clínica, la lógica difusa permite captar parte de todo el conocimiento y experiencia, principalmente a la hora de generar las reglas difusas, lo que se considera una gran ventaja, porque de alguna manera el sistema difuso puede considerarse como un sistema de caja blanca, y debido a esto permite que sea escalable o que sea más fácil su constante mejoramiento.

## 7.6 Comparación con trabajos relacionados

Actualmente no es posible realizar una comparación de manera directa con otros trabajos, debido a que ninguna de las investigaciones actuales busca evaluar la marcha en personas con EP tal como se indica en la escala MDS-UPDRS (véase el apartado 2.2 Escala de valoración MDS-UPDRS), ni en ninguna otra escala médica.

Sin embargo, como ya se pudo ver en el capítulo 2, existen artículos científicos relacionados con el tema del análisis de la marcha en personas con EP. Dichos trabajos se centran principalmente en extraer PET haciendo uso de herramientas y algoritmos que sirvieron de base para construir el presente trabajo, los cuales se usaron como referencia de comparación. Las publicaciones más recientes e importantes que se consultaron, se presentan en la Tabla 16.

Tabla 16 – Principales artículos del estado del arte que fueron considerados en este trabajo

Referencia	Título	Objetivo
[30]	Automatic Detection of Different Walking Conditions Using Inertial Sensor Data	Detectar automáticamente 3 diferentes condiciones en la marcha: marcha normal, marcha cargando un vaso con agua y marcha con los ojos vendados. Con el fin de monitorear las actividades diarias de personas con EP, entre otros tipos de padecimientos.
[29]	Implementation and Validation of a Stride Length Estimation Algorithm, Using a Single Basic Inertial Sensor on Healthy Subjects and Patients Suffering from Parkinson's Disease	Estimar la longitud de la zancada usando acelerómetros y giroscopios, en personas con EP.
[10]	Inertial Sensor-Based Stride	Desarrollar un método para extraer PET clínicamente relevantes de la marcha.

	Parameter Calculation From Gait Sequences in Geriatric Patients	
[35]	Comprehensive Assessment of Gait Accelerometry Signals in Time, Frequency and Time-Frequency Domains	Proporcionar un conjunto de características, extraídos de señales de señales de acelerómetros que se pueden utilizar para extraer información clínicamente valiosa de la marcha, principalmente en personas con EP.
[36]	Gait as a biomarker? Accelerometers reveal that reduced movement quality while walking is associated with Parkinson's disease, ageing and fall risk	Extraer parámetros, a partir de los cuales sea posible describir a la marcha y puedan ser utilizados como biomarcadores para la EP.
[41]	Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm	Desarrollar un algoritmo que permita estimar la orientación de las UMI.

Una comparación entre los resultados obtenidos en la tesis y el estado del arte relacionado con la misma, se presentan en la Tabla 17.

Tabla 17 - Comparación entre principales trabajos dentro del estado del arte y el presente trabajo

Referencia	Similitudes	Diferencias
[30]	<ul style="list-style-type: none"> <li>• UMI que se colocan en la parte baja de la pierna.</li> <li>• Descripción de la marcha mediante medias y desviaciones estándares</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• No se extraen indicadores biomecánicos como longitud y velocidad de la zancada</li> <li>• Aunque el objetivo del trabajo es monitorear actividades diarias en personas con EP, las tareas que se presentan no guardan relación ninguna con actividades que una persona con EP estaría en condiciones de realizar, por ejemplo, caminar con los ojos vendados</li> </ul>

		<ul style="list-style-type: none"> <li>• No generan una evaluación basada en una escala médica como la MDS-UPDRS</li> </ul>
[29]	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Calcula el indicador biomecánico de la amplitud de la zancada</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Se obtienen resultados que indican que la marcha en personas con EP tiene diferencias significativas con las personas sanas, lo cual se indica ampliamente en la literatura</li> <li>• No se evalúa la marcha según alguna escala médica como la MDS-UPDRS</li> </ul>
[10]	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Calculo de PET</li> <li>• Eliminación de la componente de la gravedad sobre las señales de acelerómetro</li> <li>• Calculo de la orientación de las UMI, describiéndola mediante cuaterniones</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• No está orientado a personas con EP de manera específica</li> <li>• Debido al punto anterior, no evalúan el desempeño de la marcha.</li> <li>• Incluye pruebas con personas que usan andaderas, los cuales quedan fuera del alcance de este trabajo</li> </ul>
[35]	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Se extraen indicadores que describan a la marcha a partir de señales de acelerómetros.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Además de describir la marcha para personas con EP, también lo hacen para personas con neuropatía periférica</li> <li>• Los indicadores que se extraen de las señales no presentan similitud con este trabajo</li> </ul>
[36]	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Se extraen indicadores que describan a la marcha a partir de señales de acelerómetros.</li> <li>• Se deduce que en promedio, las personas con EP tienen pasos más cortos que aquellos que no la padecen</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Con respecto a esta tesis, solo se tienen en común la velocidad y la longitud de la zancada</li> <li>• Busca describir la marcha, sin considerar escalas medicas internacionales como la MDS-UPDRS</li> </ul>
[41]	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Calculo de la orientación de los sensores para eliminar la componente de la gravedad de las señales de los acelerómetros. De hecho es el algoritmo propuesto el que se usa en este trabajo</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• El objetivo del artículo es implementarlo en el seguimiento de UMIs para terapias de rehabilitación.</li> </ul>

Por último, es interesante destacar el algoritmo usado para estimar la longitud y velocidad de la zancada. En [31] se presentan una serie de algoritmos para calcular la longitud y velocidad de la zancada, los cuales ya fueron presentados en el apartado 2.4 *Modelos y métodos para el cálculo de algunos PET* del presente trabajo. Todos esos algoritmos se basan en un modelo conocido como *modelo del péndulo invertido*, el cual modela el movimiento del cuerpo humano como si éste fuera un péndulo.

Una comparación entre modelo del péndulo invertido, y el procedimiento usado en este trabajo para el cálculo de la longitud y velocidad de la zancada se presenta en la Tabla 18.

**Tabla 18 - Comparación del modelo del péndulo invertido y el presentado en este trabajo para el cálculo de la amplitud y velocidad de la zancada**

<b>Criterio</b>	<b>Modelo del péndulo invertido</b>	<b>Algoritmo presentado en este trabajo (Madgwick)</b>
<b>Basado en</b>	Modelo de péndulo invertido. Requiere del uso de la ecuación ( 1 )	Sumatoria de las señales de aceleración
<b>Calculo de constantes</b>	Requiere calibrar una constante $K$ para cada zancada	No requiere el uso de ninguna constante
<b>Ventajas</b>	Una vez calcula $K$ es fácil obtener la longitud de cada zancada, y por ende la velocidad	No requiere el uso de ninguna constante Sencillo de implementar
<b>Desventajas</b>	La calibración de la constante $K$ se hace de manera individual para cada persona, lo cual implica dificultades a la hora de aplicarlo a pacientes con EP que presentan complicaciones en la marcha	El cálculo de la velocidad y amplitud de la zancada es más costoso computacionalmente

El procedimiento presentado en este trabajo fue adaptado del software desarrollado por Sebastian Madgwick para el seguimiento de UMIs durante la marcha, disponible en [56]. Dicho trabajo ya ha sido validado y comparado con otras investigaciones. Sebastian Madgwick ha desarrollado trabajos en el área de orientación y seguimiento de trayectoria de UMIs, así como desarrollo de órtesis para rehabilitación usando UMIs, presentados en [41, 57, 58].

En cuanto a los resultados obtenidos con respecto a la longitud de la zancada, en la Tabla 19 se presenta una comparación con dos trabajos que realizan un procedimiento similar al presentado en este trabajo.

Tabla 19 - Comparación de la longitud de la zancada

Trabajo	Error	Método de validación
<b>Actual</b>	Error máximo de 20 cm. en un total de 6 m. de marcha, lo que equivale a entre 4 y 5 zancadas.	Se midió con un flexómetro manual y un flexómetro óptico laser la distancia total recorrida.
<b>[29]</b>	Error en las zancadas es del 9.5%, equivale a menos de 5cm por cada zancada.	Sistema GAITRITE
<b>[10]</b>	La media del error por zancada es de 6.26cm.	Sistema GAITRITE

Cabe aclarar que en este trabajo no se cuenta un sistema que permita medir la longitud de la zancada como el sistema GAITRITE, o un sistema de cámaras tipo based-motion, por lo cual, se decidió medir la distancia total recorrida por un paciente y calcular el error con base a la distancia total proporcionada por los acelerómetros.

## Conclusiones

---

Con referencia al objetivo general y los objetivos particulares, se presentan las siguientes conclusiones:

- Con este trabajo, es posible evaluar la marcha de una manera cuantitativa, (no con base en apreciaciones visuales) a partir de los lineamientos establecidos por la MDS-UPDRS.
- Los indicadores biomecánicos propuestos para evaluar la marcha permiten describir estado del paciente de acuerdo a la MDS-UPDRS.
- Con base en el modelo de evaluación propuesto, es posible realizar el seguimiento de la evolución del paciente, lo cual permitiría la evaluación de la efectividad de los tratamientos paliativos.
- La manera de evaluar la marcha, presentada en este trabajo, realmente se basa en escalas médicas como la MDS-UPDRS.
- El algoritmo presentado en [41], resultó ser eficiente para calcular la orientación de los sensores y con ello poder estimar parámetros espacio-temporales de la marcha.
- El modelo presentado realmente presenta buenos resultados de evaluación, considerando que en ocasiones es complicado evaluar a un paciente y determinar una calificación para el estado de su enfermedad.
- Se puede decir que el objetivo general del trabajo se cumplió en su totalidad, tal como se plasma en el capítulo 7. Los objetivos específicos también fueron cumplidos, quedando plasmados en los capítulos del 3 al 6.
- Finalmente, por todo lo anterior, se considera que la hipótesis fue verificada y que este trabajo contribuye al estado del arte actual, ya que actualmente no existen trabajos que evalúan la marcha bajo los criterios de la MDS-UPDRS.

## Trabajos futuros

---

Como trabajo a futuro se consideran las siguientes oportunidades de estudio y mejoras a los algoritmos y al modelo empleado en este trabajo:

- En el presente trabajo solo se consideran la amplitud de la zancada, velocidad de la zancada, y la altura a la que se levantan los pies, como aspectos para evaluar como lo indica la MDS-UPDRS, sin embargo en futuros trabajos es importante considerar aspectos como taloneo al caminar, giro y balanceo de los brazos.
- Es necesario aclarar que en algunos casos, el procedimiento para detectar las fases de apoyo, requirió de un ajuste manual de umbrales, por lo que para trabajos futuros es necesario realizar la implementación de un algoritmo inteligente que pueda realizar ajustes de umbrales de manera automática, o de alguna manera detectar las fases de apoyo sin intervención humana.
- Un trabajo futuro sería permitir el análisis de las longitudes de las zancadas en una sesión de exploración motora, es decir obtener un indicador que refleje la longitud de la zancada respecto al tiempo, dicho de otra manera, poder saber si los primeros pasos fueron más cortos que los últimos. Esto es debido a que muchas personas con EP que presentan problemas en la marcha suelen dar pasos cortos al principio, o se les complica detenerse en un punto determinado manifestando irregularidad en esa etapa de la marcha. Dicho indicador podría considerarse dentro de un modelo de evaluación como el presentado.

## Referencias

---

1. Morón, J., *Señales y Sistemas*. 2011: Fondo Editorial Biblioteca Rafael Urdaneta.
2. Espay, A.J., et al., *Impairments of speed and amplitude of movement in Parkinson's disease: A pilot study*. *Movement Disorders*, 2009. **24**(7): p. 1001-1008.
3. de la Cuerda, R.C., et al., *Escalas de valoración y tratamiento fisioterápico en la enfermedad de Parkinson*. *Fisioterapia*, 2016. **38**(01): p. 201-210.
4. Villanueva, V.J., *Síndrome Parkinsoniano*, in *Revista de Posgrado de la Cátedra Vía Medicina*. 2001. p. 11-16.
5. 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. 2129-70.
6. Barth, J., et al. *Biometric and mobile gait analysis for early diagnosis and therapy monitoring in Parkinson's disease*. in *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2011.
7. Millor, N., et al., *Kinematic Parameters to Evaluate Functional Performance of Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Transitions Using Motion Sensor Devices: A Systematic Review*. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2014. **22**(5): p. 926-936.
8. Salarian, A., et al., *Gait assessment in Parkinson's disease: toward an ambulatory system for long-term monitoring*. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 2004. **51**(8): p. 1434-1443.
9. Doheny, E.P., T.G. Foran, and B.R. Greene. *A single gyroscope method for spatial gait analysis*. in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*. 2010. IEEE.
10. Rampp, A., et al., *Inertial sensor-based stride parameter calculation from gait sequences in geriatric patients*. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 2015. **62**(4): p. 1089-1097.
11. Sabatini, A.M., et al., *Assessment of walking features from foot inertial sensing*. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2005. **52**(3): p. 486-494.
12. Djuri, M., et al. *Classification of walking patterns in Parkinson's disease patients based on inertial sensor data*. in *Neural Network Applications in Electrical Engineering (NEUREL), 2010 10th Symposium on*. 2010.
13. Stamatakis, J., et al. *Gait feature extraction in Parkinson's disease using low-cost accelerometers*. in *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2011.
14. 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.
15. Cancela, J., et al. *Gait assessment in Parkinson's disease patients through a network of wearable accelerometers in unsupervised environments*. in *2011 Annual*

- International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2011.
16. Rodríguez-Violante, M. and A. Cervantes-Arriaga, *La escala unificada de la enfermedad de Parkinson modificada por la Sociedad de Trastornos del Movimiento (MDS-UPDRS): aplicación clínica e investigación*. Archivos de neurociencias México, 2014. **19**: p. 157-163.
  17. Dorsey, E.R., et al., *Projected number of people with Parkinson disease in the most populous nations, 2005 through 2030*. Neurology, 2006.
  18. Hely, M.A., et al., *The Sydney multicenter study of Parkinson's disease: the inevitability of dementia at 20 years*. Movement Disorders, 2008. **23**(6): p. 837-844.
  19. 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.
  20. Whittle, M.W., *Gait analysis an introduction*. 4 ed. 2007: Elsevier.
  21. Luna, P.V., *Biomecánica De La Marcha Humana Normal Y Patológica*. 1999: Instituto De Biomecánica De Valencia.
  22. Djuric-Jovicic, M.D., et al., *Automatic identification and classification of freezing of gait episodes in Parkinson's disease patients*. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 2014. **22**(3): p. 685-694.
  23. Manap, H.H., N.M. Tahir, and A.I.M. Yassin. *Statistical analysis of parkinson disease gait classification using Artificial Neural Network*. in *2011 IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology (ISSPIT)*. 2011.
  24. Giladi, N., et al., *Construction of freezing of gait questionnaire for patients with Parkinsonism*. Parkinsonism & Related Disorders, 2000. **6**(3): p. 165-170.
  25. Barth, J., et al. *Combined analysis of sensor data from hand and gait motor function improves automatic recognition of Parkinson's disease*. in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE*. 2012. IEEE.
  26. Li, L., et al. *Feature extraction from ear-worn sensor data for gait analysis*. in *IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics (BHI)*. 2014.
  27. Liu, Y., et al., *Accelerometer Based Joint Step Detection and Adaptive Step Length Estimation Algorithm Using Handheld Devices*. Journal of Communications, 2015. **10**(7).
  28. Mannini, A. and A.M. Sabatini. *A hidden Markov model-based technique for gait segmentation using a foot-mounted gyroscope*. in *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*. 2011. IEEE.
  29. Sijobert, B., et al., *Implementation and Validation of a Stride Length Estimation Algorithm, Using a Single Basic Inertial Sensor on Healthy Subjects and Patients Suffering from Parkinson's Disease*. Health, 2015. **7**: p. 704-714.
  30. Santhiranayagam, B.K., et al. *Automatic detection of different walking conditions using inertial sensor data*. in *The 2012 International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN)*. 2012.
  31. Sayeed, T., et al. *Comparison and adaptation of step length and gait speed estimators from single belt worn accelerometer positioned on lateral side of the*

- body. in *Intelligent Signal Processing (WISP), 2013 IEEE 8th International Symposium on*. 2013.
32. Wen, L., et al. *Gait measurement and quantitative analysis in patients with Parkinson's disease for rehabilitation assessment*. in *2013 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*. 2013.
  33. Mariani, B., et al., *On-Shoe Wearable Sensors for Gait and Turning Assessment of Patients With Parkinson's Disease*. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2013. **60**(1): p. 155-158.
  34. Barth, J., et al. *Subsequence dynamic time warping as a method for robust step segmentation using gyroscope signals of daily life activities*. in *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. 2013.
  35. Sejdi, E., et al., *A Comprehensive Assessment of Gait Accelerometry Signals in Time, Frequency and Time-Frequency Domains*. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2014. **22**(3): p. 603-612.
  36. Brodie, M.A., et al. *Gait as a biomarker? Accelerometers reveal that reduced movement quality while walking is associated with Parkinson's disease, ageing and fall risk*. in *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2014.
  37. Lan, K.C. and W.Y. Shih. *Using simple harmonic motion to estimate walking distance for waist-mounted PDR*. in *2012 IEEE Wireless Communications and Networking Conference (WCNC)*. 2012.
  38. Pachoulakis, I. and K. Kourmoulis. *Building a gait analysis framework for Parkinson's disease patients: Motion capture and skeleton 3D representation*. in *Telecommunications and Multimedia (TEMU), 2014 International Conference on*. 2014.
  39. ElSayed, M., et al. *Body and Visual Sensor Fusion for Motion Analysis in Ubiquitous Healthcare Systems*. in *2010 International Conference on Body Sensor Networks*. 2010.
  40. Okuno, R., et al. *Analysis of spatial temporal plantar pressure pattern during gait in Parkinson's disease*. in *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2008.
  41. Madgwick, S.O.H., A.J.L. Harrison, and R. Vaidyanathan. *Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm*. in *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*. 2011.
  42. Mayoral V., V., *Erle Robotics Gitbook*. 2014.
  43. Quero R., J.M. *Evaluación de un Giróscopo MEMS en un Péndulo*. 2011.
  44. A.F.Orozco, L.P., J.F.Cardona, J.D.Aljure, V.Gómez *Sistema para análisis de movimiento a partir de sensores cinemáticos*. 2011.
  45. Dunn, F. and I. Parberry, *3D Math Primer for Graphics and Game Development, 2nd Edition*. 2011: Taylor & Francis.
  46. Taghirad, H.D., *Parallel Robots: Mechanics and Control*. 2013: CRC Press.
  47. Kuipers, J.B., *Quaternions and Rotation Sequences: A Primer with Applications to Orbits, Aerospace, and Virtual Reality*. 2002: Princeton University Press.

48. Angel, E. and D. Shreiner, *Interactive Computer Graphics: A Top-Down Approach with Shader-Based OpenGL*. 2011: Pearson Education.
49. Ross, S.M., *Introducción a la estadística*. 2007: Reverté.
50. Martín del Brío, B.y.S.M., Alfredo, *Redes neuronales y sistemas borrosos*. 2007: RA-MA. 440.
51. Nanda, S.K., et al. *A quantitative classification of essential and Parkinson's tremor using wavelet transform and artificial neural network on sEMG and accelerometer signals*. in *Networking, Sensing and Control (ICNSC), 2015 IEEE 12th International Conference on*. 2015.
52. Goda, Y., *Random Seas and Design of Maritime Structures*. 2000: World Scientific.
53. Fernández, L.P.S., et al., *Control Neuronal Combinado para Generar Espectros de Oleajes*. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI*, 2013. **10**(4): p. 413-422.
54. Nordin, M. and V.H. Frankel, *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. 2012: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins Health.
55. Hof, A.L., *Scaling gait data to body size*. *Gait & Posture*. **4**(3): p. 222-223.
56. Madgwick, S. *X-IO Technologies*. 2010 [cited 2016 20 de octubre]; Available from: <http://x-io.co.uk/gait-tracking-with-x-imu/>.
57. Madgwick, S.O.H. *An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays*. 2010.
58. Carberry, J., et al. *Parametric design of an active ankle foot orthosis with passive compliance*. in *2011 24th International Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS)*. 2011.

## Anexo A - Publicaciones generadas

---

*Sistema de Medición de Señales Biomecánicas Triaxiales Bilaterales (BIOMECH- SIGNAL), XVIII Convención Científica de Ingeniería y Arquitectura. La Habana, Cuba, noviembre 21-26, 2016*

## Anexo B – Calibración de acelerómetros, magnetómetros y giroscopios

---

La calibración es el proceso de comparar los valores obtenidos por un instrumento de medición (en este caso, acelerómetros, giroscopios y magnetómetros) con la medida correspondiente de un patrón de referencia. Este patrón de referencia varía según el instrumento o sensor a calibrar, como se mostrará a continuación.

### Calibración del acelerómetro

Antes de comenzar con el proceso de calibración, es importante ubicar los ejes y sentidos.

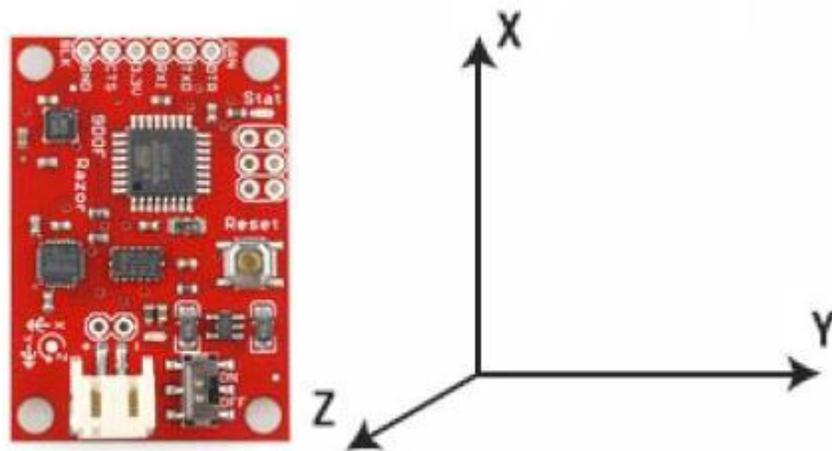


Figura 47- Sensor UMI y la ubicación de los ejes X, Y y Z

En la Figura 47 se observa la vista frontal de un sensor UMI utilizado en este trabajo y al lado la ubicación de los ejes. Esa misma configuración aplica para acelerómetro, giroscopio y magnetómetro. Las flechas indican el sentido positivo.

Si se toma la UMI, tal como se muestra en la Figura 47 y esta se moviera hacia el lado derecho, el dispositivo indicaría una aceleración positiva en el eje Y, si el movimiento se hiciera hacia arriba, se obtendría una aceleración positiva en el eje X.

El primer paso consiste en tomar la IMU y colocarla de tal manera que la aceleración estática se manifieste solamente en el eje X, después se deben realizar movimientos muy suaves para que no se detecte la aceleración dinámica, de tal manera que se logre medir el mayor

valor posible de la aceleración estática (1G), ya que en ocasiones se puede considerar que la IMU se encuentra perfectamente alineado a la dirección de la gravedad, cuando en realidad no es así. La Figura 48 muestra este procedimiento

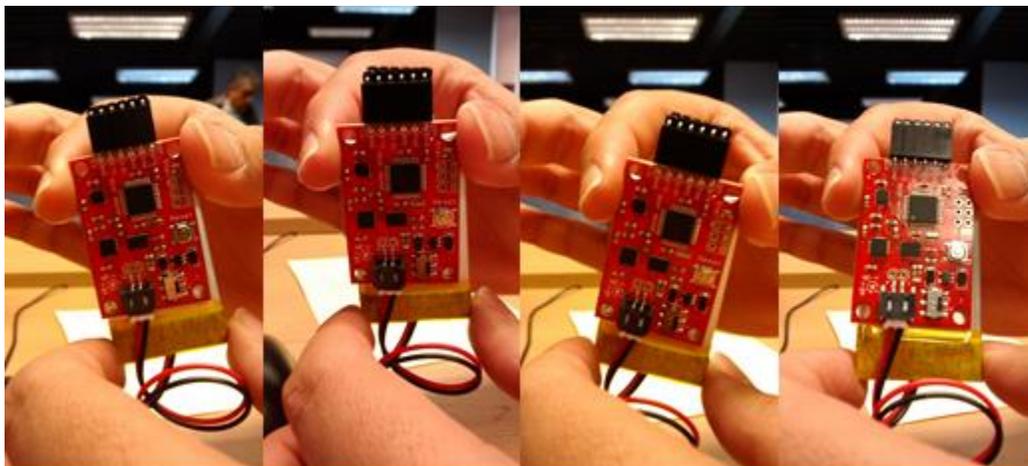


Figura 48 – Movimientos sobre la UMI para la calibración del acelerómetro

El valor más alto registrado de la aceleración en el eje X se denomina *X Max*. Una vez obtenido este valor, se debe repetir el procedimiento, pero colocando al sensor de tal manera que el eje X quede en sentido contrario, de manera que la aceleración estática corresponda a -1G. En este caso se toma el valor menor de todas las muestras del acelerómetro en el eje X, denominado *X Min*, el cual es un valor negativo.

Todo el procedimiento anterior se repite para los ejes Y y Z. Obteniendo así un total de 6 valores: *X Max*, *X Min*, *Y Max*, *Y Min*, *Z Max* y *Z Min*.

## Calibración del giroscopio

El proceso para calibrar el giroscopio es bastante sencillo, basta con colocar la IMU en un lugar que sea plano, libre de vibraciones y sin movimiento alguno, de tal manera que lo único que se perciba sea ruido del sensor.

De todas las muestras recolectadas por el giroscopio en un breve periodo de tiempo, se calcula la media de dichas muestras por cada uno de los ejes, teniendo así 3 valores, los cuales se denominan *Offset X*, *Offset Y* y *Offset Z*.

## Calibración del magnetómetro

La calibración del magnetómetro es la más extensa y complicada. Todos los sensores magnéticos sufren perturbaciones provenientes de otras fuentes magnéticas que hay alrededor del vehículo. En general estas perturbaciones se las clasifican en dos tipos: fuertes y débiles.

Las perturbaciones fuertes son constantes y producen un sesgo en la medición. Son producidas generalmente por materiales ferromagnéticos magnetizados o imanes permanentes que se encuentran alrededor de la plataforma donde está montado el sensor. Las perturbaciones débiles producen deflexiones y alteraciones en el campo magnético terrestre. La distorsión generada dependerá de la orientación relativa del sensor. En general son producidas por la interacción del campo magnético terrestre con materiales ferromagnéticos débiles como el hierro o el níquel

En condiciones ideales las mediciones del magnetómetro degenerarían en una esfera, pero al considerar todos los efectos mencionados se modelarán las mediciones como si degeneraran en un elipsoide desplazado.

Para calibrar las mediciones se buscará una estimación del elipsoide sobre el cual degeneran las mediciones y luego se transformarán las mediciones en una esfera unitaria. La deducción del algoritmo comienza planteando un problema de cuadrados mínimos, a partir de la ecuación general del elipsoide.

La calibración del magnetómetro se realiza con un sistema cliente servidor, desarrollado por el grupo de investigación. El cliente se desarrolló en Java y contiene los métodos y algoritmos para hallar una matriz de transformación que corrige las perturbaciones suaves y un vector que corrige las perturbaciones fuertes. En la Figura 49 se muestra la interfaz de usuario del cliente.

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. La interfaz del servidor se muestra en la Figura 50

La conexión entre el cliente y el servidor se hace a través de sockets mediante el protocolo TCP/IP. Pueden trabajar en una misma computadora como localhost o en computadoras dentro de la misma red.

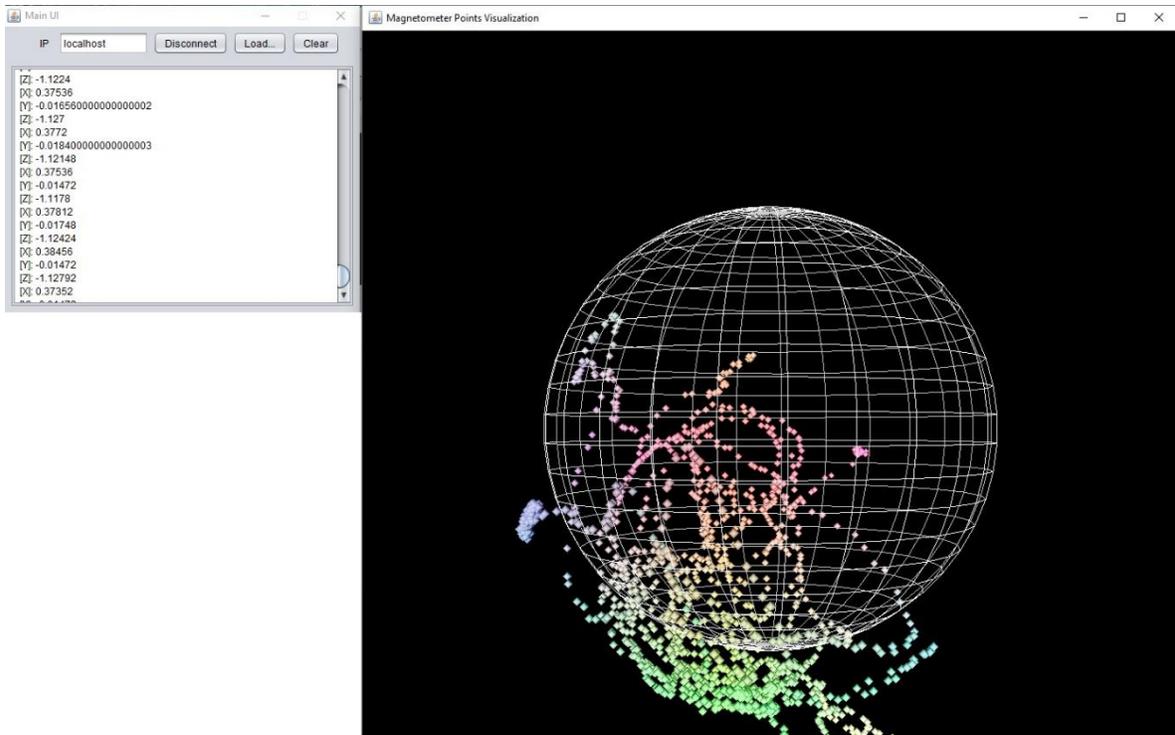


Figura 49 - Programa cliente para la calibración del magnetómetro

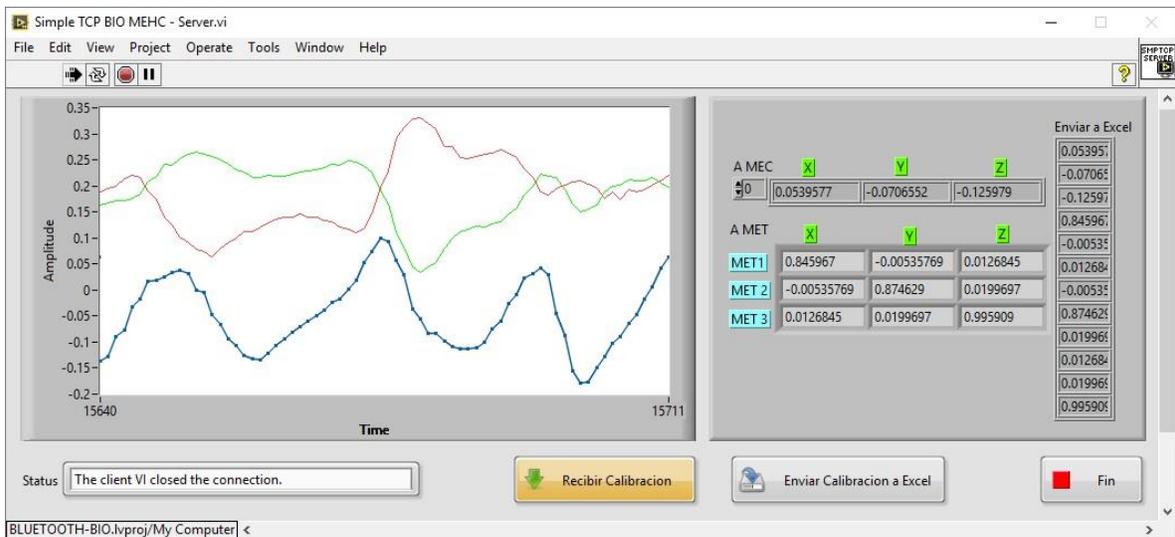


Figura 50 - Programa servidor para la calibración del magnetómetro

Para llevar a cabo la calibración se necesita mover de manera aleatoria la UMI que se desea calibrar, los movimientos deben ser en los tres ejes. Las mediciones que obtiene el magnetómetro son enviadas por el servidor hacia el cliente, y este las dibuja sobre una esfera, la cual debe llenarse de manera uniforme, evitando en la medida de lo posible que los puntos se dibujen fuera de dicha esfera, tal como se observa en la Figura 51.

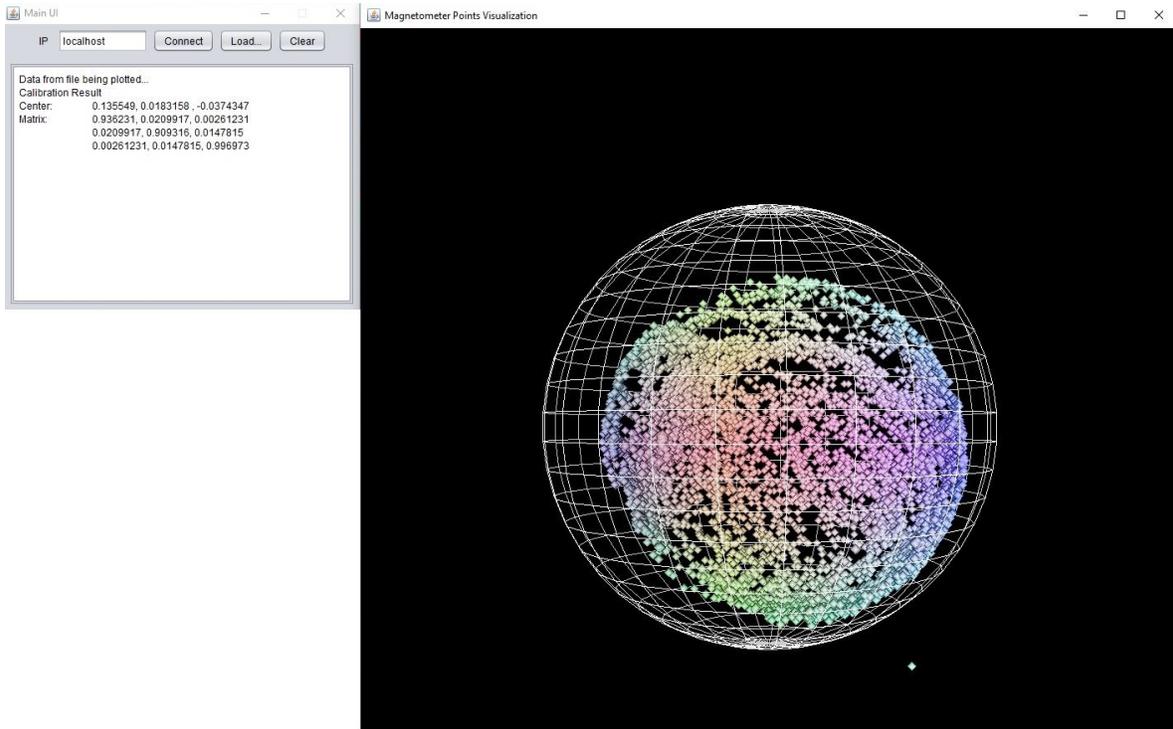


Figura 51 - Programa de calibración del magnetómetro

Una vez que se obtengan una cantidad importante de puntos, el programa calcula una matriz y un vector llamados SoftIron y HarIron respectivamente, los cuales corresponden a perturbaciones suaves y perturbaciones fuertes.

## Corrección de las mediciones de los sensores

Para corregir las mediciones del acelerómetro se tiene lo siguiente:

$$\text{Compensacion} = (\max - \min) / 2 \quad (51)$$

$$\alpha = G / (\max - \text{Compensacion}) \quad (52)$$

$$\text{Acel}_c = (\text{Acel} - \text{Compensacion}) * \alpha \quad (53)$$

En donde *max* y *min* corresponden a los valores máximos y mínimos obtenidos en el proceso de calibración,  $G = 1$  y *Acel* corresponde a todas las mediciones del acelerómetro en cada eje.

Para la corrección de las mediciones del giroscopio se tiene:

$$Giroscopio_c = Giroscopio - Offset \quad (54)$$

Donde *Giroscopio* corresponde a las mediciones de un eje en particular y *Offset* es el valor obtenido para cada eje en el proceso de calibración.

Finalmente, la corrección de las mediciones del magnetómetro se realiza de la siguiente forma:

$$\overrightarrow{Mag_c} = (\overrightarrow{Mag} - \overrightarrow{HardIron}) * SOFTIRON \quad (55)$$

Donde *HardIron* corresponde a un vector de 3x1, y SOFTIRON es una matriz de 3x3.

## Anexo C – Resumen de mediciones

---

A lo largo de este trabajo se ha logrado recabar información y señales de las sesiones de medición de gran cantidad de pacientes con EP, tanto de miembros de la AMPAC como de pacientes de la ENMH.

A continuación, se presenta un resumen del total de mediciones que se han realizado.

Tabla 20 – Pacientes y mediciones por institución

Origen	# Pacientes	# de mediciones	# sesiones
AMPAC	43	78	9
ENMH	12	29	5
<b>Total</b>	55	107	14

De las 107 mediciones que se registraron en total, todas se realizaron en diferentes días, excepto 2. En dos ocasiones un mismo paciente tuvo dos sesiones de exploración motora el mismo día.

De las 107 mediciones totales con las que se cuenta, no todas fueron incluidas en este trabajo. Esto se debe a que además de explorar la marcha en los pacientes, se realizan una serie de tareas para evaluar otros aspectos relacionados al temblor, movimiento de las manos y de los pies, estabilidad postural entre otras. Algunos de los pacientes, presentaban problemas como depender de una silla de ruedas, necesidad de un bastón o de alguna persona para camina, por lo cual no fue posible explorar la marcha para tales personas.

En la Tabla 21, se presenta un resumen de la cantidad de mediciones completas, es decir que incluyen a la marcha, con las que se contó para este trabajo.

Tabla 21 – Cantidad de mediciones completas e incompletas

Origen	# de mediciones completas	# de mediciones incompletas	# de mediciones provechosas
AMPAC	78	15	63
ENMH	29	6	23
<b>Total</b>	107	21	86

## Anexo D – Principales Instrumentos virtuales

A continuación se presentan las interfaces de los principales instrumentos virtuales desarrollados para este trabajo.

La pantalla principal del software desarrollado para la evaluación de la marcha, el cual es distinto al sistema de medición se presenta en la siguiente figura.

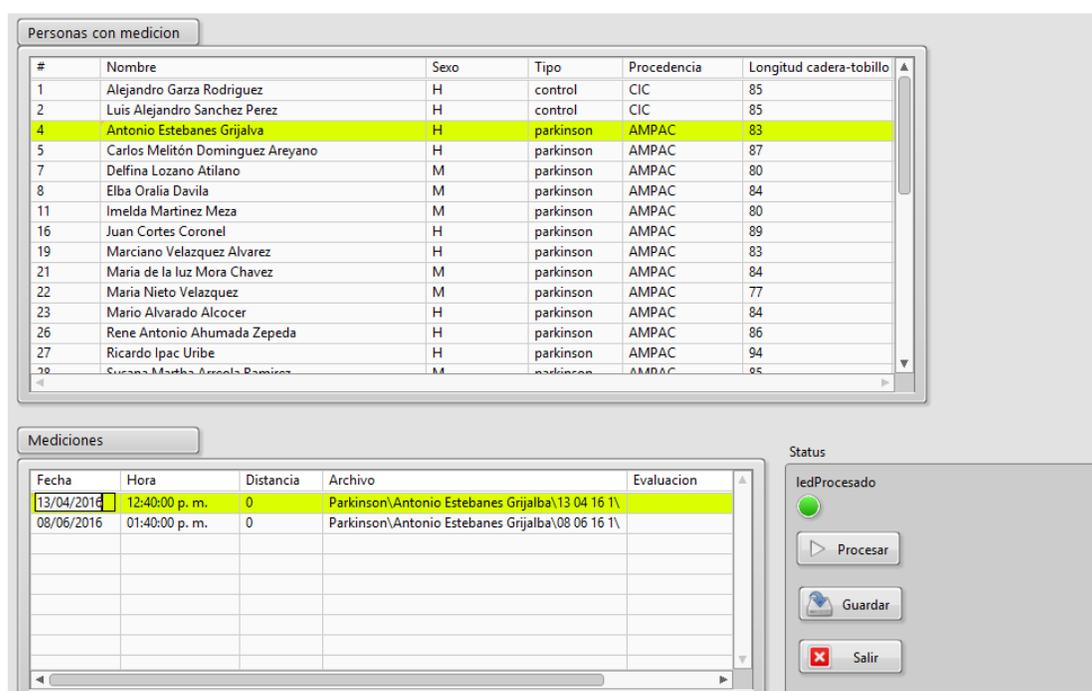


Figura 52 - Interfaz principal del software para la evaluación de la marcha

Basta con seleccionar un paciente y seleccionar cualquiera de las mediciones registradas, y dar clic en el botón procesar, para que todo el modelo presentado comience a funcionar.

La siguiente interfaz que es importante mencionar es la de ajuste de las fases de apoyo. El sistema calcula de manera automática las fases de apoyo, pero en caso de encontrar alguna inconsistencia se presenta la interfaz mostrada en la Figura 53.

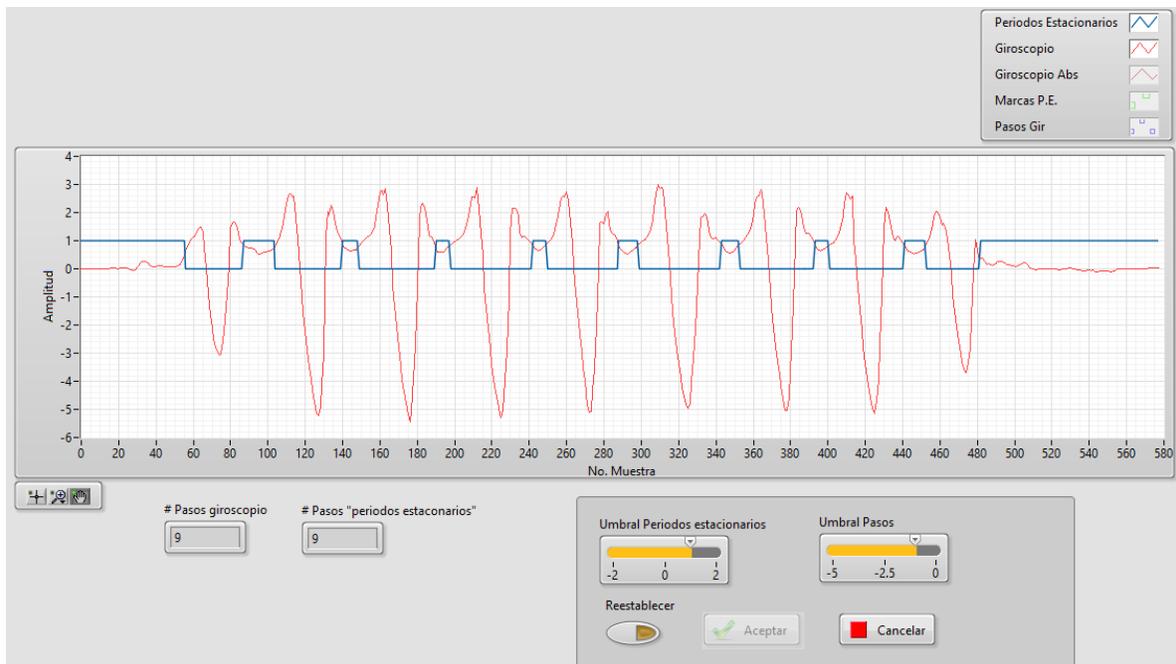


Figura 53 - Interfaz del VI que permite realizar ajuste manual a las fases de apoyo

El resto de las etapas que involucran al modelo presentado en este trabajo, no requieren intervención de alguna persona, por lo que no contienen información visual que sea necesaria exponer. Sin embargo, a continuación se presenta un esquema donde se muestran los instrumentos virtuales (VI) que se desarrollaron y cómo se relacionan cada uno.

En la Figura 54 se muestra la estructura esencial del software, es decir, una visión general del funcionamiento. En la misma figura se muestran 4 Vis, los cuales se explican en la Tabla 22.

Tabla 22 – Descripción de los VI principales

VI	Descripción	Entradas	Salidas
<b>viCompensaciónGravedadQUATERNION</b>	Proyecta las señales de los acelerómetros sobre el plano de la tierra eliminando la gravedad estática de las mismas	Señales de: <ul style="list-style-type: none"> <li>● Acelerómetros</li> <li>● Magnetómetros</li> <li>● Giroscopio</li> </ul> En los 3 ejes	Las mismas señales de giroscopio y magnetometro, y las señales de aceleración corregidas
<b>viAjustePeriodosEstacionarios</b>	Calcula las fases de apoyo, además de permitir la corrección manual	Señales de: <ul style="list-style-type: none"> <li>● Acelerómetros</li> <li>● Magnetómetros</li> <li>● Giroscopio</li> </ul>	Fases de apoyo

<b>viZancada</b>	Calcula todos los indicadores biomecánicos, los normaliza y calcula los parametros.	Señales de las UMIs que regresa viCompensacionGravedadQUATERNION.	Parametros de la marcha
------------------	---	---	-------------------------

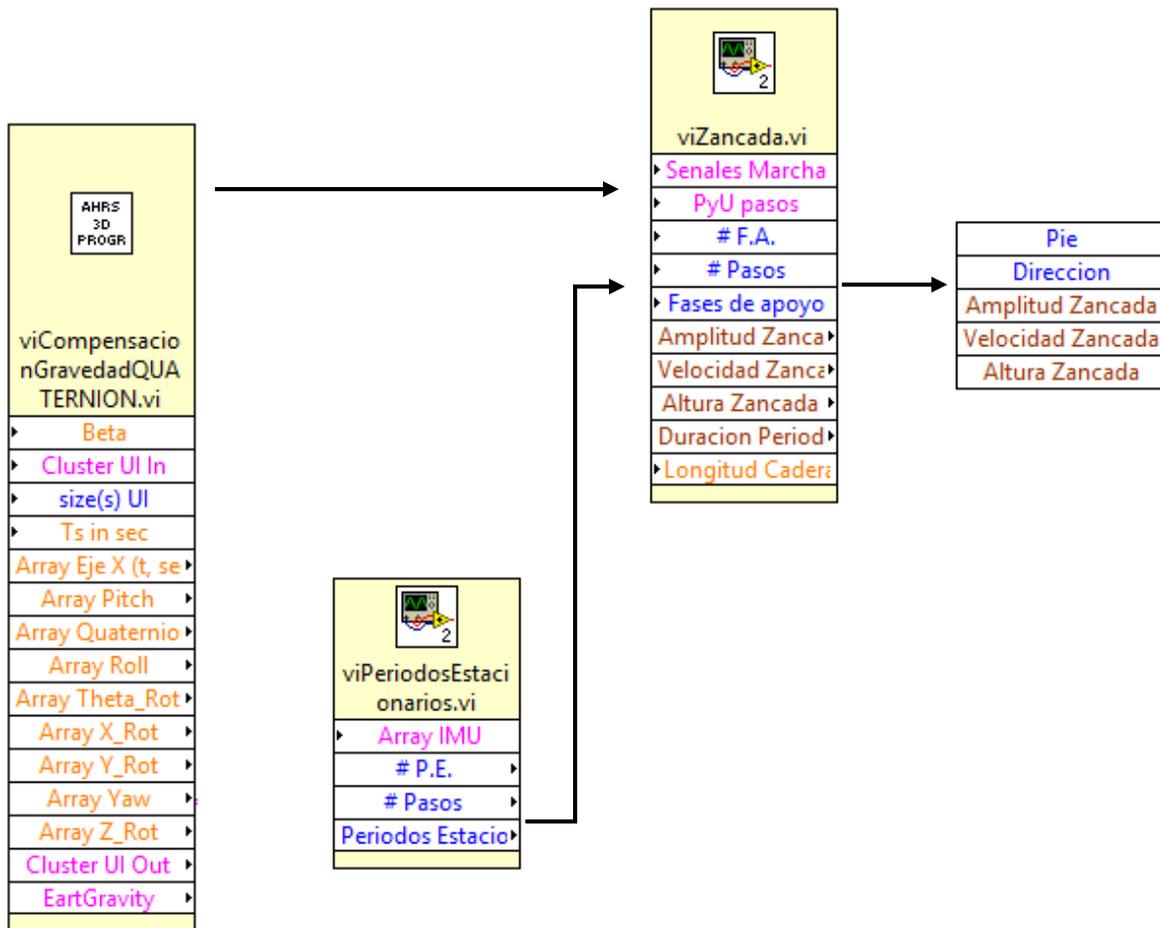


Figura 54 - Estructura esencial del software para evaluar la marcha

Es importante aclarar que las flechas en la figura anterior solo representan el flujo de los datos calculados dentro de cada VI.

El funcionamiento de *viZancada* se presenta en la Figura 55 y se describe en la Tabla 23

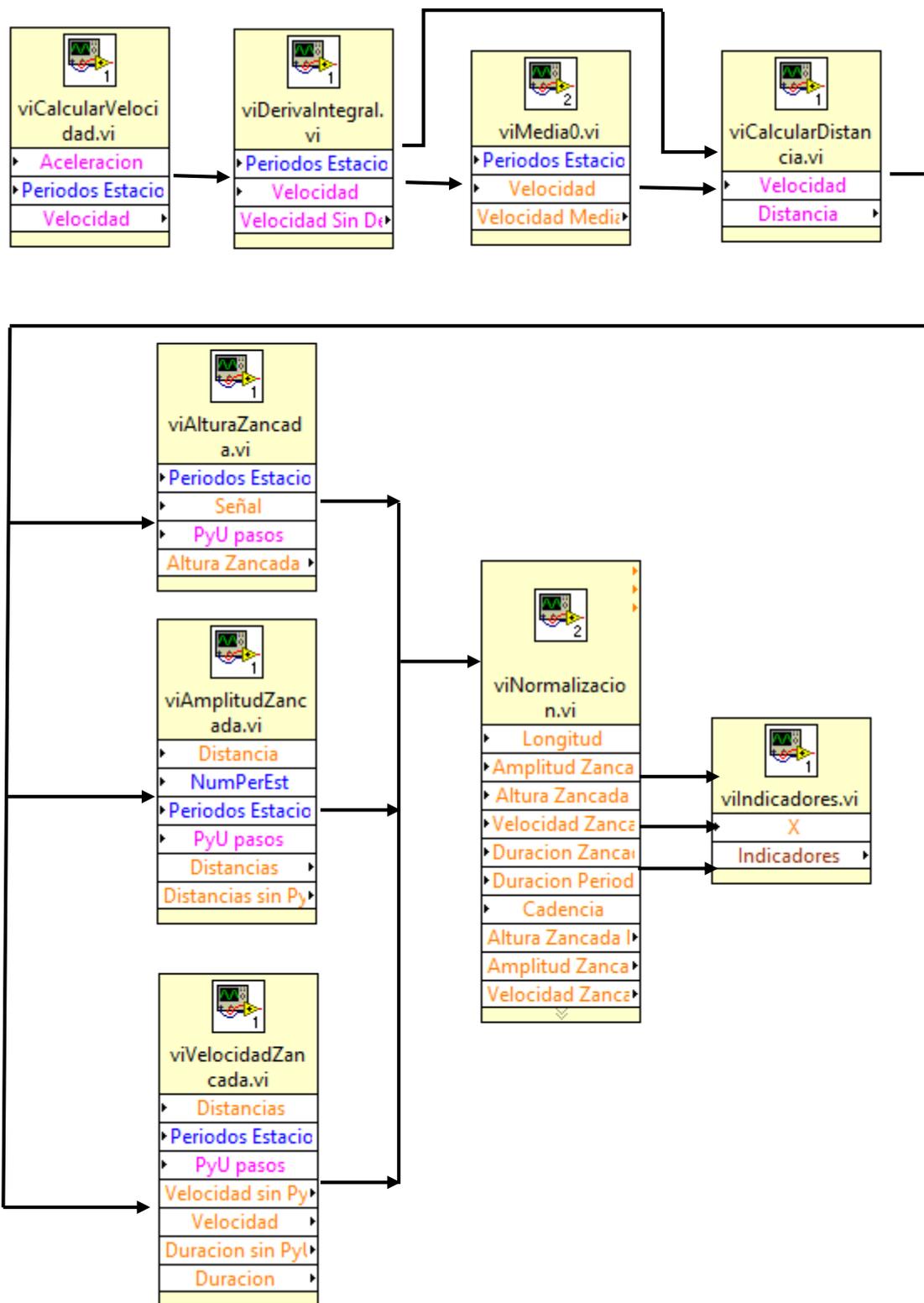


Figura 55 – Estructura interna de viZancada

Tabla 23 - Descripción de los VI que forman parte de viZancada

VI	Descripción	Entradas	Salidas
<b>viCalcularVelocidad</b>	Aplica la integral sobre las señales del acelerometro y calcula velocidad	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Señales del acelerometro corregidas</li> <li>• Fases de apoyo</li> </ul>	Velocidad en los 3 ejes
<b>viDerivaIntegral</b>	Corrige la deriva en la velocidad	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Velocidad de los 3 ejes</li> <li>• Fases de apoyo</li> </ul>	Velocidad sin deriva en los 3 ejes
<b>viMediaCero</b>	Aplica el ajuste por media cero a la señal Z de la velocidad sin deriva	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Velocidad sin deriva del eje Z</li> <li>• Fases de apoyo</li> </ul>	Velocidad en Z con corrección de media cero
<b>viCalcularDistancia</b>	Aplica la integral sobre las señales X y Y sin deriva, así como también sobre Z con corrección de media cero	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Velocidad sin deriva de X y Y</li> <li>• Velocidad con corrección de media cero en Z</li> <li>• Fases de apoyo</li> </ul>	Distancia en los 3 ejes
<b>viAlturaZancada</b>	Calcula la altura de cada zancada	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Distancia en Z</li> <li>• Fases de apoyo</li> </ul>	Altura de cada zancada
<b>viAmplitudZancada</b>	Calcula la amplitud de cada zancada	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Distancia en X y Y</li> <li>• Fases de apoyo</li> </ul>	Amplitud de cada zancada
<b>viVelocidadZancada</b>	Calcula la velocidad promedio de cada zancada	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Distancia en X y Y</li> <li>• Fases de apoyo</li> </ul>	Velocidad promedio de cada zancada
<b>viNormalizacion</b>	Normaliza la altura, amplitud y velocidad de cada zancada	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Altura de cada zancada</li> <li>• Amplitud de cada zancada</li> <li>• Velocidad de cada zancada</li> <li>• Longitud cadera-tobillo de una persona</li> </ul>	Indicadores biomecánicos (altura, amplitud y velocidad de cada zancada) normalizados

<b>Indicadores</b>	Calcula los parámetros de cada indicador biomecánico	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Altura normalizada de cada zancada</li> <li>• Amplitud normalizada de cada zancada</li> <li>• Velocidad normalizada de cada zancada</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Media y desviación estándar de la altura normalizada de cada zancada</li> <li>• Media y desviación estándar de la amplitud normalizada de cada zancada</li> <li>• Media y desviación estándar de la velocidad normalizada de cada zancada</li> </ul>
--------------------	--	---	---