

ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y
ELECTRÓNICA

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA
VISUALIZAR LA MARCHA HUMANA BIOMECÁNICA EN LA
AFECTACIÓN DE RODILLA ANTE UNA GONARTROSIS.

PROYECTO DE INVESTIGACIÓN Y DESARROLLO PREVIO A LA
OBTENCIÓN DEL GRADO DE MAGÍSTER EN AUTOMATIZACIÓN Y
CONTROL ELECTRÓNICO INDUSTRIAL

ING. DIEGO FRANCISCO TERÁN PINEDA

ayllusck@gmail.com

DIRECTOR: Ing. ANDRÉS FERNANDO CELA ROSERO M.Sc.

andres.cela@epn.edu.ec

Quito, Abril 2017

AVAL

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por Diego Francisco Terán Pineda, bajo mi supervisión.

M.Sc. Andrés Cela
DIRECTOR DEL PROYECTO

DECLARACIÓN DE AUTORÍA

Yo, Diego Francisco Terán Pineda, declaro bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentada para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual correspondientes a este trabajo, a la Escuela Politécnica Nacional, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normatividad institucional vigente.

Diego Francisco Terán Pineda

DEDICATORIA

Tukuy ñupapak ayllukunaman, yupaychani nipani, panikuna wawkikuna mamita papito, palli nipani, ñukata tukuy shunkuwan allikuman purichun yuyaymanta. Wayraman, samaykuta karaymanta, Ninaman, yuyayta phukuchiwaymanta. Yupaychani.

Dedico este trabajo a todas aquellas personas que en el transcurso del desarrollo del estudio y el proceso del trabajo final siempre me apoyaron incondicionalmente en la parte moral y emocional para poder llegar a culminar una meta más.

AGRADECIMIENTO

A todas las personas que incondicionalmente me apoyaron a cumplir esta meta.

ÍNDICE DE CONTENIDO

AVAL.....	I
DECLARACIÓN DE AUTORÍA.....	II
DEDICATORIA.....	III
AGRADECIMIENTO.....	IV
ÍNDICE DE CONTENIDO.....	V
ÍNDICE DE FIGURAS.....	VIII
ÍNDICE DE TABLAS.....	XI
RESUMEN.....	XII
ABSTRACT.....	XIII
CAPITULO 1.....	1
INTRODUCCIÓN.....	1
1.1. Importancia y justificación del tema.....	1
1.2. Objetivos.....	1
1.3. Alcance.....	2
1.4. Presentación.....	3
1.5. Medios y herramientas necesarios.....	3
CAPITULO 2.....	5
ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LA RODILLA Y SISTEMAS DE ADQUISICIÓN.....	5
2.1. Anatomía de la pierna humana.....	5
2.2. Articulaciones de la pierna humana.....	6
2.2.1. La cadera.....	7
2.2.2. La rodilla.....	8
2.2.3. El tobillo.....	10
2.2.4. Los dedos.....	11
2.3. Biomecánica de la marcha humana.....	11
2.3.1. El ciclo de la marcha.....	12
2.3.2. Análisis cinemático de la marcha humana.....	13
2.3.3. Factores que modifican la marcha.....	16
2.3.4. Sistemas para el estudio y análisis cinemático de la marcha.....	19
2.4. Sistemas de adquisición de datos de la marcha humana.....	21

2.4.1. Sistema de adquisición con sensores inerciales y sensores de fuerza-fsr	
2.4.2. Sistema de adquisición y detección de fase de marcha humana usando sensores en el zapato.....	25
2.4.3. Sistema de adquisición de marcha humana usando zapato integrado con IMU inalámbrico.....	26
CAPITULO 3.....	29
DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL MÓDULO DE ADQUISICIÓN DE DATOS..	29
3.1. Diagrama de bloques propuesto	29
3.2. Selección y descripción de los elementos	30
3.2.1. Sensor IMU	30
3.2.2. Tarjeta de desarrollo	31
3.2.3. Módulo wireless	32
3.2.4. Sensor para tobillo.....	33
3.3. Conexión del sistema.....	34
3.4. Tratamientos de datos	34
3.4.1. Tratamiento digital del acelerómetro	34
3.4.2. Tratamiento digital del giroscopio	45
3.4.3. Tratamiento digital sensor FSR.....	52
3.4.4. Selección tiempo de muestreo (T_s).....	54
3.5. Desarrollo de la interfaz.....	55
3.5.1. Configuración y comunicación con Arduino	58
3.5.2. Calibración	58
3.5.3. Conteo de pasos.....	58
3.5.4. Adquisición de datos	59
3.5.5. Clasificación de datos	59
3.5.6. Normalización de datos	60
3.5.7. Ajuste de curva	62
3.5.8. Visualización de datos	64
CAPÍTULO 4.....	66
MUESTREO DE LA MARCHA HUMANA Y SISTEMA DE CARACTERIZACIÓN DEL MUESTREO OBTENIDO.....	66

4.3. Adquisición y almacenamiento de la marcha normal.....	68
4.3.1. Patrón A.	68
4.3.2. Patrón B.	71
4.3.3. Patrón C.	74
4.4. Análisis y discusión:.....	77
CAPÍTULO 5.....	78
PRUEBAS Y RESULTADOS.....	78
5.1. Análisis de resultados	78
5.1.1. Paciente A.....	79
5.1.2. Paciente B.....	80
5.1.3. Paciente C.....	82
5.1.4. Paciente D.....	84
5.1.5. Paciente E.....	86
5.1.6. Paciente F	87
5.1.7. Paciente G	89
CAPÍTULO 6.....	90
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	90
6.1. Conclusiones.	90
6.2. Recomendaciones.	91
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	93
7. ANEXOS	95

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2. 1 a) Estructura ósea y muscular de la pierna [5] b) Partes del segmento de la pierna y su estructura ósea	5
Figura 2. 2. Planos de división del cuerpo humano [5].....	6
Figura 2. 3. Articulación de la cadera humana. (a) Corte sagital. (b) Vista posterior con tendones. (c) Vista anterior con tendones [5].....	7
Figura 2. 4. (a) Relación del ángulo Q con el ángulo Cérvico-diafisario. Ángulo Cérvico- diafisario (b) en el adulto promedio (c) en el recién nacido (d) en el anciano[5].....	7
Figura 2. 5. Movimientos elementales de la cadera [5].....	8
Figura 2. 6. Articulación de la rodilla – Corte Sagital [5].....	8
Figura 2. 7. Movimiento de la rodilla humana. (a) Flexión contrayendo bíceps femoral. (b) Extensión contrayendo cuádriceps femoral [5]	9
Figura 2. 8. Movimiento de la rodilla en el plano sagital [5]	9
Figura 2. 9. Articulaciones del tobillo a) Vista lateral b) Vista posterior [5]	10
Figura 2. 10. Movimiento del tobillo [5].....	10
Figura 2. 11. Articulación del dedo [5]	11
Figura 2. 12. Rango de movimiento del dedo del pie a) Extensión b) Flexión [5]	11
Figura 2. 13. Fases de la Marcha [7].....	12
Figura 2. 14. Cinemática de la rodilla – Intervalo 1 [5]	14
Figura 2. 15. Cinemática de la rodilla – Intervalo 2 [5]	14
Figura 2. 16. Cinemática de la rodilla – Intervalo 3 [5]	15
Figura 2. 17. Curva cinemática del ángulo de la rodilla en un ciclo de marcha a) Observado desde ángulos negativos [8] b) [9] Observado desde ángulo positivos incluido la banda de confianza (95% color plomo oscuro).....	15
Figura 2. 18. Videofotogrametría.....	19
Figura 2. 19. Goniómetro [7]	20
Figura 2. 20. Electrogoniometro flexibles.....	20
Figura 2. 21. Acelerómetro	21
Figura 2. 22. Arquitectura del sistema de adquisición [13]	22
Figura 2. 23. a) Detección de fase de la marcha con FSR b) Ubicación de los 4 sensores FSR [13].....	23
Figura 2. 24. a) representación cinemática del ángulo de la rodilla b) Colocación de sensores inerciales para obtener el ángulo [13]	23
Figura 2. 25. a) Ubicación de sensores b) Respuesta de los ángulos de la rodilla [13]	24
Figura 2. 26. Prototipo [15].....	25
Figura 2. 27a) Acelerometro b) Sensor FSR c)Ubicación de los sensores [15]...	25
Figura 2. 28. Sistema completo [15].....	26

Figura 2. 29. Colocación de sensores para obtener datos en el plano sagital [14]	27
.....	
Figura 3.1. Arquitectura del Sistema	¡Error! Marcador no definido.
Figura 3.2. IMU MPU6050.....	¡Error! Marcador no definido.
Figura 3.3. Arduino UNO	¡Error! Marcador no definido.
Figura 3.4. Data Transceiver SV610	¡Error! Marcador no definido.
Figura 3.5. SUB108-TTL.....	¡Error! Marcador no definido.
Figura 3.6. Sensor cuadrado FSR	¡Error! Marcador no definido.
Figura 3.7. Diseño del sistema	¡Error! Marcador no definido.
Figura 3.8. Componentes de la fuerza de aceleración .	¡Error! Marcador no definido.
Figura 3.9. Giro del acelerómetro un ángulo Θ	¡Error! Marcador no definido.
Figura 3.10. Ángulo eje X.....	¡Error! Marcador no definido.
Figura 3.11. Perturbaciones y ruido en el acelerómetro correspondiente al eje_X.	39
.....	
Figura 3.12. Proceso del filtro Kalman [18].....	¡Error! Marcador no definido.
Figura 3.13. Modelo del sistema	¡Error! Marcador no definido.
Figura 3.14. Funcionamiento del filtro de Kalman [18] .	¡Error! Marcador no definido.
Figura 3.16. Resultado con filtro Kalman a movimientos suaves	¡Error! Marcador no definido.
Figura 3.17. Respuesta del acelerómetro a caminata normal.....	¡Error! Marcador no definido.
Figura 3.18. Aproximación rectangular	¡Error! Marcador no definido.
Figura 3.19. Aproximación trapezoidal.....	¡Error! Marcador no definido.
Figura 3.20. Calibración y medición del giroscopio.....	¡Error! Marcador no definido.
Figura 3.21. Filtro complementario [19].....	¡Error! Marcador no definido.
Figura 3.22. Respuesta del Sistema con filtro complementario (línea roja) y kalman (línea tomate)	¡Error! Marcador no definido.
Figura 3.23. a) Curva del comportamiento de FSR formato (log/log) b) Circuito de conexión (Anexo III).....	¡Error! Marcador no definido.
Figura 4.1. Ubicación del sensor FSR.....	¡Error! Marcador no definido.
Figura 4.2. Ubicación del sensor MPU6050 parte inferior de la pierna	¡Error! Marcador no definido.
Figura 4.3. Ubicación del sensor MPU6050 muslo	¡Error! Marcador no definido.
Figura 4.4. Marcha normal género femenino 50 años de edad pierna derecha. a) Pasos realizados b) Validación	¡Error! Marcador no definido.
Figura 4.5. Marcha normal género femenino 50 años de edad pierna izquierda. a) Pasos realizados b) Validación	¡Error! Marcador no definido.
Figura 4.6. Marcha normal género masculino 49 años de edad pierna derecha. a) Pasos realizados b) Validación	¡Error! Marcador no definido.

Figura 4.7. Marcha normal género masculino 49 años de edad pierna izquierda.
a) Pasos realizados b) Validación..... **¡Error! Marcador no definido.**
Figura 4.8. Marcha normal género masculino 80 años de edad pierna derecha. a)
Pasos realizados b) Validación **¡Error! Marcador no definido.**
Figura 4.9. Marcha normal género masculino 80 años de edad pierna izquierda.
a) Pasos realizados b) Validación..... **¡Error! Marcador no definido.**

Figura 5. 1. Afectación de la marcha - Paciente A 79
Figura 5. 2. Afectación de la marcha - Paciente B 80
Figura 5. 3. Afectación de la marcha - Paciente B 81
Figura 5. 4. Afectación de la marcha pierna derecha- Paciente C 82
Figura 5. 5. Afectación de la marcha pierna izquierda - Paciente C 83
Figura 5. 6. Afectación de la marcha - Paciente D 84
Figura 5. 7. Afectación de la marcha - Paciente D 85
Figura 5. 8. Afectación de la marcha - Paciente E 86
Figura 5. 9. Afectación de la marcha pierna izquierda- Paciente F 87
Figura 5. 10. Afectación de la marcha pierna derecha - Paciente F 88
Figura 5. 11. Afectación de la marcha - Paciente G 89

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1. Subfases correspondiente a la fase de apoyo.....	13
Tabla 2.2. Subfases correspondiente a la fase de oscilación.....	13
Tabla 2.3. Lesiones que provoca la gonartrosis a la rodilla	18
Tabla 2.4. Estimación de error de una marcha rápida	28
Tabla 3.1. Register 28 – Accelerometer Configuration	36
Tabla 3.2. Configuración AFS_SEL	36
Tabla 3.3. Sensibilidad del acelerómetro	37
Tabla 3.4. Registro de lectura de mediciones	37
Tabla 3.5. Register 1B – Gyroscope Configuration	47
Tabla 3.6. Configuración FS_SEL	47
Tabla 3.7. Sensibilidad del giroscopio	48
Tabla 3.8. Registro de lectura de mediciones del giroscopio.....	49
Tabla 3.9. Mediciones de Tiempos en el procesamiento del Arduino	55
Tabla 3.10. Matriz almacenada datos de la marcha.....	59

RESUMEN

El estudio del ángulo para cada fase e intervalos del ciclo de la marcha se vuelve un proceso muy complejo, debido a que la rodilla se encuentra en movimiento y adquirir el ángulo para el análisis en el instante de tiempo deseado es complicado. De todas formas, los especialistas necesitan observar la marcha de los pacientes y evaluar su afectación. De todas formas, los especialistas evalúan observando la forma de caminar de los pacientes para conocer su afectación y valoración en los intervalos de la marcha.

El presente trabajo acomete el desarrollo e implementación de un sistema para visualizar la marcha biomecánica humana de la rodilla en la zona sagital mediante sensores para visualizar la afectación de la gonartrosis en la marcha.

Se usaron dos sensores inerciales para adquirir las señales correspondientes a los ángulos generados en la pierna y el muslo los cuales fueron procesados en una tarjeta de desarrollo – Arduino uno. Para el filtrado de la señal del acelerómetro se ha aplicado el algoritmo del filtro de Kalman y el filtro complementario entre las mediciones del giroscopio y el acelerómetro. La siguiente fase de procesamiento digital se realizó a nivel de software con Matlab una vez obtenida la señal inalámbricamente; inicialmente se clasifica y normaliza la marcha humana para luego realizar ajustes de las curvas de la cinemática de la rodilla obtenidas de todas las marchas a través de un polinomio de séptimo grado.

Se analizaron personas sin afectación y diagnóstico fisioterapéutico aceptable, para obtener y almacenar la información referente a la marcha normal. Además, se desarrolló una interface gráfica que permite al especialista visualizar la afectación de la gonartrosis en la marcha del paciente.

PALABRAS CLAVE: Marcha biomecánica, cinemática de rodilla, filtros digitales, gonartrosis, diagnóstico fisioterapéutico, visualización de marcha.

ABSTRACT

The study of the angle for each phase and intervals of the gait cycle becomes a very complex process, because the knee is in motion and acquiring the angle for analysis at the desired time is complicated. However, specialists need to observe patients' gait progress and assess their involvement. In any case, the specialists evaluate the way of walkin of patients to know their affectation and valuation in gait intervals.

The present work undertakes the development and the implementation of a system to visualize the human biomechanical gait of the knee in the sagittal zone by means of the sensors to visualize the affectation of the gonarthrosis in the gait.

Two inertial sensors were used to obtain signals corresponding to the angles generated in the leg and thigh processes were processed on a development board - Arduino one. For the filtering of the accelerometer signal has applied the Kalman filter algorithm and the complementary filter between the measurements of the gyroscope and the accelerometer. The next stage of digital processing was performed a level of software with Matlab once obtained the signal wirelessly; Initially, the human gait is classified and normalized to make adjustments of the knee cinematography curves obtained from all the marches through a seventh-degree polynomial.

Individuals without affectation and acceptable physiotherapeutic diagnosis were analyzed to obtain and store information regarding normal gait. In addition, a graphical interface was developed that allows the specialist to visualize the affectation of the gonarthrosis in the patient's gait.

KEYWORDS: Biomechanical gait, knee kinematics, digital filters, gonarthrosis, physiotherapeutic diagnosis, gait visualization.

CAPITULO 1

INTRODUCCIÓN

1.1. Importancia y justificación del tema

La rodilla es la articulación más importante de las extremidades inferiores. La misma experimenta numerosos traumatismos [1]; por lo que, los médicos especialistas necesitan tener un conocimiento muy profundo de la mencionada articulación ya que es la articulación más expuesta y menos protegida contra las lesiones mecánicas. Además, se distingue como la articulación más grande del ser humano que une tres huesos: extremo inferior del fémur, extremo superior de la tibia y la rótula constituyéndose la articulación de suma importancia para la marcha humana.

La Gonartrosis es la enfermedad más común [2] de una gran variedad de lesiones de la rodilla, siendo el ángulo de rotación la principal característica a estudiar. La misma provoca dolor durante el caminar o movimiento; además, causa limitación progresiva de la movilidad de articulación.

Después de realizar cirugías y verificar la reparación del problema, el proceso de rehabilitación depende de la intensidad de dolor del paciente lo que genera una calificación [3]; en otras palabras, la evaluación de pacientes con gonartrósis depende de una valoración que relaciona el dolor y capacidad funcional. Esta medición es realizada entre el médico y el paciente [4].

Por lo anteriormente expuesto, se hace necesario obtener una solución que permita medir expresar el ángulo de la rodilla, en el plano sagital, para que el especialista pueda determinar el grado de afección por gonartrosis que afecta la marcha haciendo uso de una interfaz computacional.

1.2. Objetivos

El objetivo general de este trabajo es diseñar e implementar un sistema para visualizar la marcha biomecánica humana de la rodilla en la zona sagital mediante sensores para que un especialista pueda visualizar la afectación de la gonartrosis.

El proyecto se dará por concluido cuando se cumpla los siguientes objetivos específicos.

1. Realizar una síntesis del comportamiento de la rodilla y su marcha biomecánica normal
2. Seleccionar los sensores y el sistema de adquisición de datos para identificar la marcha biomecánica enfocado principalmente a la rodilla
3. Diseñar e implementar un módulo de adquisición del ángulo en el plano sagital de la rodilla
4. Diseñar e implementar un algoritmo en una interfaz para visualizar el ángulo durante la marcha en función de la información obtenida.
5. Seleccionar un grupo de personas para tomar muestras con nuestro sistema de adquisición
6. Realizar pruebas con el fin de verificar el funcionamiento del sistema
7. Realizar conclusiones y recomendaciones

1.3. Alcance

Para obtener el ángulo de la rodilla en la zona sagital se pretende usar 2 sensores como acelerómetros o giroscopio, las cuáles serán colocadas una en la pierna y otra en el muslo. De igual manera, para conocer el inicio y fin de la marcha se colocarán sensores en la plantilla, que servirán para detectar el inicio de la marcha.

Previamente la información del acelerómetro y el giroscopio será tratada mediante un filtro digital, la cual será programada en una tarjeta de desarrollo y la encargada de adquirir y procesar la información para obtener el ángulo de la rodilla.

El ángulo de rodilla y la señal de inicio y fin de la marcha será enviada hacia la computadora mediante un módulo inalámbrico, esta información nuevamente es tratada en una herramienta de software matemático-Matlab para clasificar y normalizar todas las marchas realizadas por el paciente. Además, para obtener la curva cinemática de la marcha, se realiza un ajuste de curva a la señal promedio de todas las marchas.

El diseño de la interfaz será desarrollado en Matlab según requerimiento del especialista para que pueda visualizar la marcha humana biomecánica en la afectación de rodilla ante una gonartrosis.

1.4. Presentación

El informe final de este proyecto tiene la siguiente estructura.

En el Capítulo 2 se presentan los estudios de las fases de la marcha biomecánica del cuerpo humano y los movimientos correspondientes en la rodilla. Además, se realiza una síntesis de métodos usados en sistemas de adquisición de la marcha humana publicados en la base de datos de IEEE explorer.

En el Capítulo 3 se selecciona todos dispositivos electrónicos de acuerdo a sus ventajas y desventajas. Conjuntamente, para una correcta adquisición de datos, se realiza un previo tratamiento digital utilizando el filtro de Kalman para enviar los datos inalámbricamente hacia la computadora, la que se encarga de clasificar, normalizar y ajustar la curva polinomial para luego obtener la representación cinemática de la rodilla. Adicionalmente, se desarrolla una interfaz de acuerdo a las necesidades del especialista.

En el Capítulo 4 con un especialista se estudia y analiza a un grupo de personas seleccionadas para tomar los datos. De la misma se analiza la posición correcta de los sensores a ser colocados en el miembro inferior, poder adquirir las señales correctamente y guardar en una base de datos de la computadora. Una vez obtenida la curva de la marcha correspondiente a la rodilla, se lo almacena y visualiza en la interfaz la afectación provocada en la rodilla por la gonartrosis.

En el Capítulo 5 se busca con el especialista indicado la recolección de datos de las personas con Gonartrosis y presentarlos en una interfaz.

En el Capítulo 6 se da a conocer las experiencias y conocimientos adquiridas en el trabajo de titulación.

1.5. Medios y herramientas necesarios

Los recursos necesarios para la realización del proyecto es necesario disponer de:

- Tarjeta de desarrollo
- Sensor IMU
- Sensor FSR

- PC
- Matlab
- Batería 9V
- Módulo Wireless transmisión
- Módulo Wireless recepción

En el capítulo 3 se explicarán más en detalle las características de cada uno de los componentes, su selección y programas para su respectivo funcionamiento.

CAPITULO 2

ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LA RODILLA Y SISTEMAS DE ADQUISICIÓN

2.1. Anatomía de la pierna humana

La pierna humana corresponde a la parte inferior del cuerpo humano comprendida entre el tobillo y la pierna, es la parte fundamental usada para transportarse de un lugar a otro. Además, soporta el peso y proporciona el equilibrio adecuado del cuerpo humano.

La estructura de la pierna humana está dividida en tres segmentos principales (Figura 2.1a)), además, el segmento de la pierna está compuesta por el muslo y la pierna.

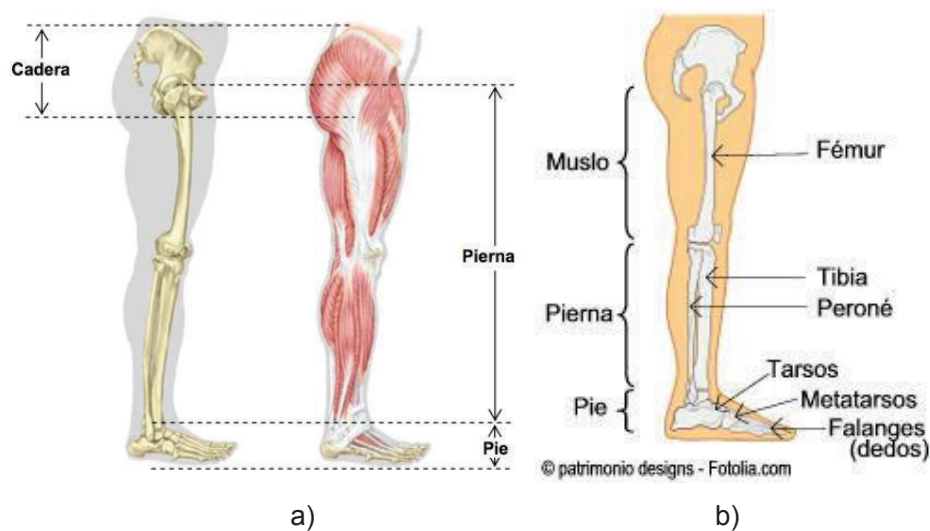


Figura 2. 1 a) Estructura ósea y muscular de la pierna [5] b) Partes del segmento de la pierna y su estructura ósea

La Figura 2.2. permite apreciar los planos correspondientes del cuerpo humano para entender la anatomía espacial de este.

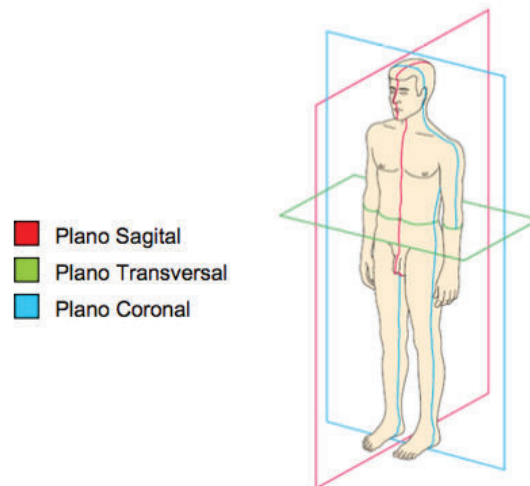


Figura 2. 2. Planos de división del cuerpo humano [5]

- Plano Sagital
Conocido también como plano medio, corta el cuerpo de arriba hacia abajo y adelante hacia atrás dividiendo al cuerpo en dos mitades (izquierda y derecha). Este plano describe movimientos de flexión y extensión.
- Plano Transversal u horizontal
Divide al cuerpo en parte superior e inferior, plano donde se describe las rotaciones
- Plano Coronal o frontal
Divide al cuerpo en mitades delanteras y traseras, plano en la cual describe el movimiento abducción y aducción

2.2. Articulaciones de la pierna humana

Una articulación es una unión o área de contacto entre huesos o hueso y cartílago. La función principal es doblar las distintas extremidades del cuerpo humano para lograr movilidad.

Como se mencionó anteriormente, la pierna humana tiene tres segmentos, debido a que el proyecto se basa en el estudio de la rodilla, se conocerá más a detalle el estudio de la pierna.

2.2.1. La cadera

La articulación de la cadera es esférica y permite mover toda la extremidad inferior en los tres planos del cuerpo humano. La articulación se puede observar en la figura 2.3.

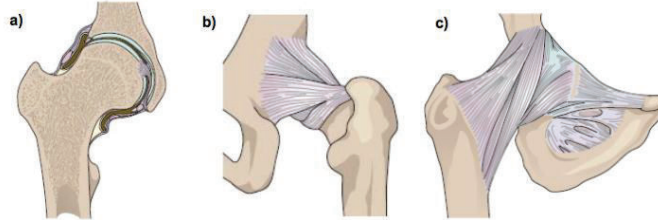


Figura 2. 3. Articulación de la cadera humana. (a) Corte sagital. (b) Vista posterior con tendones. (c) Vista anterior con tendones [5]

En la Figura 2.4. se puede apreciar la variación del ángulo con respecto a la edad de la persona correspondiente al plano frontal.

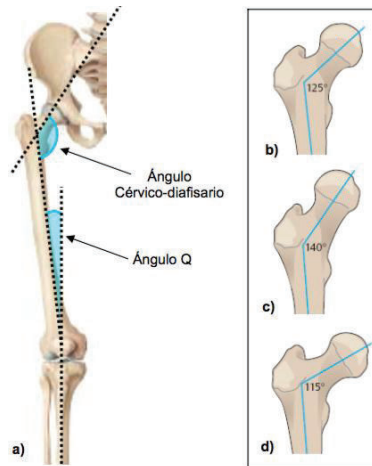


Figura 2. 4. (a) Relación del ángulo Q con el ángulo Cérvico-diafisario. Ángulo Cérvico- diafisario (b) en el adulto promedio (c) en el recién nacido (d) en el anciano[5]

2.2.1.1. Rango de movimiento de la cadera

Se puede apreciar en la figura 2.5. los tres movimientos elementales que se puede realizar por la articulación de la cadera.

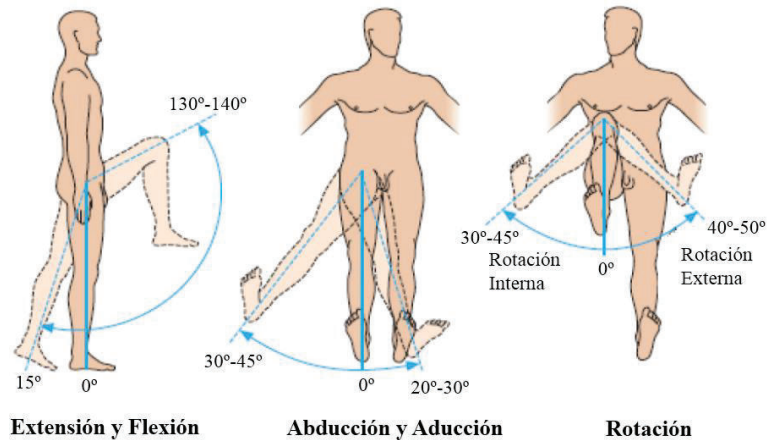


Figura 2. 5. Movimientos elementales de la cadera [5]

El rango de movimiento de Extensión y Flexión se da en el plano sagital, podemos observar que la extensión de la pierna hacia atrás tiene un ángulo máximo de 15°, además, la flexión hacia el tórax tiene un ángulo máximo entre 130° y 140°.

Correspondiente al plano transversal presenciamos Abducción (rango de movimiento entre 30°-45° alejándose del cuerpo) y Aducción (rango de movimiento entre 20°-30° cruzando sobre la pierna sin movimiento).

Por último, podemos observar el movimiento en el plano frontal la Rotación interna y externa. Rotación interna con ángulo máximo entre 30°-45° y externa entre 40°-50°.

2.2.2. La rodilla

La rodilla es la articulación más grande del cuerpo y la más importante, en ella se unen tres huesos: fémur, tibia y rótula siendo de suma importancia para la marcha y la carrera. En la figura 2.6 se puede observar sus partes.

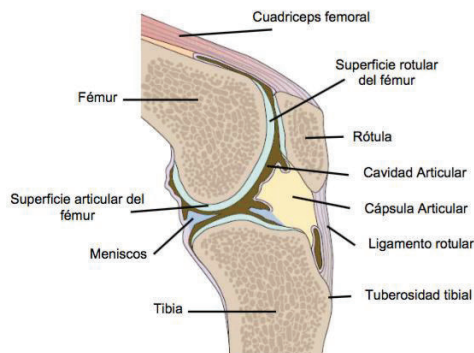


Figura 2. 6. Articulación de la rodilla – Corte Sagital [5]

Su articulación es muy compleja e importante, soporta el peso corporal y estabilidad al momento de poseer extensión completa, además debe estar dotada de movilidad para la marcha y orientación eficaz del pie en función de las irregularidades del terreno o el suelo [6].

Los músculos que involucran el movimiento de la rodilla para la flexión y extensión son el Bíceps Femoral y el Cuádriceps Femoral.

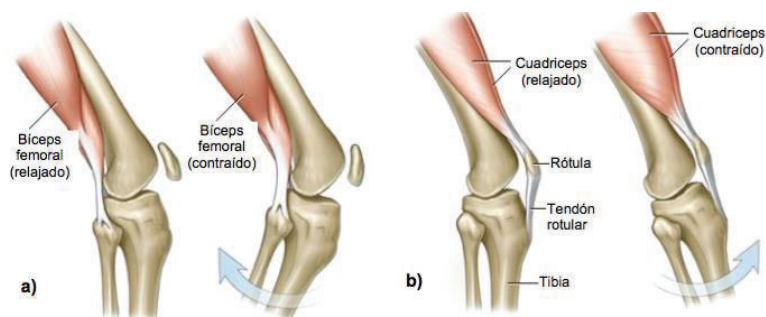


Figura 2. 7. Movimiento de la rodilla humana. (a) Flexión contrayendo bíceps femoral. (b) Extensión contrayendo cuádriceps femoral [5]

2.2.2.1. Rango de movimiento de la rodilla

El ángulo a medir en la rodilla es el equivalente al ángulo que general entre el fémur y la tibia (Figura 2.8)

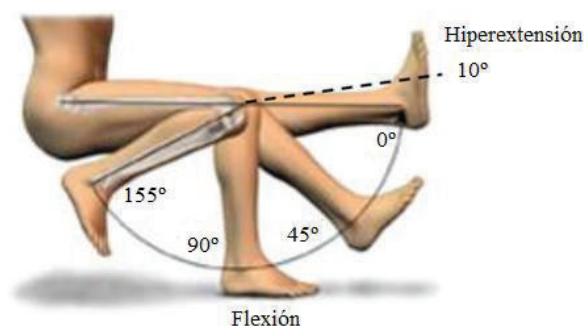


Figura 2. 8. Movimiento de la rodilla en el plano sagital [5]

Cuando la pierna está extendida se observa que equivale a 0° , creando una línea recta entre el fémur y la tibia. De la misma manera, genera un ángulo de 155° cuando la pierna se encuentra totalmente flexionada. Además, si forzamos el cuádriceps, se puede obtener un ángulo de -10° , generando un hiperextensión.

El ángulo que genera la rodilla e indicados en la figura 2.8 son los estudiados para este trabajo, por esta razón la importancia del conocimiento de la movilidad de la rodilla.

2.2.3. El tobillo

Consta de dos articulaciones que se puede observar en la figura 2.9

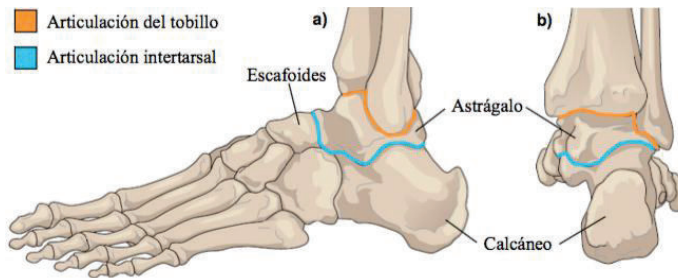


Figura 2. 9. Articulaciones del tobillo a) Vista lateral b) Vista posterior [5]

- Articulación del tobillo: Formada por la tibia, peroné y astrágalo. Además, esta articulación une la pierna y el pie
- Articulación intertarsal: formada por el astrágalo del pie con el hueso calcáneo y el escafoides

Ambas pueden hacer realizar el movimiento de flexión y extensión.

2.2.3.1. Rango de movimiento el Tobillo

Los respectivos movimientos se pueden observar en la figura 2.10. El rango de movimiento es de 20° a 30° si el tobillo es movido hacia la tibia, además, el rango de 40° a 50° si el tobillo realiza el movimiento hacia fuera de la tibia.

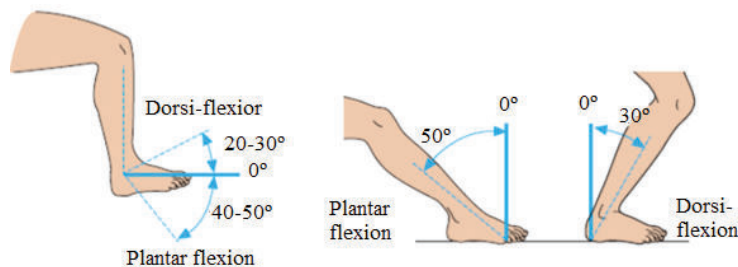


Figura 2. 10. Movimiento del tobillo [5]

Si se tiene la planta del pie fijo en el suelo podemos mover la pierna hacia delante y atrás con los ángulos máximo que indica la figura 2.10.

2.2.4. Los dedos

Para una breve explicación, se dará a conocer la articulación que afecta a la caminata humana que se encuentra entre el Metatarso y la Falanges (figura 2.11)

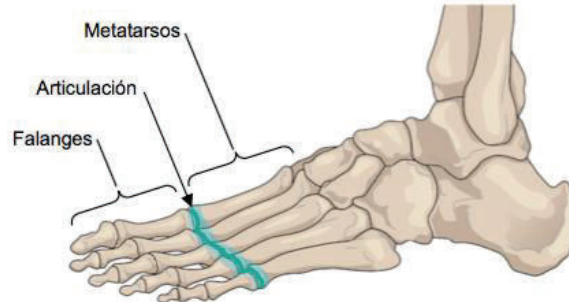


Figura 2. 11. Articulación del dedo [5]

2.2.4.1. Rango de movimiento

El ángulo provocado por el movimiento del dedo se puede observar en la figura 2.12, corresponde un rango de 60° a 70° .

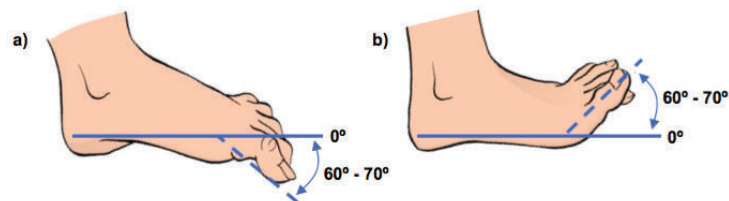


Figura 2. 12. Rango de movimiento del dedo del pie a) Extensión b) Flexión [5]

2.3. Biomecánica de la marcha humana

Es el comportamiento que existe de los diferentes elementos que conforman la pierna humana en conjunto durante la marcha humana [5].

La marcha humana es una locomoción bípeda que conlleva a tener movimientos alternantes y rítmicas de las extremidades inferiores. Durante el desplazamiento se ocasiona un desgaste de energía [7].

2.3.1. El ciclo de la marcha

El ciclo de la marcha inicia cuando el talón de un pie toca el suelo y termina con el contacto del suelo del mismo talón, igualmente, la distancia que existe al inicio y al fin del ciclo de la marcha se lo llama paso completo.

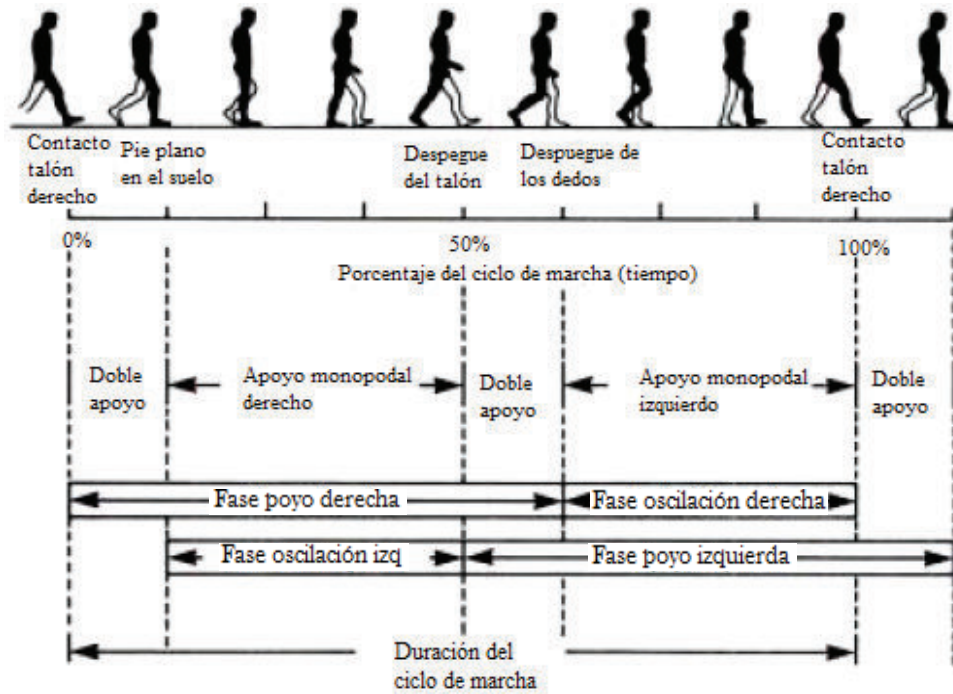


Figura 2. 13. Fases de la Marcha [7]

Como se puede apreciar en la Figura 2.13 el ciclo de marcha comprende de dos fases.

2.3.1.1 Fase 1 - Apoyo

Comprende el 60% del ciclo de marcha y está dividida en 5 subfases [5] [7], y se detalla en la tabla 2.1.

Tabla 2.1. Subfases correspondiente a la fase de apoyo

subfases	Detalle	Rango en %
Contacto inicial (CI)	Tiempo en el cuál toca por primera vez el talón	0 – 2
Apoyo plantar inicial (AI)	La planta del pie toca completamente el suelo	2 – 10
Medio Apoyo (MA)	La planta del pie empieza a elevarse	10 – 30
Elevación del talón, apoyo final (AF)	Tiempo en que el talón inicia elevarse del suelo	30 – 50
Despegue del pie, oscilación previa (OP)	Momento en el cual los dedos se elevan del suelo	50 – 60

2.3.1.2 Fase 2 - Oscilación

Comprende el 40% restante del ciclo de marcha y está dividida en 3 subfases [5] [7], se detalla en la tabla 2.2.

Tabla 2.2. Subfases correspondiente a la fase de oscilación

subfases	Detalle	Rango en %
Fase inicial de oscilación (OI)	Existe una rápida aceleración del extremo de la pierna después de que los dedos dejen el suelo.	60 – 73
Fase media de oscilación (OM)	La pierna de movimiento rebasa a la pierna de apoyo	73 – 87
Fase final de oscilación (OF)	Desacelera debido a que nuevamente el talón toca el suelo	87 – 100

2.3.2. Análisis cinemático de la marcha humana

En [5] y [7] se da a conocer que el estudio cinemático de la marcha humana es el estudio que se centra en la dinámica del movimiento, pero no de las fuerzas que las generan.

En este trabajo se pretende recrear la curva cinemática correspondiente a la rodilla en el plano sagital, para esto es necesario conocer el comportamiento de la rodilla en el plano mencionado.

Para una mejor explicación, [5] divide en tres intervalos la marcha en el plano sagital:

a) Intervalo 1 – Fase 1. Contacto del talón con el suelo y el punto de medio apoyo

- Antes del contacto del talón con el suelo. – La articulación de la rodilla se encuentra en extensión completa
- Contacto del talón con el suelo. – La articulación continúa flexionando hasta que la planta del pie se localice plana con el suelo
- En la posición plana del pie. – La rodilla se encuentra en un ángulo aproximado de 20° de flexión e inicia a moverse.
- Apoyo medio. – La rodilla se encuentra en un ángulo aproximado de 10° de flexión e inicia a moverse a extensión.

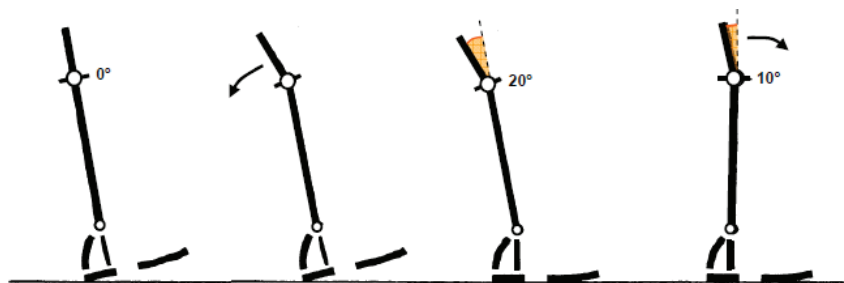


Figura 2. 14. Cinemática de la rodilla – Intervalo 1 [5]

b) Intervalo 2 – Fase 1. Apoyo medio y despegue del pie del suelo

- Apoyo medio. – La rodilla tiene 10° de flexión y continúa creciendo
- Antes de que el talón pierda contacto con el suelo. – Se encuentra a 4° de la extensión completa
- Despegue del talón y los dedos. – Cambia de extensión casi completa a 40° de flexión.

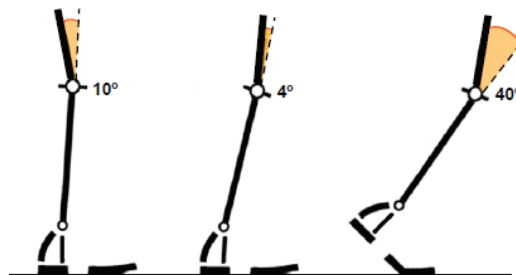


Figura 2. 15. Cinemática de la rodilla – Intervalo 2 [5]

c) Intervalo 3 – Fase 2. Etapa de balanceo (Oscilación)

- Despegue de los dedos y la parte media del balanceo. – Se flexiona la rodilla a 40° y máxima flexión de aproximadamente 65°
- Siguiendo parte media del balanceo y contacto del talón con el suelo. – La rodilla se extiende hasta el último instante del balanceo.

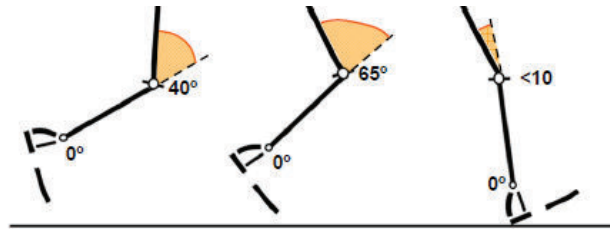


Figura 2. 16. Cinemática de la rodilla – Intervalo 3 [5]

Una vez conocido el movimiento de las articulaciones de la rodilla se puede observar la curva cinemática correspondiente al ángulo en su determinado tiempo para un ciclo de marcha (figura 2.17).

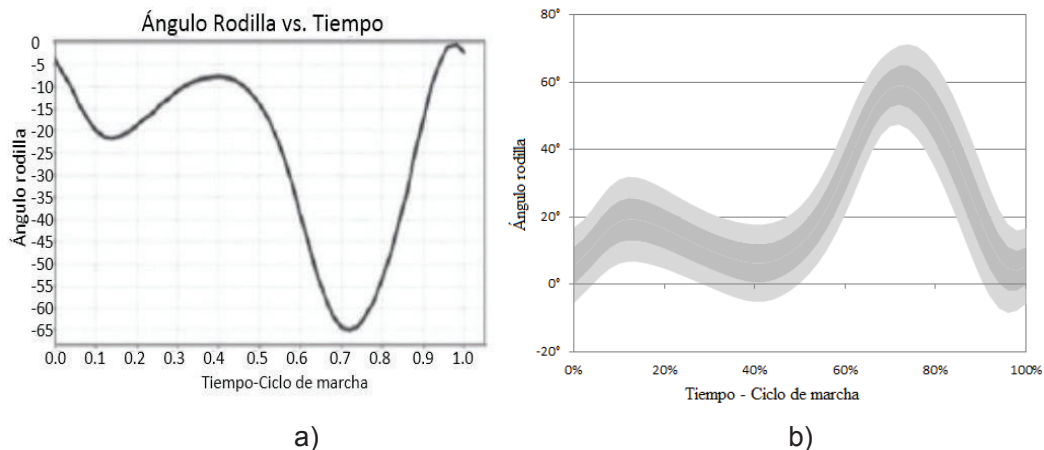


Figura 2. 17. Curva cinemática del ángulo de la rodilla en un ciclo de marcha a) Observado desde ángulos negativos [8] b) [9] Observado desde ángulo positivos incluido la banda de confianza (95% color plomo oscuro)

En la figura 2.17 se puede apreciar dos curvas que se usan para el estudio de la cinemática de la rodilla, la única diferencia es el signo, esto debido a la referencia tomada para la adquisición de señal. Para nuestro estudio se usa la figura 2.17 a).

2.3.3. Factores que modifican la marcha

Son diversos factores que provocan la modificación de la marcha normal, de los cuales podemos detallar [7]:

2.3.3.1. Factores extrínsecos

Uno de estos factores que afectan la marcha humana es la superficie por la cual se camina, esto debido a que el impacto del pie es diferente si se camina en asfalto, concreto, césped, arena o madera. Otro factor que interviene en el impacto del pie es el calzado y el tamaño del mismo.

La pendiente del suelo, si caminamos en subida, será menor el paso y necesita mayor impulso. De la igual manera, si caminamos en bajada, el paso será mayor y necesitamos frenado en los miembros inferiores.

Además de los manifestados anteriormente se tiene una variedad de factores, de los que se puede detallar:

- Uso de tacones altos
- Vestido
- Profesión
- Transporte de carga

2.3.3.2. Factores intrínsecos

Los factores intrínsecos, que son factores internos que modifican la marcha humana que se pueden detallar puede ser [7]:

- Raza humana
- Costumbres culturales
- La edad
- El peso
- Mujeres embarazadas
- Talla de la persona
- Estado de ánimo
- Fatiga

2.3.3.3. Factores patológicos

Los factores patológicos o enfermedades que modifican la marcha humana pueden ser [7]:

- Alteraciones de huesos
- Transitorias o permanentes
- Origen traumático
- Gonartrosis, entre otras

También las enfermedades que se describen a continuación afectan la marcha humana

- Cáncer
- Leucemia
- Anemia, entre otras.

Para este proyecto se puntualiza la gonartrosis como patología que modifica la marcha humana.

2.3.3.3.1. *La Gonartrosis*

La Gonartrosis conocido también como Artrosis es una enfermedad degenerativa del cartílago articular, siendo un problema importante de salud en nuestros días y motivo frecuente de consultas en reumatología, ortopedia y fisioterapia empleándose numerosos recursos en el tratamiento dada su elevada incidencia.

Los factores más comunes que provocan esta enfermedad son [10]:

- Factores Genéticos
- Edad
- Genero
- Sobre peso
- Algunas ocupaciones
- Factores climáticos
- Trastornos, fracturas y formación incorrecta de las rodillas

La gonartrosis provoca dolor al momento de moverse o caminar, además causa limitación progresiva de la movilidad de articulación dejándola en una posición de flexión, siendo imposible estirla [11] y ocasionando problemas difíciles para las actividades diarias como atarse un zapato, ingresar a la bañera, entre otros

Las lesiones que provoca la gonartrosis a la rodilla se explican en la tabla 2.3. [12].

Tabla 2.3. Lesiones que provoca la gonartrosis a la rodilla

Artrosis primaria	Enfermedad degenerativa del cartílago por el paso del tiempo, provoca dolor y limitación de la función de la rodilla.
Artrosis postraumática	Degeneración del cartílago por una lesión en la rodilla.
Artrosis reumatoide	Enfermedad inflamatoria reumática que destruye el cartílago articular.

Causas muy importantes a considerar del porque el género femenino es más propenso en sufrir de gonartrosis son [12]:

- Dentro de su estructura biomecánica estándar presenta alteraciones estructurales excesivas en los ejes de las articulaciones tanto en codo, rodilla, entre otras, como el caso del genu-recurvatum (cuando al estar en bípedo las rodillas de la mujer tienen hacer un arco excesivo hacia atrás), genu varo, cuando en posición de firmes las rodillas están muy separadas ("piernas de vaquero") y genu valgo, cuando las rodillas están muy juntas pero los tobillos muy separados ("piernas en X").
- La fisiología, ellas están adaptadas para la concepción, donde el feto consume los minerales y vitaminas de la madre produciendo un déficit de calcio en los huesos.
- La edad, las mujeres de entre 40 a 45 años en adelante sufren el alce de su periodo (menopausia) donde su sistema hormonal presenta alteraciones, lo que conlleva a un aumento de grasa corporal, trastornos alimenticios y metabólicos.

En los varones la gonartrosis es menos frecuente, pero no descartable, en ellos se da más por el estilo de vida que lleve el paciente.

En este trabajo podremos observar la afectación que provoca la gonartrosis con respecto a la marcha humana normal.

2.3.4. Métodos usados para el estudio y análisis cinemático de la marcha

El estudio cinemático se basa en estudio del movimiento de las partes del cuerpo humano. Existen sistemas que miden el patrón de movimiento como rango articulares, velocidad, aceleración del aparato locomotor [7]. Entre lo utilizados se explica a continuación.

2.3.4.1. Inspección

Se estudia observando al paciente su marcha, longitud de zancada, cadencia y velocidad.

Con este método el paciente puede realizar su marcha a su ritmo, los primeros y últimos pasos no son buenos, además se necesita un espacio grande para que el paciente como el especialista pueda observar la marcha.

2.3.4.2. Videofotogrametría

Se puede observar la marcha en 2D o 3D gracias a las imágenes tomadas por la cámara en el transcurso de la marcha. El modelo mecánico del cuerpo humano es captado por puntos corporales que unidos entre si definen los segmentos corporales [7].

La respuesta de este sistema son gráficos que indican el movimiento cinemático, la desventaja son los errores que puede ocurrir al posicionar la cámara por el operador.

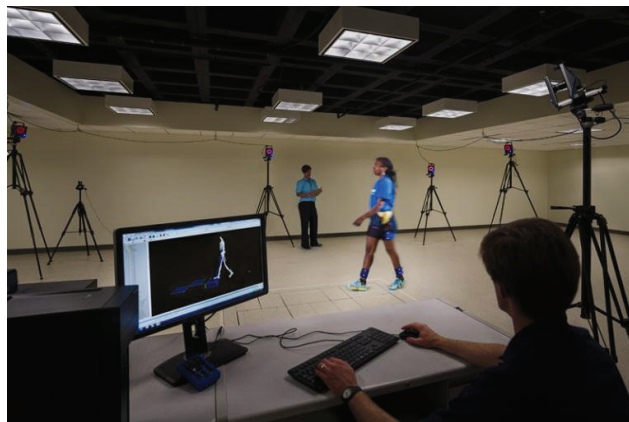


Figura 2. 18. Videofotogrametría

2.3.4.3. Goniómetros

Mide la movilidad angular de una determinada articulación en la marcha. Mide los ángulos durante el movimiento de la articulación. La desventaja, no almacena datos medidos.

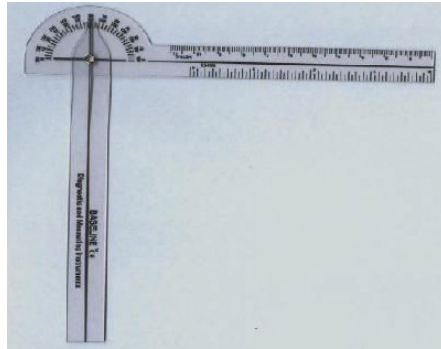


Figura 2. 19. Goniómetro [7]

2.3.4.4. Electrogoniómetros

Tiene la misma característica del anterior, con la ventaja de que los datos son almacenados en una computadora. Este sistema está elaborado por transductores de ángulos, transforman el ángulo medido a una señal eléctrica.

El inconveniente principal es conocer los grados de movimiento absoluto, además afecta en la forma de efectuar la actividad al momento de realizar la marcha [7].

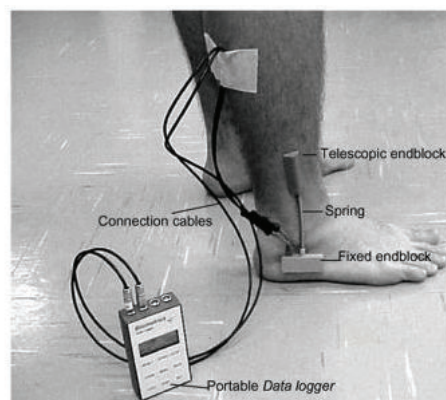


Figura 2. 20. Electrogoniometro flexibles

2.3.4.5. Acelerómetros

Basados en la segunda ley de Newton y permiten medir la aceleración sufrida en los distintos segmentos del cuerpo, convierte la fuerza captada a una señal eléctrica.

Además, son usados para medir los impactos a través del sistema músculo-esquelético y movimientos provocados en las articulaciones. Indican aceleraciones en tres dimensiones y la información necesita de un tratamiento digital para enviar los datos a la computadora.

Los acelerómetros son usados muy a menudo en estudios cinemáticos de la marcha humana.

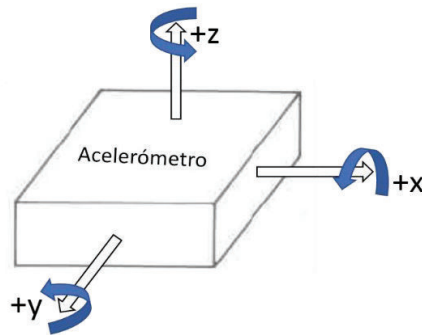


Figura 2. 21. Acelerómetro

2.4. Sistemas de adquisición de datos de la marcha humana

Existen investigaciones que se vienen desarrollando en universidades y centros de investigación del mundo acerca del estudio de la marcha humana como: Monash University [13] [14], Beijing University of Aeronautics & Astronautics [15]. El estudio ha crecido debido a que se anhela simular los movimientos del ser humano, esto para ser aplicado en la robótica o en la medicina como prótesis biomecánica.

El uso del conocimiento de la marcha varía según su aplicación, en este trabajo se pretende conocer la variación de esta ante una gonartrosis.

Entre los métodos, técnicas y sensores usados para realizar los sistemas de adquisición y tratamiento de datos utilizados para estudiar y visualizar la marcha humana enfocado a la rodilla en estos últimos años; se da una explicación en los siguientes ítems, los métodos que servirán para este trabajo.

2.4.1. Sistema de adquisición con sensores inerciales y sensores de fuerza-fsr [13]

Este sistema consiste en el uso de dos sensores inerciales y cuatro sensores de fuerza-FSR para medir la fuerza de contacto del pie con el suelo y el movimiento cinemático de la rodilla durante la caminata. También obtiene las fases de la marcha.

La información de los sensores es adquirida y enviada a la computadora por una DAQ de National Instruments (figura 2.22). La información es tratada en tiempo real y filtrada mediante un software, para luego indicar en una interface hombre máquina.

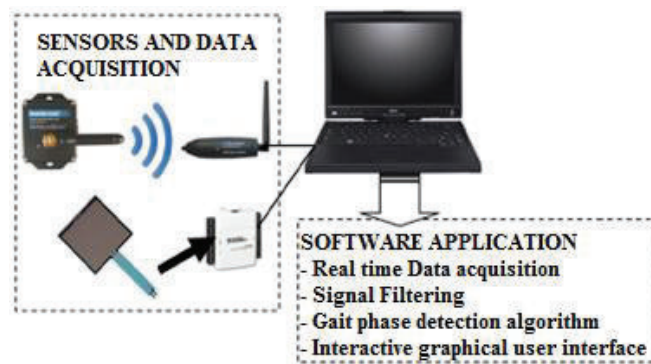


Figura 2. 22. Arquitectura del sistema de adquisición [13]

2.4.1.1. Funcionamiento

Los sensores FSR son usados para obtener la fuerza de la planta del pie en la marcha, son 4 en total que son distribuidos e instalados en el tobillo, dedo pulgar y planta media del pie para conocer la ubicación del pie y mediante esto las fases de la marcha (Figura 2.24).

El acondicionamiento de los sensores FSR se lo realizo mediante un divisor de voltaje con una resistencia de $1K\Omega$, si se aumenta la resistencia disminuye la fuerza a medir.

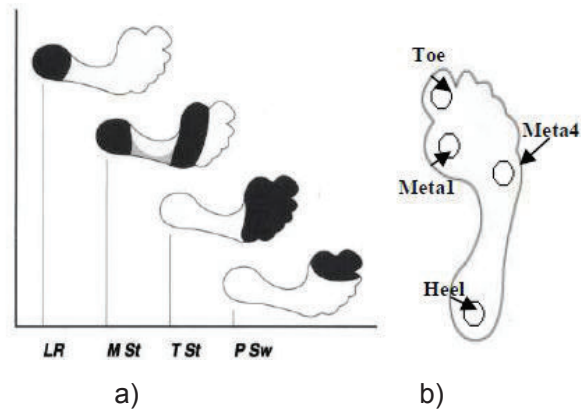


Figura 2. 23. a) Detección de fase de la marcha con FSR b) Ubicación de los 4 sensores FSR [13]

Los sensores se alimentan a 5V y son utilizados específicamente para medir la presión del pie al realizar la marcha humana y la fuerza generada al momento de realizar el balanceo.

Los sensores inerciales usados en esta investigación tiene una resolución de 39g y son conocidos también como IMU (inertial measurement unit), miden la aceleración en los ejes X,Y y Z, también los ángulos de EULER para enviar la información mediante wireless a 2.4GHz.

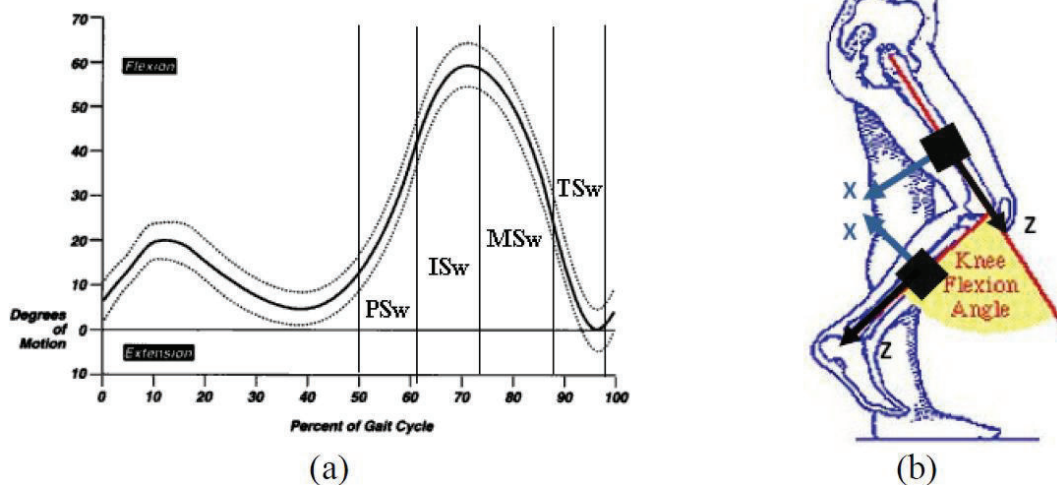


Figura 2. 24. a) representación cinemática del ángulo de la rodilla b) Colocación de sensores inerciales para obtener el ángulo [13]

Se puede apreciar en la figura 2.24 la colocación de los sensores inerciales para medir los ángulos en la rodilla. Mediante software se realiza el tratamiento digital de datos de los sensores IMU y FSR los cuales son adquiridos por la DAQ, con esto se obtiene el resultado de la cinemática y cinética de la marcha humana correspondiente a la rodilla.

El software usado es Labview, además el tiempo de transmisión y rango de muestreo es de 100Hz.

Para detectar las fases de la marcha en este trabajo se ha usado la Lógica Difusa, las reglas correspondientes se han creado con respecto a la figura 2.23. Por cada sensor FSR presionado envía una señal 0-1, donde 0 indica que la fase de la marcha no fue detectada y 1 indica que la fase de la marcha fue completamente detectada.

2.4.1.2. Resultados

El resultado de la investigación elaborada muestra la ubicación de los sensores y la señal de los ángulos de la rodilla adquirida, que concuerda a los ángulos de la teoría. Además, los autores recomiendan retroalimentarse de información de los profesionales de salud para mejorar el sistema.

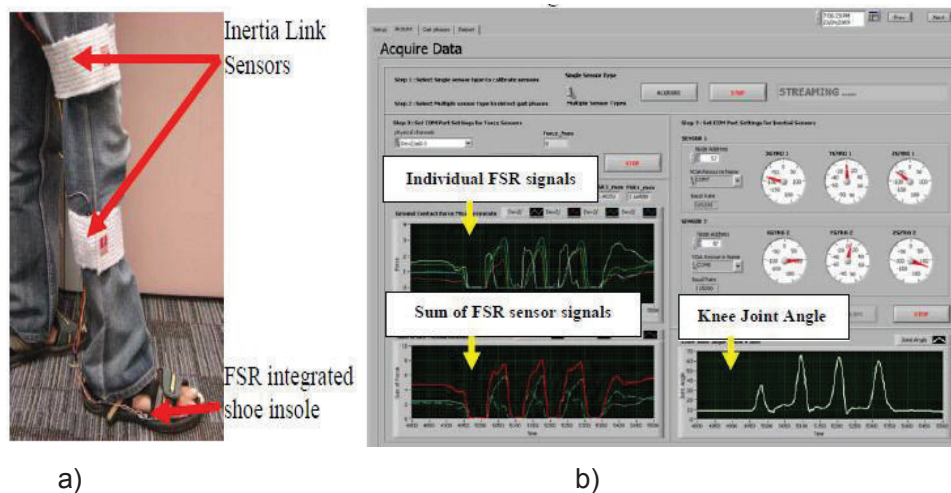


Figura 2. 25. a) Ubicación de sensores b) Respuesta de los ángulos de la rodilla [13]

2.4.2. Sistema de adquisición y detección de fase de marcha humana usando sensores en el zapato [15]

Este trabajo se basa en crear una plantilla con sensores de presión para el pie, el sistema presenta un método robusto para medir las fases y estado de la marcha. Para este sistema se usa seis sensores FSR y un acelerómetro para detectar la posición del pie y sus fases correspondientes a la marcha.

El sistema incluye sensores, sistema de adquisición de datos, transmisión inalámbrica, almacenamiento y una interfaz gráfica de usuario (GUI). En la figura 2.26 se puede apreciar el prototipo desarrollado por [15].



Figura 2. 26. Prototipo [15]

2.4.2.1. Funcionamiento

El acelerómetro usado es ADXL345 de 3 ejes con una resolución de $\pm 16g$, el sensor FSR usado es A401 por su tamaño y flexibilidad para ser instalado en el prototipo. La ubicación de los sensores se puede observar en la figura 2.27.

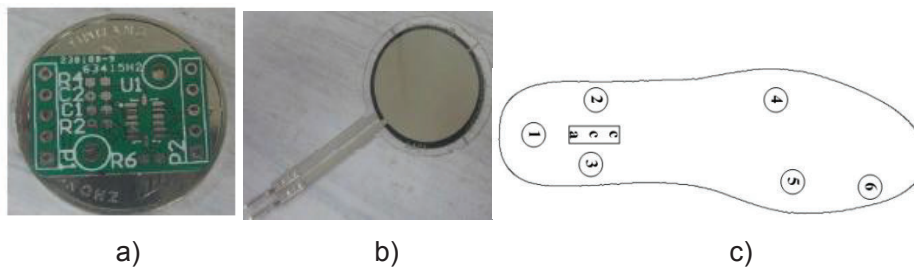


Figura 2. 27a) Acelerómetro b) Sensor FSR c) Ubicación de los sensores [15]

Antes de su funcionamiento lo primero que se realiza es su respectiva calibración, adquiere 10 muestras a 100Hz y obtiene su promedio la que será almacenada en el registro offset, el sensor es compensado una vez que inicia a trabajar.

El sistema de adquisición tiene un microcontrolador MSP430F149 la que es encargada en recibir los datos del acelerómetro y los sensores FSR Los datos se transmiten de forma inalámbrica a través de NRF24L01 a la placa receptora que está conectada al PC a través de puerto serie, los datos se almacenan en una base de datos SqlServer para luego ser analizados.

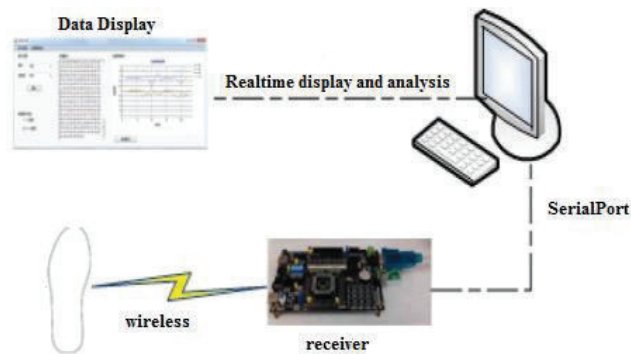


Figura 2. 28. Sistema completo [15]

2.4.2.2. Resultados

Al momento de realizar la marcha el sensor de talón será presionado, conforme continúe la marcha se presionará los siguientes sensores. El último sensor a presionar será el del dedo pulgar, lo que dará a entender que ingresa a la fase de balanceo de la marcha.

Con el fin de validar el prototipo se selecciona una persona para que realice tres actividades: caminar, subir y bajar escaleras. La respuesta del sistema se puede observar en [15]

2.4.3. Sistema de adquisición de marcha humana usando zapato integrado con IMU inalámbrico [14]

En esta investigación se usan sensores inerciales para estudiar y captar información de marcha rápida y estimar la velocidad de corrida en el rango de 8-11km/h. La orientación del pie se consigue integrando los datos de aceleración obtenida al momento de correr. Igualmente, se obtuvo un error cuadrático medio de la raíz de la estimación aproximadamente 4.54-5.59%

2.4.3.1. Funcionamiento

Se usan dos sensores inerciales inalámbricos para el experimento con una resolución de $\pm 6g$ de tres ejes y un magnetómetro de ± 6 Gauss.

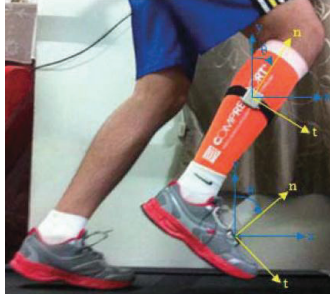


Figura 2. 29. Colocación de sensores para obtener datos en el plano sagital [14]

Un sensor se encuentra ubicado en medio de la pierna, el segundo en el pie y el tercero en el metatarso del pie. Los sensores miden la aceleración lineal y la velocidad angular.

El tiempo de muestreo usado es de 128Hz con un filtro pasa bajo Butterworth con frecuencia de corte de 10Hz para minimizar las fluctuaciones de las mediciones [14].

Al igual que las anteriores investigaciones explicadas, los movimientos adquiridos se las realiza en el plano sagital, por lo tanto, el ángulo medido será en el eje Y con respecto al movimiento realizado (Figura 2.29)

El tiempo de muestreo es usado para integrar la velocidad angular $w(t)$ y obtener el ángulo, donde $\theta(0)$ es el ángulo.

Una vez obtenido el ángulo usando la transformación de coordenadas según [14] se obtiene la aceleración horizontal (x) y vertical (y). De la misma manera integrando las aceleraciones se obtiene las respectivas velocidades indicadas en la investigación de [14].

Al momento de presionar el talón se puede observar en [14] que hay un tiempo de retardo de aproximadamente 0.078125s ocurrido por los límites de las integrales y el bias del sensor.

El bias del sensor puede ser reducido si conocemos las velocidades finales, velocidades en cada ciclo y las velocidades estimadas, las fórmulas indicadas en [14] ayudan a obtener el desplazamiento S y seguido la Velocidad estimada.

2.4.3.2. Resultado

Para obtener el error cuadrático medio de la raíz para los resultados del experimento se puede usar la siguiente ecuación.

$$RMSE = \sqrt{\sum (v_{estimated}(T) - v_{actual})^2 / N}$$

Ecuación 2.1. Ecuación del error cuadrático

Donde RMSE es el Error cuadrático medio de la raíz.

Los resultados obtenidos son experimentos de una marcha rápida realizada a personas entre 23 y 32 años (Media 25.5 y Desviación Estándar SD=3.8), altura entre 1.71 a 1.78m (media: 1.74m, SD: 0.02).

Cada una de las sesiones fueron de 10 minutos, 1 minuto a una velocidad de 1.3km/h seguido de 4km/h. Después de esto 3 minutos a 8km/h y otros 3 minutos a 9km/h, para finalizar disminuye la velocidad a 2km/h mediante 1 minutos y termina a una velocidad 1.3km/h.

Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 2.4.

Tabla 2.4. Estimación de error de una marcha rápida

		Treadmill Speed (km/h)			
		8	9	10	11
Right Foot	Abs. Mean	0.26	0.32	0.23	0.38
	±SD	±0.23	±0.23	±0.26	±0.18
	%RMSE	5.59%	5.14%	5.42%	4.54%
Right Shank	Abs. Mean	0.34	0.31	0.37	0.35
	±SD	±0.14	±0.16	±0.17	±0.10
	%RMSE	5.14%	4.39%	5.16%	3.09%

Este estudio indica la fiabilidad de la estimación a una marcha rápida. Indicando que tiene una probabilidad de 0.22 de la estimación detallada en este trabajo [14].

CAPITULO 3

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL MÓDULO DE ADQUISICIÓN DE DATOS

3.1. Diagrama de bloques propuesto

Una vez estudiado la marcha biomecánica del cuerpo humano y los movimientos correspondientes en la rodilla en el plano sagital, además, los sistemas de adquisición manejados estos últimos años en la investigación para el estudio cinemático de la rodilla, se propone la siguiente solución indicada en la Figura 3.1.

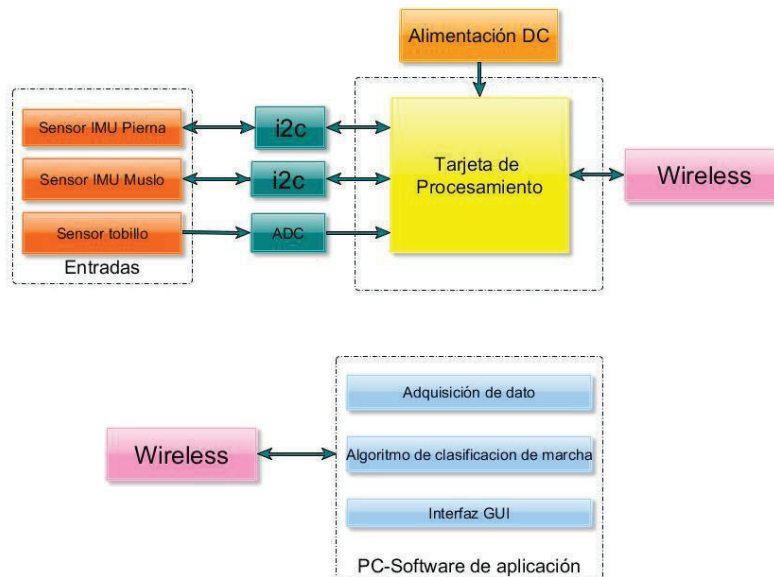


Figura 3. 1. Arquitectura del Sistema

El sistema adquiere información de dos sensores IMU instalados en la pierna y muslo mediante comunicación i2c, además de un sensor de fuerza. Esta información adquirida es procesada, filtrada y digitalizada mediante la tarjeta de procesamiento, para luego ser enviado a la PC por comunicación inalámbrica.

Una vez recibida la información por la PC, un algoritmo será la encargada de clasificar, normalizar e indicar al usuario mediante una interfaz gráfica la afectación de la marcha humana de rodilla ante una gonartrosis.

3.2. Selección y descripción de los elementos

3.2.1. Sensor IMU

Un IMU de su palabra en ingles Inertial Measurement Unit, es un dispositivo electrónico que mide velocidad, orientación y fuerzas gravitacionales mediante sensores que posee acelerómetros y giroscopio.

Del Anexo I se puede analizar y observar los diferentes sensores IMU que existen en el mercado, para este trabajo se seleccionó el MPU6050 por la disponibilidad en el mercado para la compra, rango de tensión de alimentación (3.5Vdc-5Vdc) y el consumo energético, esto debido a que el sistema trabajará mediante baterías. También por el protocolo de comunicación I2C que necesita dos cables para comunicarse.

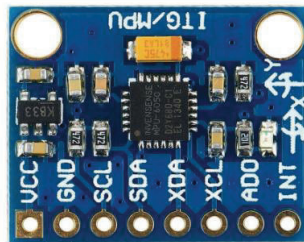


Figura 3. 2. IMU MPU6050

Características principales MPU6050

- Acelerómetro y Giroscopio de 3 ejes
- Giroscopio cuenta con un rango de escala de ± 250 , ± 500 , ± 1.000 y ± 2.000 °/s (dps)
- Acelerómetro un rango de ± 2 g , ± 4 g , ± 8 g , y ± 16 g
- Configuración de rangos mediante acceso de memorias del sensor IMU
- Salida I2C digital de 6 o 9 ejes
- Procesador a bordo Digital Motion Processing
- Sensor de temperatura digital con una oscilación de +1%.

Este dispositivo permite obtener los ángulos de la pierna y el muslo, por lo tanto, se usará dos IMU's

3.2.2. Tarjeta de desarrollo

En el mercado internacional se puede encontrar una variedad de tarjeta de desarrollo, entre los que existe:

- Arduino 8bits
- Tessel
- Launchpad MSP430 de Texas Instrument 9 bits
- PICAXE
- Wiring
- Netduino
- Parallax Propeller
- Raspberry Pi

Según [16] las tarjetas de desarrollo mencionadas se basan en el Arduino UNO a excepción de Raspberry Pi. Además, si se necesita el poder de un procesador basado en ARM para ejecutar Linux, la computadora de placa única (SBC) Raspberry Pi sería una buena elección.

Para este proyecto no se necesita un S.O. como lo tiene el Raspberry, por este motivo se elige trabajar como tarjeta de desarrollo el Arduino; de la familia UNO, que tiene las siguientes características importantes:

- Plataforma de código OpenSource, se puede acceder a todo aspecto del funcionamiento del circuito y algorítmico de las placas
- Fácil de ingreso a las direcciones de memoria del microcontrolador instalado en Arduino UNO A diferencia de las otras gamas de Arduino, Arduino UNO posee varios Shields y periféricos que son fácil de instalar
- Posee un Microcontrolador ATmega328
- Voltaje de funcionamiento 5V
- Voltaje de entrada 7-12V
- 14 pines digitales, configurable 6 para salida PWM
- 6 pines de entradas ADC
- Corriente DC de E/S 40mA
- Corriente DC para pines de 3.3V 50mA
- 32KB de memoria flash

- 2KB SRAM
- 1KB memoria EEPROM
- Reloj de 16MHz

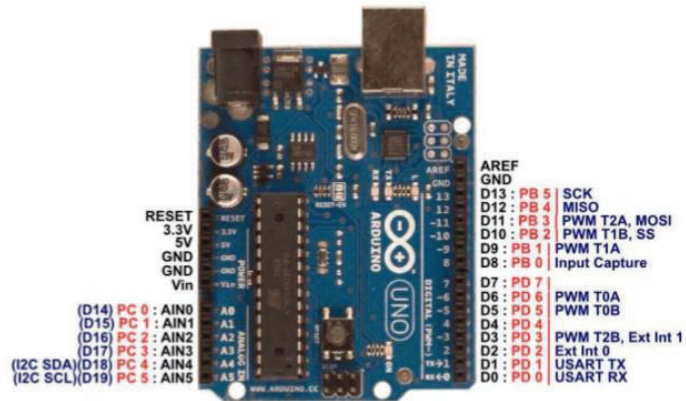


Figura 3. 3. Arduino UNO

3.2.3. Módulo wireless

Debido a que solamente se enviará un dato a la vez, el sistema debe ser muy amigable con el usuario y la posibilidad de configurar mediante Wizard la velocidad y frecuencia, se elige Embedded wireless Data Transceiver SV610.

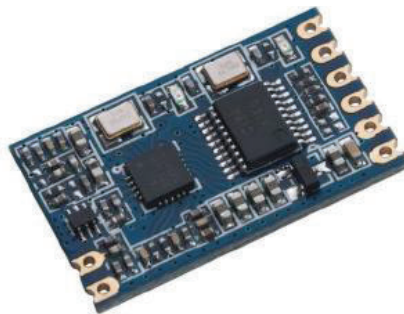


Figura 3. 4. Data Transceiver SV610

Características:

- 433/470/868/915 MHz (Customizable 240-930 MHz)
- Interface: TTL
- Bi-Direction communication
- Parameters configurable
- Sensitivity: -121 dBm
- Max output power: 100 mW
- Voltage: 2.8 ~ 6.0 V
- Temperature: -40 ~ +85 °C

Otra de las características del SV610 es su recepción en la PC, esto debido a que tiene una USB de transmisión y recepción de datos.



Figura 3. 5. SUB108-TTL

3.2.4. Sensor para tobillo

Anteriormente se dio a conocer las técnicas e implementos usados para detectar el contacto del tobillo con el piso, se opta por usar un Sensor de Fuerza Resistivo (FSR). Además, se descarta los sensores digitales, los existentes en el mercado nacional son electromecánicos lo que lleva a tener un daño mecánico.

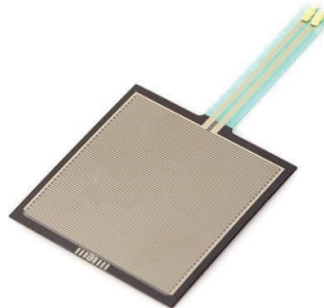


Figura 3. 6. Sensor cuadrado FSR

Se optó usar de forma cuadrada para que exista mayor contacto del talón, las características son:

- 1.75x1.5", área de sensado
- Resistencia depende de cuanta área es presionada
- Medición máxima $1M\Omega$
- Mide fuerza del rango 100g-10kg
- Para mejor medición se recomienda usar en un divisor de tensión

3.3. Conexión del sistema.

Una vez seleccionado los implementos necesarios, se da a conocer las respectivas conexiones.

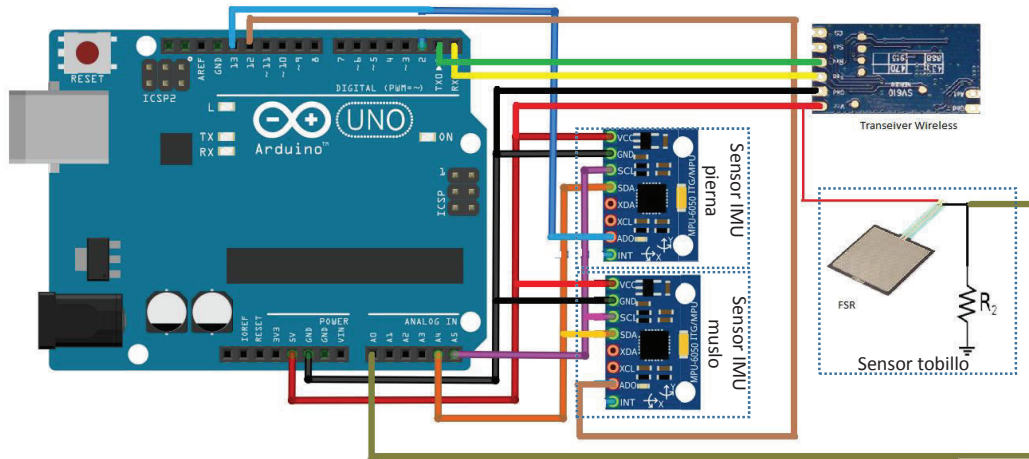


Figura 3. 7. Diseño del sistema

3.4. Tratamientos de datos

El trabajo se centra en la aplicación de algoritmos para un tratamiento digital de datos para encontrar la posición en grados de la pierna. Para obtener la señal deseada con el menor ruido posible se da primeramente una explicación del acelerómetro, seguido de la necesidad del giroscopio para mejorar la señal.

3.4.1. Tratamiento digital del acelerómetro

Un acelerómetro es un dispositivo que detectan las fuerzas de aceleración ya sea gravedad o vibraciones. Los acelerómetros pueden medir la aceleración hasta en tres ejes como lo hace el dispositivo seleccionado.

El protocolo de comunicación usado con el Arduino es I2C, convirtiendo al MPU6050 menos susceptibles al ruido que los acelerómetros analógicos. Además, que mediante I2C se puede ingresar al registro de configuración del MPU6050.

3.4.1.1. Análisis del problema y modelado

El propósito del trabajo es hallar el ángulo de inclinación, para ello se conoce la aceleración gravitacional de la tierra de $9.8m/s^2$ que equivale a una gravedad (1g).

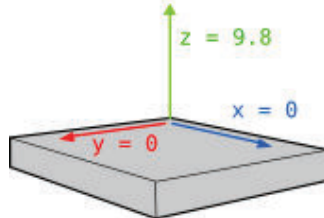


Figura 3. 8. Componentes de la fuerza de aceleración

Se puede apreciar que, si el sensor no tiene movimiento, el único componente medido es Z, debido a la gravedad de la tierra.

Para calcular el ángulo se toma como ejemplo la figura 3.9 tomada de NaylampMechatronics para explicar.

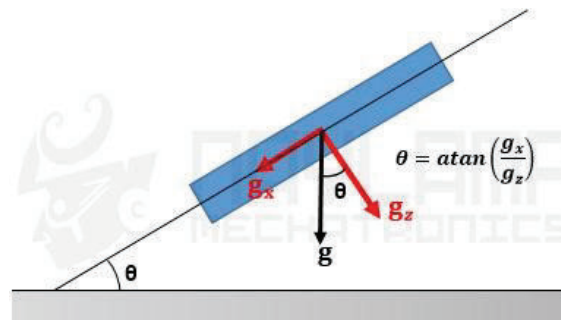


Figura 3. 9. Giro del acelerómetro un ángulo Θ

Si se gira el acelerómetro un ángulo Θ , el sensor dará la gravedad en X y Z, se conoce el valor de g (gravedad de la tierra) y podemos encontrar el ángulo con una simple ecuación trigonométrica.

$$\theta_x = \tan^{-1} \left(\frac{g_x}{\sqrt{g_y^2 + g_z^2}} \right)$$

Ecuación 3.1. Ecuación para encontrar ángulo "X"

$$\theta_y = \tan^{-1} \left(\frac{g_y}{\sqrt{g_x^2 + g_z^2}} \right)$$

Ecuación 3.2. Ecuación para encontrar ángulo "Y"

3.4.1.2. Origen de Errores

Se puede encontrar errores de medición que el datasheet del MPU6050 da a conocer y se debe tener mucha precaución debido a que esto afecta la calidad de medición:

- Variación de sensibilidad $\pm 3\%$
- Variación de sensibilidad por la temperatura en $\pm 2\%$
- Nivel de 0g puede variar $\pm 0.08g$ en eje Z y $\pm 0.05g$ en eje Y y X

Otro aspecto es el error de inclinación, al momento de girar el acelerómetro en el eje X a un ángulo constante y se desplaza con el mismo ángulo, se observa que cambia el valor medido en X.

3.4.1.3. Configuración y lectura del Acelerómetro del MPU6050

Para configurar el acelerómetro se debe ingresar a los registros indicados en el datasheet capítulo 3 (Register Map) mediante comunicación I2C.

Tabla 3.1. Register 28 – Accelerometer Configuration [17]

Register (Hex)	Register (Decimal)	Bit7	Bit6	Bit5	Bit4	Bit3	Bit2	Bit1	Bit0
1C	28	XA_ST	YA_ST	ZA_ST	AFS_SEL[1:0]	-			

El bit 4 y 3 corresponde al rango de escala que indica la siguiente tabla.

Tabla 3.2. Configuración AFS_SEL

AFS_SEL	Rango
0	$\pm 2g$
1	$\pm 4g$
2	$\pm 8g$
3	$\pm 16g$

El siguiente código indica el rango elegido de $\pm 8g$

```
Wire.beginTransmission(0x68); //Inicio comunicación MPU-6050
Wire.write(0x1C); //Ingreso al registro 1C
Wire.write(0x10); // elegido de  $\pm 8g$  AFS_SEL
Wire.endTransmission();
```

El rango elegido a la vez da una sensibilidad de 4096LSB/g, esto da a entender que 1g será aproximadamente 4096 y si aumento el rango de escala disminuye la sensibilidad.

Tabla 3.3. Sensibilidad del acelerómetro [17]

ACCELEROMETER SENSIVITY					
Full-scale range	AFS_SEL=0		±2		g
	AFS_SEL=1		±4		g
	AFS_SEL=2		±8		g
	AFS_SEL=3		±16		g
ADC Word Length	Output in two's complement format		16		bits
Sensitivity scale factor	AFS_SEL=0		16,384		LSB/g
	AFS_SEL=1		8,192		LSB/g
	AFS_SEL=2		4,096		LSB/g
	AFS_SEL=3		2,048		LSB/g
Initial calibration tolerance			±3		%
Sensitivity Change	vs. AFS_SEL=0, 40°C to 85°C		±0.02		%/°C
Temperature	Best Fit Straight Line		0.5		%
Nonlinearity			±2		%
Cross-Axis sensitivity					

Las lecturas de las mediciones se encuentran en los registros indicados en la siguiente tabla, siendo de 16bits para cada eje (dos registros de 8 bits).

Tabla 3.4. Registro de lectura de mediciones

Register (Hex)	Register (Decimal)	Bit7	Bit6	Bit5	Bit4	Bit3	Bit2	Bit1	Bit0
3B	59	ACCEL_XOUT[15:8]							
3C	60	ACCEL_XOUT[7:0]							
3D	61	ACCEL_YOUT[15:8]							
3E	62	ACCEL_YOUT[7:0]							
3F	63	ACCEL_ZOUT[15:8]							
40	64	ACCEL_XOUT[7:0]							

El siguiente código realiza la lectura.

```

Wire.beginTransmission(0x68);           //Inicia MPU-6050
Wire.write(0x3B);                       //Inicia registro a leer
Wire.endTransmission();
Wire.requestFrom(0x68,14);              //leo 14 bytes del MPU-6050
while(Wire.available() < 14);          //Ciclo
acc_x2 = Wire.read()<<8|Wire.read();    //agrego los dos registros en acc_x2
acc_y2 = Wire.read()<<8|Wire.read();    // agrego los dos registros en acc_y2
acc_z2 = Wire.read()<<8|Wire.read();    // agrego los dos registros en acc_y2

```

3.4.1.4. Corrección de errores del acelerómetro

Una vez configurado el acelerómetro y almacenada la información en las variables correspondientes (acc_x2 , acc_y2 , acc_z2) y usando la Ecuación 3.1 y Ecuación 3.2 se obtiene el ángulo, se puede apreciar en la figura 3.10 los datos sin tratamiento digital.

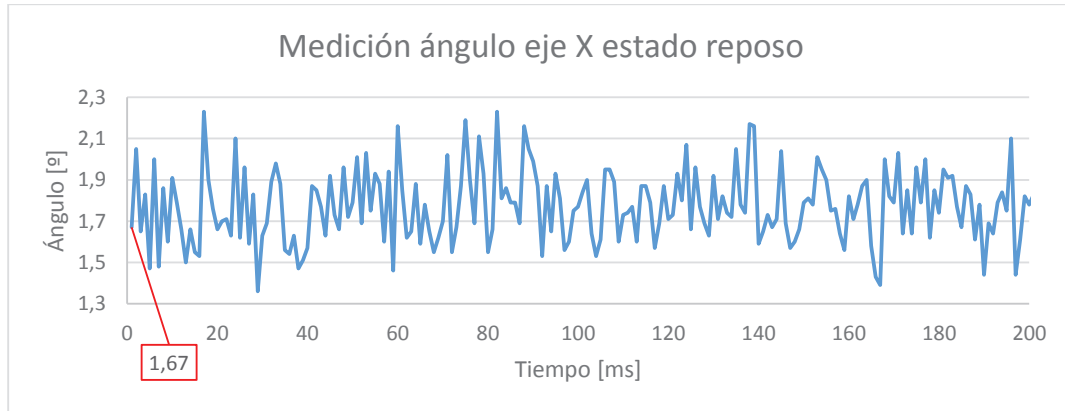


Figura 3. 10. Ángulo eje X

Se puede observar en la figura 3.10 que inicia en aproximadamente $1,67^\circ$ y varia su valor, apreciando que el ángulo no es cero en estado reposo sienta un error de medición, para resolver este problema se toma 2000 muestras en estado estático (reposo) y con el promedio se calibra el dispositivo. La calibración será útil para obtener el offset de acuerdo a la postura del paciente.

```
for (int cal_int = 0; cal_int < 2000 ; cal_int ++){ //tomo 2000 muestras
acc_total_cal = sqrt((acc_x*acc_x)+(acc_y*acc_y)+(acc_z*acc_z)); //Calculo el vector total
acc_pitch_cal += asin((float)acc_y/acc_total_cal)*(1 / (pi / 180)); //Sumo ángulo 2000 veces
acc_roll_cal += asin((float)acc_x/acc_total_cal)* -(1 / (pi / 180));
}
//Calculamos offset
acc_pitch_cal/= 2000;
acc_roll_cal/= 2000;
//Calibramos
angle_pitch_acc -= (acc_pitch_cal);
angle_roll_acc -=(acc_roll_cal);
```

El resultado se logra observar en la figura 3.11, habiendo hasta los 280ms en estado reposo un resultado de $0,04^\circ$, además se puede apreciar las mediciones al momento de girar el acelerómetro en sentido horario ($15,51^\circ$) y antihorario ($-22,2^\circ$).

La medición visualizada en el círculo morado de la figura 3.11 son perturbaciones ocasionadas por un golpe fuera del sensor, esto debido a que el acelerómetro mide cualquier tipo de fuerza. Los picos altos medidos son causados por un paso de la persona ocasionado por los músculos.

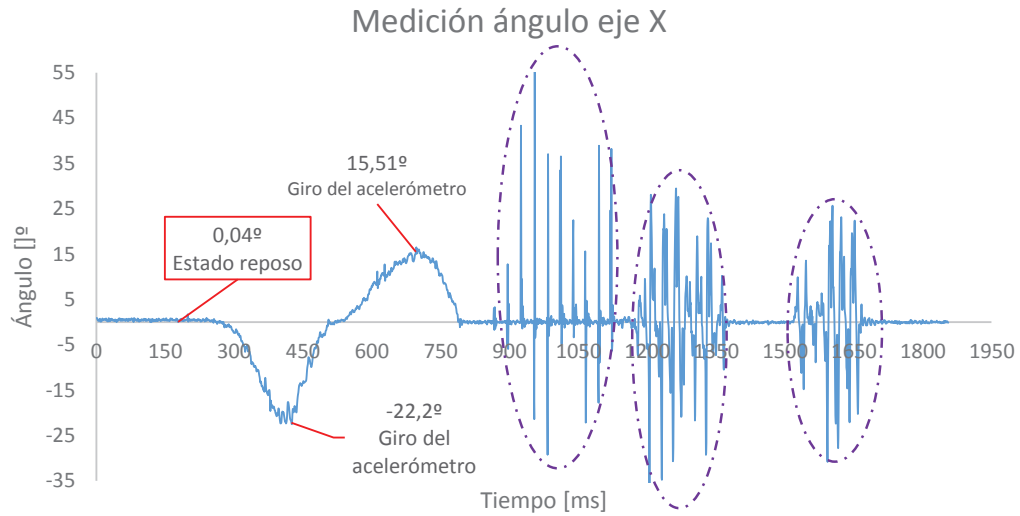


Figura 3. 11. Perturbaciones y ruido en el acelerómetro correspondiente al eje_X.

El error producido por la perturbación se tratará a continuación.

3.4.1.5. Filtrado del acelerómetro

Se ha utilizado el filtro de Kalman para esta aplicación, esto debido a que es un algoritmo de estimación discreto que separa el ruido basado en espacio de estados y no requiere de frecuencia de corte

Para su implementación es necesario de acuerdo a [18]:

- Conocimiento del sistema y mediciones obtenidas por el sensor
- Ruido presente
- Condiciones iniciales

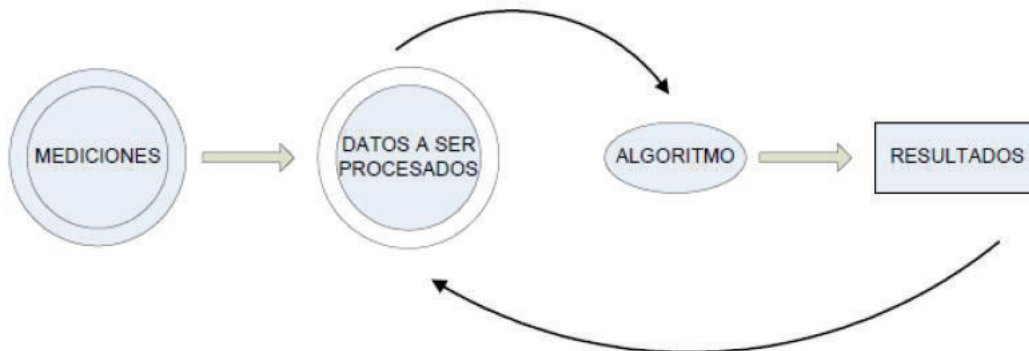


Figura 3. 12. Proceso del filtro Kalman [18]

El objetivo es estimar un estado $x \in R^n$ de un proceso en tiempo discreto. Primero se debe predecir para luego corregir, para esto explicaremos los siguientes items

a) Modelo del sistema

Este sistema se puede expresar como:

$$x_k = Ax_{k-1} + Bu_k + w_{k-1} \quad x \in R^n$$

Ecuación 3.3. Modelo del sistema

Donde la media z, se expresa

$$z_k = Hx_k + v_k \quad z \in R^m$$

Ecuación 3.4. Valor observado

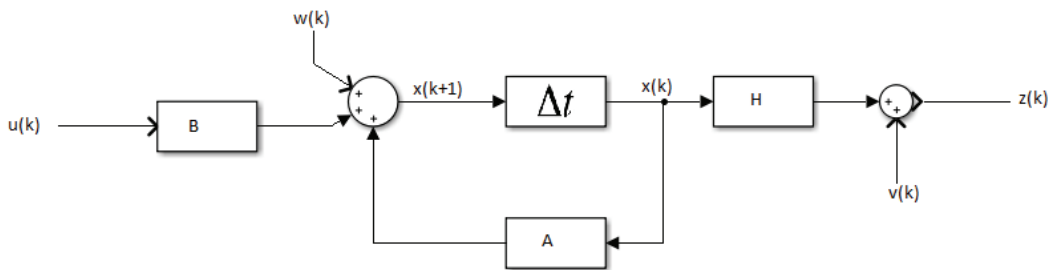


Figura 3. 13. Modelo del sistema

Donde:

x = estado del sistema

k = tiempo

z = valor observado, medida del sensor

u = entrada del sistema

v = ruido en la medición

w = ruido en el proceso independiente

Matrices de covarianzas son Q y R

$$p(w) \sim N(0, Q) \quad y \quad p(v) \sim N(0, R)$$

A, B, H = Matrices que definen la dinámica del sistema

A = Matriz cuadrada de dimensiones n x n y expresa la relación entre el estado actual (k) y el anterior (k-1)

B = La matriz B con dimensión m x l, relaciona la entrada $u \in R$ con el estado del sistema

H = Dimensión m x n, relaciona el estado con la medición z

b) Algoritmo

Una vez conocido el modelo del sistema se explica las dos etapas:

- Predicción

Las ecuaciones de predicción obtienen una estimación de la covarianza del error y el estado actual del sistema en el tiempo k respecto del anterior (k-1) [18].

La primera ecuación proyecta el estado hacia adelante

$$x_k^- = A\hat{x}_{k-1} + Bu_k$$

Ecuación 3.5. Ecuación del estado predicha

La siguiente proyecta la covarianza del error hacia adelante

$$P_k^- = AP_{k-1}A^T + Q$$

Ecuación 3.6. Covarianza del error hacia adelante

- Corrección

La primera ecuación calcula la ganancia de kalman

$$K_k = P_k^- H^T (HP_k^- H^T + R)^{-1}$$

Ecuación 3.7. Ganancia Kalman

Actualiza el estimado

$$\hat{x}_k = \hat{x}_k^- + K_k(z_k - H\hat{x}_k^-)$$

Ecuación 3.8. Estado actualizado

Actualiza la covarianza del error

$$P_k = (I - K_k H)P_k^-$$

Ecuación 3.9. Covarianza del error actualizado

En la figura 3.14. se muestra el cuadro que cumple con el algoritmo de Kalman

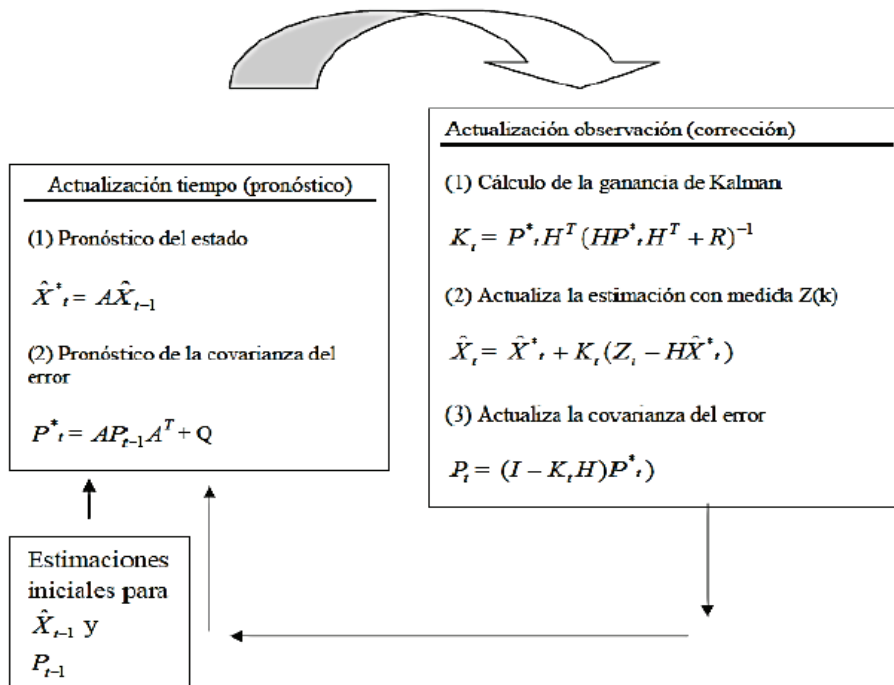


Figura 3. 14. Funcionamiento del filtro de Kalman [18]

c) Implementación en Arduino

Con respecto al modelo descrito anteriormente se tiene.

$$aceleración_k = Aceleración_{k-1} + Bu_k + w_{k-1}$$

Debido a que no se tiene la señal de entrada, perturbación es cero y además la matriz A=1, tenemos:

$$aceleración_k = aceleración_{k-1}$$

Ecuación 3.10. Ecuación del modelo

Como la aceleración es igual a la anterior. El acelerómetro a su vez, se comporta como un observador del sistema que nos permite determinar el error entre el estado estimado y la observación en un instante de tiempo determinado [18]. De Ecuación 3.4 se puede observar que la medida dada por el acelerómetro presenta un margen de error $v(k)$, despejando de Ecuación 3.4.

$$v_k = -Hx_k + z_k$$

Ecuación 3.11. Margen de error

Se obtiene como modelo la Ecuación 3.10 y 3.11, y como resultado se consigue la siguiente programación:


```

float kalman(float sensor)
{
    Pc=P+Q;           // cálculo  $P_k^-$ 
    K=Pc/(Pc+R);     // Ganancia
    P=(1-K)*Pc;      // Actualizo la covarianza del error
    Xp=Xe;           // proyecta el estado
    Zp=Xp;
    Xe=K*(sensor-Zp)+Xp; // Actualizo el estimado
    return (Xe);
}

```

Antes de implementar en Arduino de debe elegir los parámetros Q y R. R se obtuvo de la toma de datos del sensor en estado estacionario (conociendo que el ángulo es cero para todos los ejes) se obtiene la varianza del ruido en Excel, dando como resultado $R=0.0315191$.

Q, su determinación es algo más elaborada debido a que se necesita observar de forma directa el proceso a estimar [18]

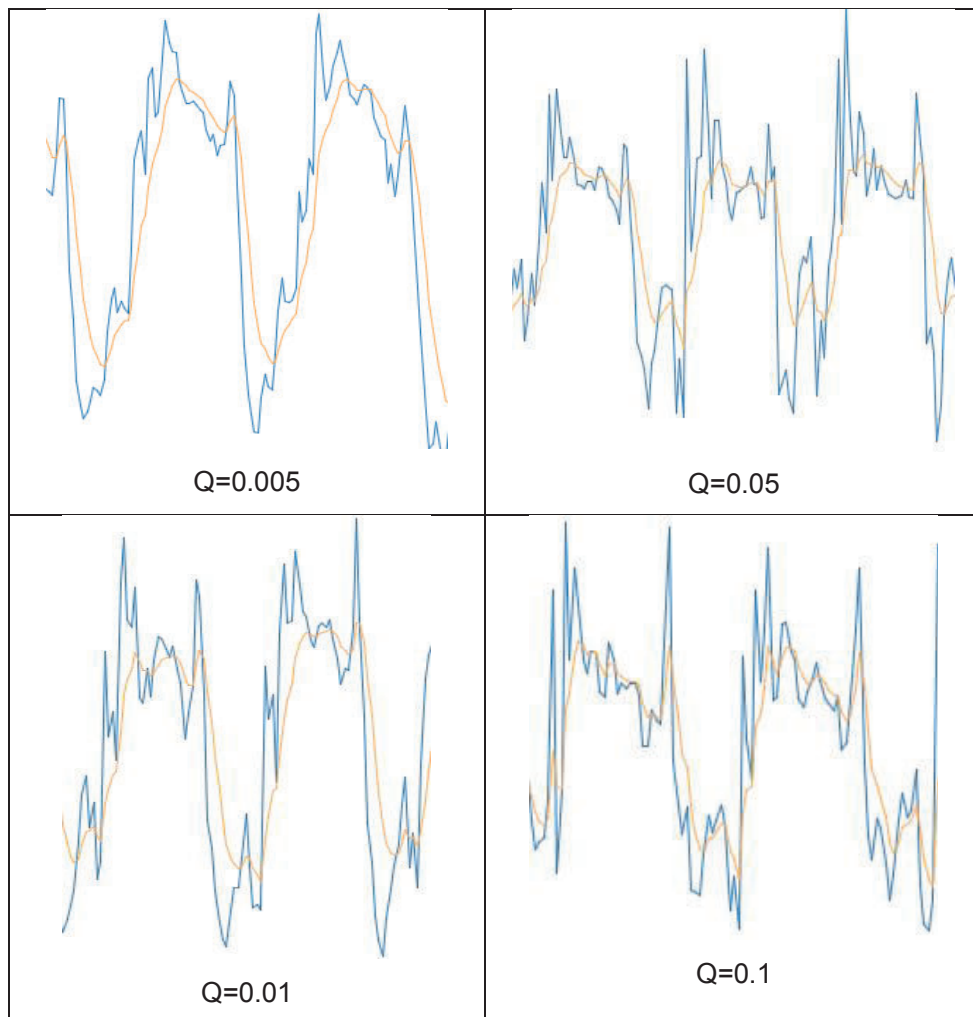


Figura 3. 15. Respuesta a valores de Q

La figura 3.15 se aprecia los experimentos, siendo la línea azul la respuesta del acelerómetro a una caminata normal y la tomaste el comportamiento con filtro Kalman, el valor de Q se obtuvo a modo de prueba y error (heurísticamente), dando como resultado $Q=0.005$, observando que es un valor que no pierde información. H es igual a 1, debido a que estado a medir es una sola.

d) Resultado

En la figura 3.16 se puede apreciar el resultado del filtro con $Q=0.005$ que indica un mejor resultado a movimientos lentos, (La relación del ángulo es de 1 a 100).

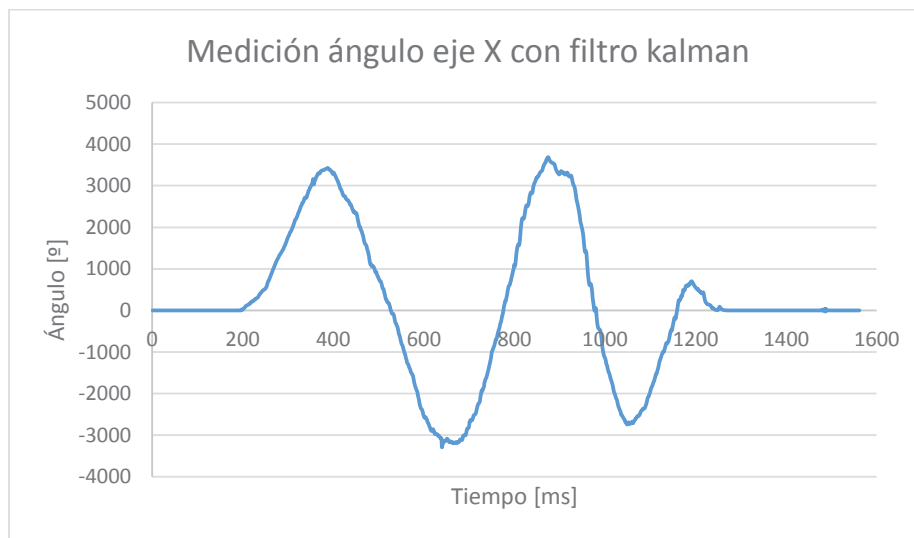


Figura 3. 16. Resultado con filtro Kalman a movimientos suaves

Al momento de instalar el acelerómetro en la pierna, en una caminata normal se obtuvo la gráfica de la figura 3.17.

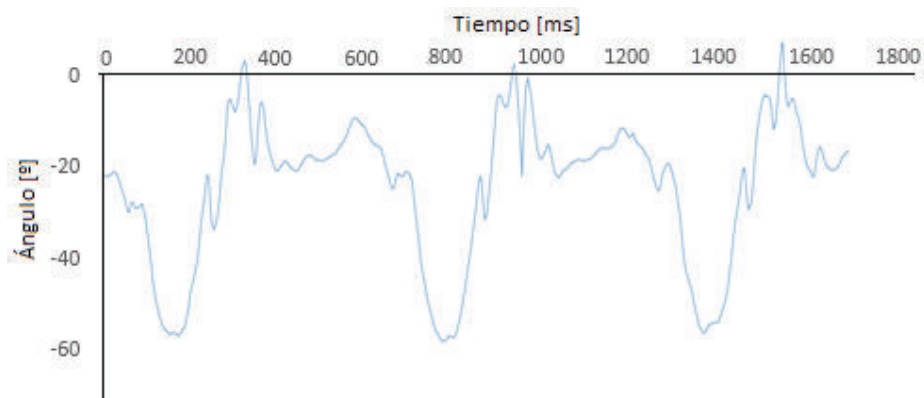


Figura 3. 17. Respuesta del acelerómetro a caminata normal

Se puede observar la Figura 3.17 que tiene un comportamiento idéntico a la curva cinemática de la rodilla estudiada en el capítulo 2 (figura 2.17). Para mejorar la respuesta se usa el Giroscopio.

3.4.2. Tratamiento digital del giroscopio

El giroscopio es un dispositivo que mide la velocidad de giro o rotación en °/segundos o revoluciones por segundo RPS.

La ventaja del giroscopio, no cambia los valores de medición como el acelerómetro.

3.4.2.1. Análisis del problema y modelado

El propósito del trabajo es hallar el ángulo de inclinación, conocemos que el giroscopio da la velocidad de giro en °/s. Para estimar la posición en grados es necesario aplicar la integración numérica.

$$\theta = \int_0^t w(t)dt$$

Ecuación 3.12. Integral para hallar el ángulo

Donde:

θ = ángulo

$w(t)$ =velocidad angular

La integral es el área bajo la curva, por tal razón, para encontrar la integral en tiempo discreto se usarán técnicas de aproximación como:

- Aproximación rectangular

Si T (periodo de muestreo) es sumamente pequeño se puede aproximar como el área de un rectángulo:

$$A = K_n T$$

Ecuación 3.13. Ecuación de área de la aproximación rectangular

Donde:

A=Área

K_n =Medición del sensor

T=Periodo de muestreo

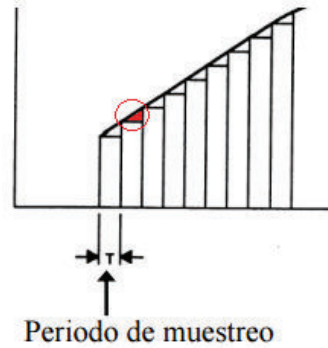


Figura 3. 18. Aproximación rectangular

En esta aproximación se logra apreciar de color rojo el error en las mediciones de la integral.

- Aproximación Trapezoidal

Se utiliza cuando se requiere mayor precisión y el área se obtiene de la siguiente manera

$$A = \frac{T}{2} [K(n) + K(n - 1)]$$

Ecuación 3.14. Ecuación de área de la aproximación trapezoidal

Donde:

A =Área

K_n =Medición del sensor actual

$K(n - 1)$ =Medición del sensor anterior

T =Periodo de muestreo

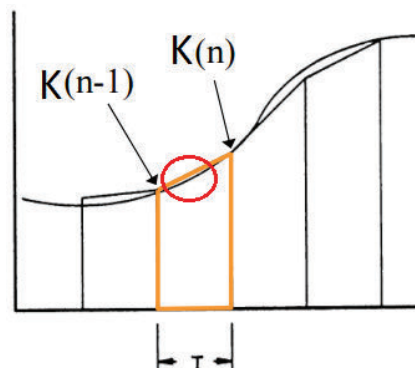


Figura 3. 19. Aproximación trapezoidal

En esta aproximación podemos observar que error es menor al anterior, siendo la aproximación elegida.

3.4.2.2. Origen de Errores

El error más común en el giroscopio es el offset, puede parecer que inicia en 0°/s pero cambia conforme avanza el tiempo, es decir que puede ser 2°/s o -2°/s, no es estable.

De la misma manera que el acelerómetro existe el error de inclinación. Igualmente, un error común es que el periodo de muestreo (T) debe ser constante para que la integración sea lo más aproximado a la integración numérica del área bajo la curva.

3.4.2.3. Configuración y lectura del giroscopio del MPU6050

Para configurar el giroscopio se debe ingresar a los registros indicados en el datasheet capítulo 3 (Register Map) mediante comunicación I2C.

Tabla 3.5. Register 1B – Gyroscope Configuration [17]

Register (Hex)	Register (Decimal)	Bit7	Bit6	Bit5	Bit4	Bit3	Bit2	Bit1	Bit0
1B	27	XG_ST	YG_ST	ZG_ST	FS_SEL[1:0]		-		

El bit 4 y 3 corresponde al rango de escala que indica la siguiente tabla.

Tabla 3.6. Configuración FS_SEL

FS_SEL	Rango
0	±250°/s
1	±500°/s
2	±1000°/s
3	±2000°/s

El siguiente código indica el rango elegido de ±500°/s para una velocidad promedio de la marcha normal y la sensibilidad.

```
Wire.beginTransmission(0x68); //Inicio comunicación MPU-6050
Wire.write(0x1B); //Ingreso al registro 1B
Wire.write(0x08); // elegido de ±500°/s AFS_SEL
Wire.endTransmission();
```

En la tabla 3.7 se puede apreciar que el rango elegido da una sensibilidad de 65.6LSB(°/s) (lsb por grado por segundo, significa cuántos bits cambian con su velocidad angular), esto da a entender que a una velocidad de 1°/s proporcionará como salida del giroscopio en un eje 65.5, como se configura a una velocidad máxima de 500°/s el giroscopio proporcionará como salida en un eje un valor de $65.5 \times 500 = 32750$, es decir que si la medición de un eje es 32750 la medida es $32750 / 65.5 = 500^\circ/s$, siendo la máxima velocidad, y si se aumenta el rango variará la salida medida de un eje. Por esta razón la medida obtenida por el giroscopio se lo dividirá en el programa por el factor de escala (65.6) correspondiente al rango elegido (ver Tabla 3.7).

Tabla 3.7. Sensibilidad del giroscopio [17]

PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
GYROSCOPE SENSIVITY					
Full-scale range	FS_SEL=0		±250		°/s
	FS_SEL=1		±500		°/s
	FS_SEL=2		±1000		°/s
	FS_SEL=3		±2000		°/s
Gyroscope ADC Word Length			16		bits
Sensitivity scale factor	FS_SEL=0		131		LSB(°/s)
	FS_SEL=1		65.5		LSB(°/s)
	FS_SEL=2		32.8		LSB(°/s)
	FS_SEL=3		16.4		LSB(°/s)
Sensitivity Tolerance	Scale Factor 25°C	-3		+3	%
Sensitivity Variation Over Temperature	Scale Factor		±2		%
Nonlinearity	Best Fit Straight Line; 25°C		0.2		%
Cross-Axis sensitivity			±2		%

Las lecturas de las mediciones se encuentran en los registros indicados en la siguiente tabla, siendo de 16bits para cada eje (dos registros de 8 bits).

Tabla 3.8. Registro de lectura de mediciones del giroscopio

Register (Hex)	Register (Decimal)	Bit7	Bit6	Bit5	Bit4	Bit3	Bit2	Bit1	Bit0
43	67	GYRO_XOUT[15:8]							
44	68	GYRO_XOUT[7:0]							
45	69	GYRO_YOUT[15:8]							
46	70	GYRO_YOUT[7:0]							
47	71	GYRO_ZOUT[15:8]							
48	72	GYRO_XOUT[7:0]							

Código de lectura de los registros.

```
Wire.beginTransmission(0x68);           //Inicia MPU-6050
Wire.write(0x3B);                       //Inicia registro a leer
Wire.endTransmission();
Wire.requestFrom(0x68,14);              //leo 14 bytes del MPU-6050
while(Wire.available() < 14);          //Ciclo
gyro_x2 = Wire.read()<<8|Wire.read();   //agrego los dos registros en acc_x2
gyro_y2 = Wire.read()<<8|Wire.read();   // agrego los dos registros en acc_y2
gyro_z2 = Wire.read()<<8|Wire.read();   // agrego los dos registros en acc_y2
```

3.4.2.4. Corrección de errores del giroscopio

Una vez configurado el giroscopio y almacenada la información en las variables correspondientes (gyro_x2, gyro_y2, gyro_z2) y usando la EC 3.14 podemos aproximar y calcular el área con el siguiente código.

```
angle_pitch += (gyro_x+ gyro_x_ant) * ((Ts/2*1000000)/65.5); //Cálculo de la integral, se divide para 1000000 para
angle_roll += (gyro_y+ gyro_y_ant) * ((Ts/2*1000000)/65.5); //obtener el tiempo en s
```

Tiempo de muestreo (Ts) debe ser constante para que la aproximación de la integral no produzca errores en el cálculo, para ello se usa la función micros() que calcula el tiempo en microsegundos las líneas de programación en IDE de Arduino. Conocido el tiempo, podemos realizar un ciclo que verifique si el tiempo transcurrido en la líneas de código es igual a Ts deseado, en caso de que el procesamiento fuera rápido, el ciclo permanece en la línea hasta cumplir Ts.

```
Ts=(loop_timer-loop_timer_anterior);
.
.
.
loop_timer_anterior=loop_timer;
while(micros() - loop_timer < 30000); //30000 sera el valor de Ts para integral
loop_timer = micros();
```

En la programación se puede observar que Ts (tiempo de muestreo) es de 30000, en el subcapítulo 3.4.4. se da a conocer el cálculo y elección del tiempo.

Primer problema el offset, para resolver este problema se toma 2000 muestras en estado estático y con el promedio obtenido se calibra el dispositivo.

```
for (int cal_int = 0; cal_int < 2000 ; cal_int ++){ //tomo 2000 muestras
    gyro_x_cal += gyro_x; //Sumo gyro x-axis offset para variable gyro_x_cal
    gyro_y_cal += gyro_y;
    gyro_z_cal += gyro_z; }
//Calculamos offset
gyro_x_cal /= 2000; //Divido para sacar el valor promedio que sera nuestro offset
gyro_y_cal /= 2000;
gyro_z_cal /= 2000;
//Calibramos
gyro_x -= gyro_x_cal; //resto para obtener el valor offset de gyro_x value
gyro_y -= gyro_y_cal; // resto para obtener el valor offset de gyro_y value
gyro_z -= gyro_z_cal;
```

El resultado se puede apreciar en la figura 3.20, en el cual el ruido es sumamente menor al del acelerómetro. Además, se observa que la medición no vuelve a 0° después de un tiempo (offset = 1,81°), siendo esto un error de medición en el futuro. Igualmente, en las mediciones del ángulo se puede observar que no existe perturbaciones.

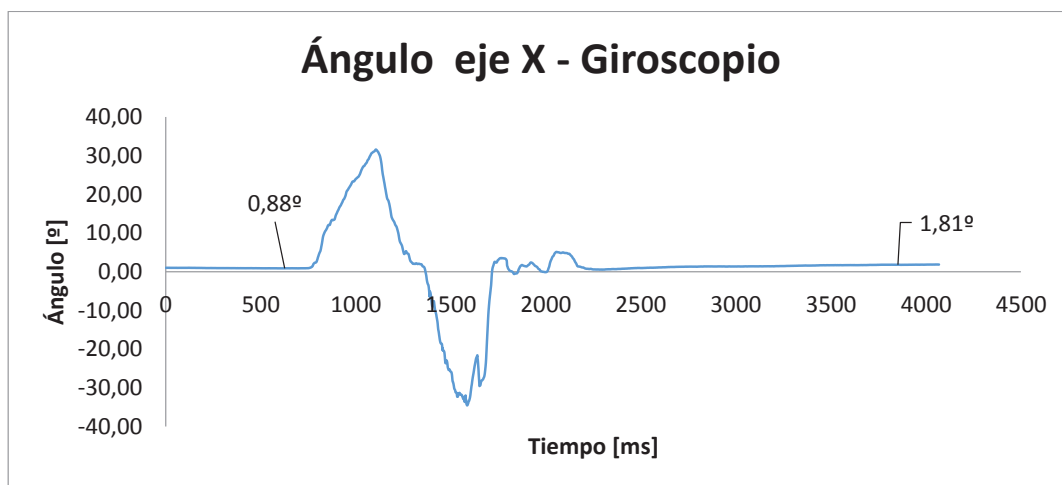


Figura 3. 20. Calibración y medición del giroscopio.

Otro error a resolver es de inclinación, esto se resolvió dando valores del eje x al eje y, ya que al desplazarse puede que exista un ángulo en el eje distinto a medir.

3.4.2.5. Filtrado del sistema

Para obtener la señal mejorada se usa el filtro complementario, este tipo de filtro resulta sencillo de tratar matemáticamente y consume pocos recursos computacionales. Consiste en combinar las mediciones del acelerómetro y giroscopio para obtener una buena estimación del ángulo.

Este tipo de filtros son muy usados en sistemas de navegación inercial para obtener una estimación de la velocidad vertical o mediciones de unidades inerciales y sistemas de visión [19].

El filtro complementario propuesto se indica en la figura 3.21.

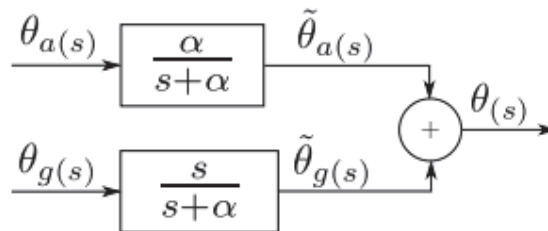


Figura 3. 21. Filtro complementario [19]

Donde:

θ_a es el ángulo medido por el acelerómetro cuya señal fue filtrada por Kalman.

θ_g es el ángulo medido por el giroscopio.

El ángulo θ_a pasa por un filtro pasa bajos y θ_g por un filtro pasa alto representado en la figura 3.21 [19], representando por constantes lo podemos apreciar como:

$$\theta_s = A. \theta_a + B. \theta_g$$

Ecuación 3.15. Ecuación del filtro complementario

Los ángulos están ponderados de tal manera que la suma entre ambos sea igual a uno, por ejemplo, si al ángulo de la aceleración lo multiplico por 0.9, al ángulo del giroscopio multiplicare por el complemento que es 0.1, sumados da 1.

```
angle_roll_output = angle_roll_output * 0.7 + acc_x_fil * 0.3;
```

e) Resultado

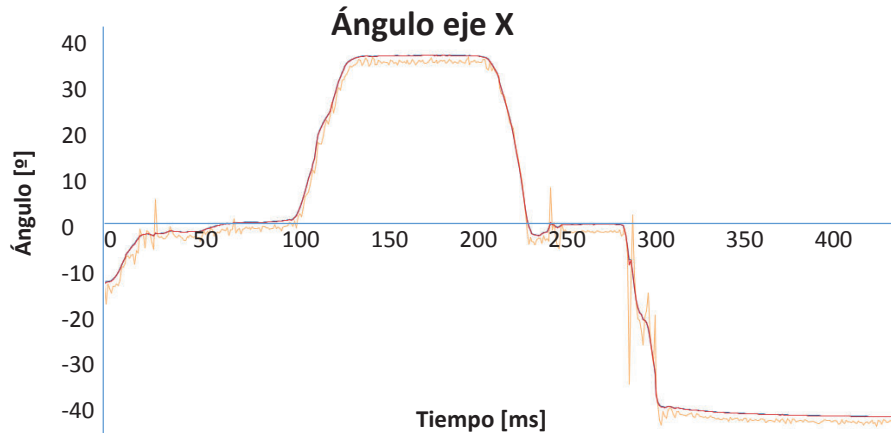


Figura 3. 22. Respuesta del Sistema con filtro complementario (línea roja) y kalman (línea tomate)

Se puede apreciar en la figura 3.22 pruebas realizadas en la marcha, con el filtro de Kalman en los tiempo 25, 250 y 300 podemos observar unos pulsos a causa de topar el talón con el suelo, el uso del filtro complementario elimina estos pulsos, siendo la respuesta deseada para el respectivo estudio del trabajo.

3.4.3. Tratamiento digital sensor FSR

En la figura 3.23 se puede apreciar la curva característica del sensor FSR y su respectiva conexión, en caso de no existir presencia de una fuerza en el sensor la resistencia crece comportándose como circuito abierto y dando como resultado $V_{out}=0$.

Si $V_{out}=0$, podemos concluir que el pie se encuentra oscilando en la fase de la marcha. Además, una vez que el V_{out} sea diferente a cero, se puede indicar que el talón ha contactado con el suelo.

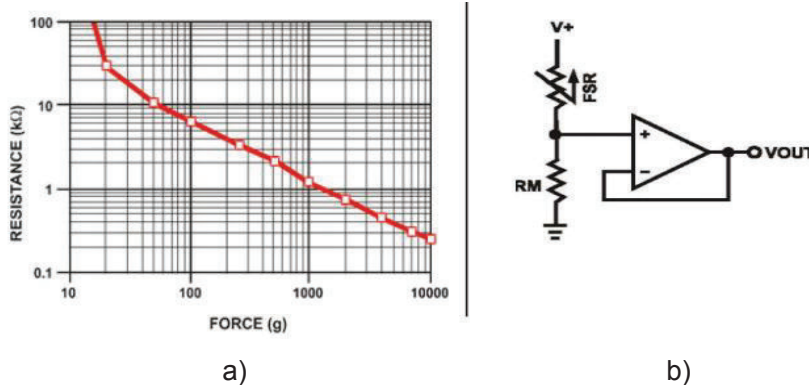


Figura 3. 23. a) Curva del comportamiento de FSR formato (log/log) b) Circuito de conexión (Anexo III)

Para elegir la RM (Resistencia) adecuada, se elige una de 680Ω (Curva de datasheet Anexo III) para el circuito de la figura 3.23 b). Se utiliza el conversor ADC de 10bits del Arduino para adquirir la información del sensor FSR.

3.4.3.1. Error de medición

Podemos observar la ubicación del sensor para detectar el contacto del pie con el piso en la Figura 3.24.



Figura 3. 24. Ubicación del sensor FSR en la plantilla

Debido a que el sensor tiene una sensibilidad de fuerza de 0.2 a 20N, el error ocurre en el momento que camina y envía el dato cero no precisamente cuando se encuentra en el aire.

Para resolver este problema se analiza la información brindada por el sensor (Figura 3.25 - dato actual (2da columna) y dato anterior (1ra columna)), por ejemplo, se analiza 3 datos anteriores:

- X_{k-2} y $X_{k-3} = 0$ (X dato del sensor) equivale a que el pie se encuentra suspendido en el aire
- De igual manera, el dato anterior medido es igual al actual con signo intercambiado $-X_{k-1} = X_k$.

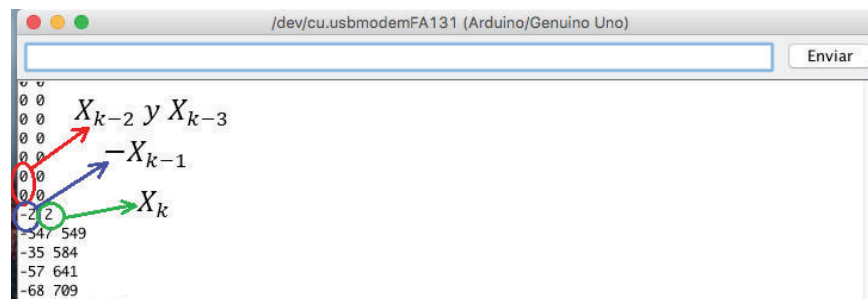


Figura 3. 25. Datos recibidos por el sensor

```
peso = analogRead(sensor); // realizar la lectura
diferencia=pesoAnt-peso;
pesoAnt3=pesoAnt2;
pesoAnt2=pesoAnt;
pesoAnt=peso;
cero=pesoAnt3-pesoAnt2;
if((peso==(diferencia*-1))&&(peso!=0)&&(cero==0))
```

Como resultado se obtiene que, si cumple las condiciones anteriormente descrita, el talón palpo el suelo después de encontrarse en el aire oscilando.

Otro de los problemas es el tiempo de actualización, se ilustra este problema en la figura 3.25 que después de que el pie se halle oscilando (dato cero) hay uno o dos tiempos de retardo para obtener el valor exacto. Ejemplo, figura 3.25 indica que después de una medida nos muestra el valor verdadero (549), son valores que indica la fuerza de asentamiento del talón.

Los valores tomados de muestras fueron a un tiempo de 10ms, para resolver este problema se tomó al doble de valor, 20ms.

3.4.4. Selección tiempo de muestreo (Ts)

Para evitar la distorsión en la reconstrucción de una señal analógica muestreada, es necesario respetar las condiciones del teorema de Nyquist – Shannon, el cual establece que, si la banda máxima de una señal es B, entonces la frecuencia de muestreo debe ser al menos el doble o mayor [18].

El microcontrolador del Arduino es el ATMEGA328 y trabaja a una frecuencia de 16MHz. Para conocer el tiempo que se demora la conversión ADC para la lectura del sensor FSR se realizó una medición en el osciloscopio, obteniendo como resultado 114 μ s.

Para obtener el tiempo de lecturas y el procesamiento matemático realizado por el Arduino, se ejecuta mediciones mediante el osciloscopio para conocer el tiempo que se demora en cada una de las actividades del microcontrolador, lo podemos observar en la tabla 3.9.

Tabla 3.9. Mediciones de Tiempos en el procesamiento del Arduino

Actividad	Tiempo
Adquisición de datos MPU1	1,74ms
Adquisición de datos MPU2	1,74ms
Procesamiento MPU1	1,56ms
Procesamiento MPU2	1,6ms
Envío de datos	$\frac{1}{115200 \text{baudios}} * (8\text{bit} + 1\text{bit}_{\text{inicio}} + 1\text{bit}_{\text{parada}})$ = 0.86 μ s (Teórico) Medición elaborada en Osciloscopio 68 μ s
ADC	114 μ s
Tiempo Sensor FSR	20ms
TOTAL	26.8220 ms

El tiempo mínimo para T_s es el calculado en la tabla 3.9, es decir que en el algoritmo indicado en la sección 3.4.2.4. (`while(micros() - loop_timer < 30000);`) el valor mínimo a usar es de 26.8220ms, como el tiempo calculado por la función `micros` da el valor en μ s corresponde multiplicar por 1000 ($26.8220 * 1000 = 26822$).

Es un tiempo que el procesador usa sin ningún inconveniente, el problema aparece al momento de enviar los datos a la interfaz de Matlab por que llegan con un retardo, debido a que el procesador de la computadora tiene otras actividades encomendadas. Para evitar esto, se realizaron pruebas y el tiempo T_s a utilizar fue de 30ms, tiempo que no afecto al tratamiento de datos ni al sistema en general porque se obtuvieron los mismos resultados indicados en la figura 3.22.

3.5. Desarrollo de la interfaz

La Interfaz se desarrolló en el software Matlab por las siguientes razones.

- La Facultad y la Universidad tiene la licencia de este software.
- A nivel educativo se ha convertido en una herramienta de enseñanza sumamente importante.
- Tiene una gran cantidad de aplicaciones para este trabajo de ingeniería y matemática

La aplicación de Matlab se utiliza para:

- Recepción de datos
- Selección y clasificación de datos
- Normalización de datos
- Comparación de datos adquiridos
- Visualización de los resultados

Se puede visualizar de una mejor manera el diagrama de flujo de la figura 3.26.

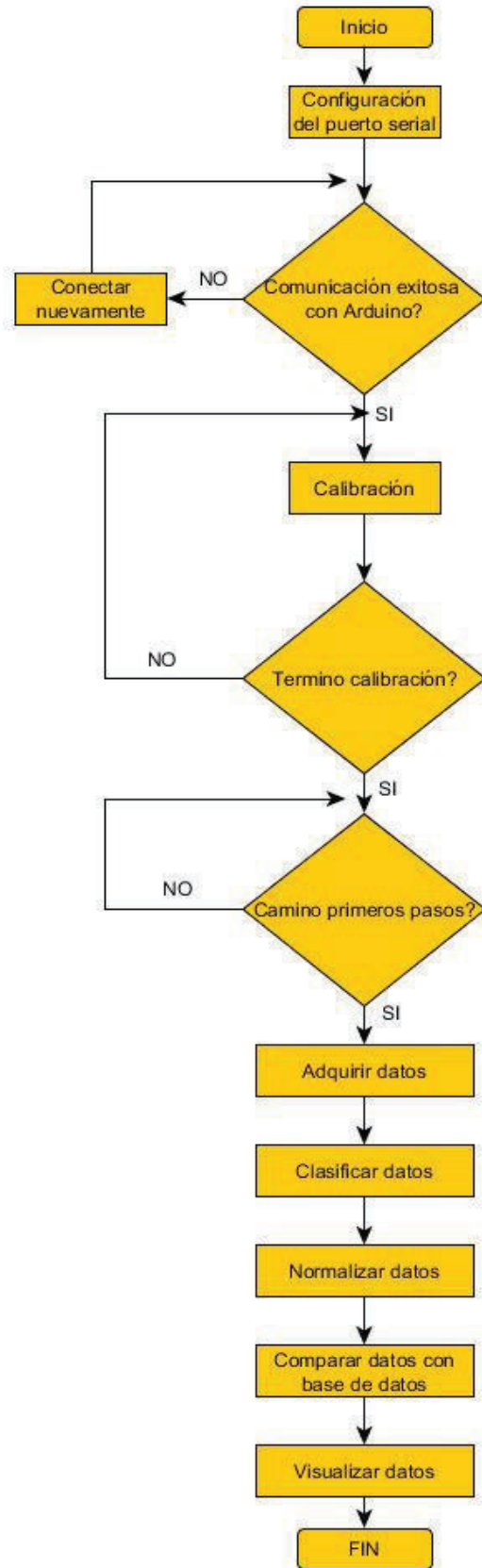


Figura 3. 26. Flujograma del funcionamiento de la interfaz

3.5.1. Configuración y comunicación con Arduino

Esta parte del flujo verifica la configuración del puerto serial y si se encuentra disponible para el Arduino, en caso de un error, se comunicará al usuario mediante un mensaje.

```
%configuring serial port
s = serial('COM6'); %creates a matlab object from the serial port
s.BaudRate = 115200;
s.Parity = 'none';
s.DataBits = 8;
s.StopBits = 1;
s.FlowControl = 'none';
s.Terminator = 'LF';
s.Timeout = 1;
s.InputBufferSize = 10000;
%Existe error?
try
    disp('Puerto disponible!')
    fopen(s) %open serial port object
    error = 0;
catch
    fclose(s)
    disp('Error, port could not be opened!')
    error = 1;
end
```

3.5.2. Calibración

En esta parte del algoritmo envía una señal al microcontrolador para realizar la calibración y obtener el offset de la postura del paciente, para lo cual deberá permanecer en estado estático hasta que termine la calibración.

La calibración ayuda a obtener el offset de diferentes posturas, esto se debe a que cada persona es diferente. Una vez realizada el proceso mencionado envía un mensaje a la interfaz para continuar con el siguiente paso del algoritmo.

3.5.3. Conteo de pasos

Recomendaciones del especialista del área médica, pide adquirir datos después del tercer paso, esto debido a que el ser humano realiza mayor esfuerzo en los primeros pasos para salir del reposo. El sistema envía a la interface el dato cuando el talón toca el suelo y se almacena en la variable *contadorpasos* y cuenta.

```
while contadorpasos<2
    contadorpasos=fscanf(s,'%d')
end
```


3.5.4. Adquisición de datos

Una vez contado los pasos de inicio, se almacena la información en un vector. Se puede observar los datos adquiridos en la figura 3.27. Además, en la figura se puede apreciar pulsos que pasa los 20°, es un dato enviado por el sistema para reconocer el inicio y fin de la marcha.

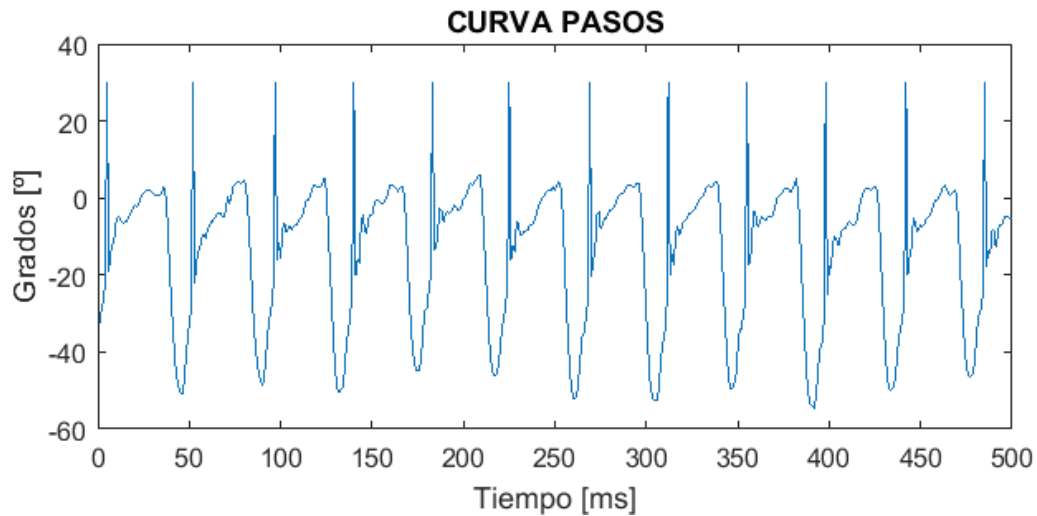


Figura 3. 27. Pasos almacenados en un vector

3.5.5. Clasificación de datos

En esta parte se desarrolla un algoritmo capaz de identificar el inicio y fin de la marcha humana y sobre dibujarlo.

Tabla 3.10. Matriz almacenada datos de la marcha

38	39	40	41	42	43	44	45	46
-16.6000	-17	-16.9900	0	0	0	0	0	0
-16.2100	-16.5800	0	0	0	0	0	0	0
-24.8200	-25.5600	-23.8500	0	0	0	0	0	0
-17.5700	-17.4800	-15.8600	0	0	0	0	0	0
-20.2500	-20.3000	-20.0300	0	0	0	0	0	0
-22.3800	-21.8200	0	0	0	0	0	0	0
-22.5400	-24.2800	-23.4200	-21.7500	0	0	0	0	0
-34.6100	-34.2500	-32.0100	-28.3600	-26.9200	-24.9300	0	0	0
-51.4200	-51.7500	-53.6100	-55.7100	-56.9800	-58.8900	-59.2300	-58.1600	-56.6800

La información se almacena en una matriz, el tiempo (ms) de cada paso realizado por la persona no es constante y varía de un paso a otro, Matlab llena los espacios vacíos con ceros para igualar el tamaño de la matriz (Ver Tabla 3.10.). Podemos apreciar en la tabla 3.10 que un paso se demora 40ms, el siguiente 39ms, el último 46ms, provocando difícilmente tiempos en cada marcha.

Debido a este problema es necesario clasificar e identificar el inicio y fin de la marcha. En la figura 3.28 se observa la clasificación de los datos y la similitud con la señal teórica explicada en el Capítulo 2 (Figura 2.17 a)). Una vez clasificada, fácilmente se dibuja la marcha y se puede obtener el tiempo medio de la caminata realizada por el paciente.

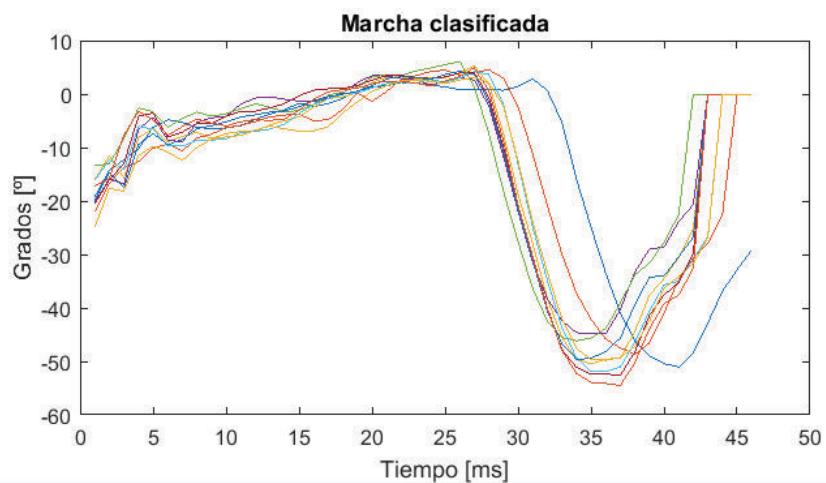


Figura 3. 28. Clasificación de datos

3.5.6. Normalización de datos

Se observa en la figura 3.28 que las señales adquiridas se encuentran desfasadas, esto debido a que la velocidad de la marcha humana no es controlada en absoluto por el hombre, existe una variación pequeña al finalizar la marcha.

Para solucionar se desarrolló un algoritmo que normalice la velocidad automáticamente a escala de 0 a 100% o rango de datos [0,1] de cada marcha realizada, el programa divide cada paso a su respectivo tiempo correspondiente para convertirlo al rango deseado, en la figura 3.29 b) se logra apreciar la normalización de un ciclo de marcha.

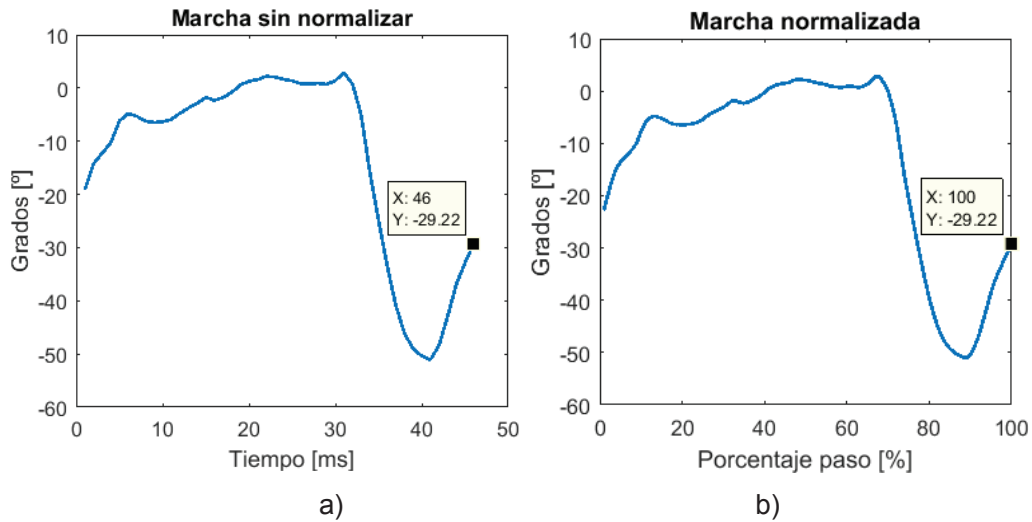


Figura 3. 29. a) Señal sin normalizar b) Señal normalizada

El algoritmo además resuelve el problema de escala, es decir, cuando se normaliza los datos en un solo tiempo, los valores de los vectores cambian para el nuevo rango. Para obtener los valores, el algoritmo interpola en el nuevo rango.

Debido a los datos discretos adquiridos, se usó la interpolación lineal de Matlab “*interp1*”, el inconveniente de esta interpolación es la pérdida de datos iniciales, para resolver este problema se usa la interpolación cúbica, se observa los resultados en la figura 3.30.

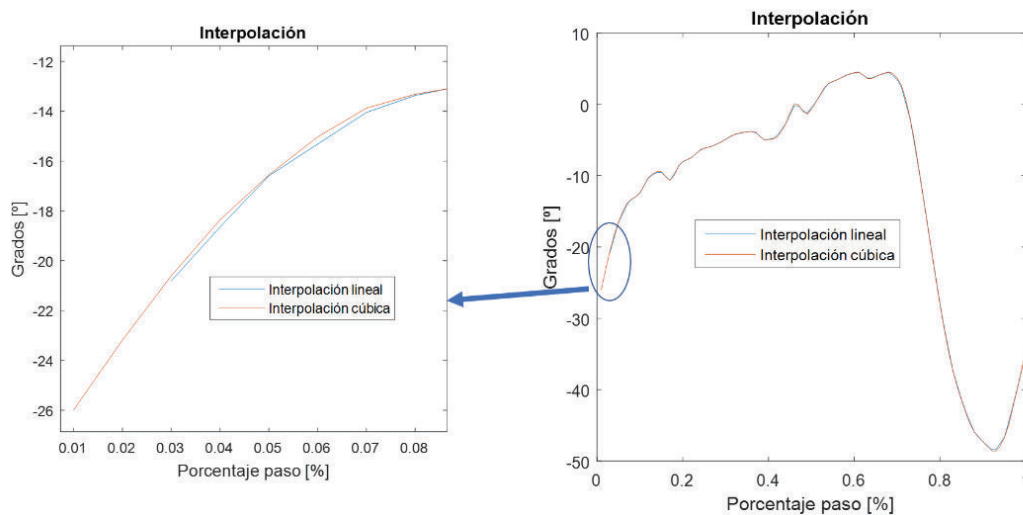


Figura 3. 30. Interpolación lineal y cúbica

El resultado de la interpolación con normalización de rango se puede observar en la figura 3.31.

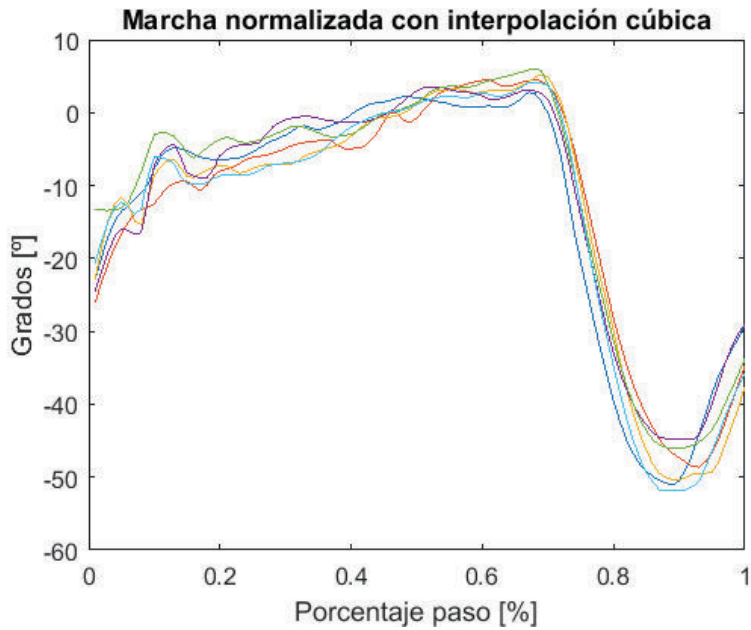


Figura 3. 31. Marcha Normalizada

3.5.7. Ajuste de curva

Una vez normalizada la curva, se busca una representación y equivalente de todas las marchas. Para esto se realizó la técnica de ajuste de curvas polinómicas, en este caso usaremos una de 7mo orden debido a que la figura 3.32 muestra 8 puntos a unir.

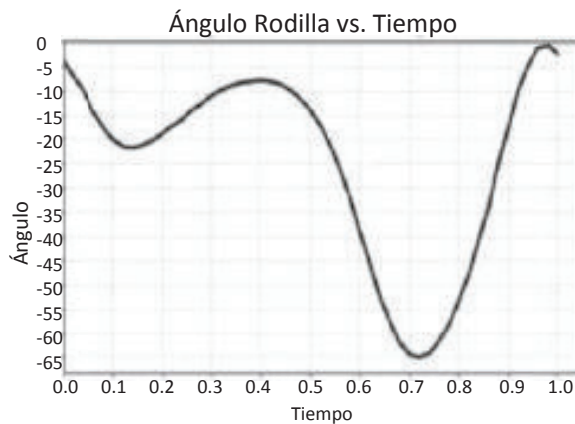


Figura 3. 32. Curva teórica de la marcha humana-Rodilla

La respectiva curva equivalente al polinomio:

$$y = ax^7 + bx^6 + cx^5 + dx^4 + ex^3 + fx^2 + gx + h$$

Ecuación 3.15. Ecuación polinómica de grado 8.

El resultado la curva se observa en la figura 3.33, para conocer la coincidencia entre la curva promedio y la ajustada se usa la función de costo del error medio cuadrático (Ecuación 3.16).

$$J = \frac{1}{2m} \sum_{i=1}^m (\hat{y} - y)^2$$

Ecuación 3.16. la función de costo del error medio cuadrático

Donde:

\hat{y} = predicción (valores de curva ajustada)

y =valores reales

m = total de datos

Se debe considerar que un costo de cero indica total coincidencia entre la curva ajusta y la real (curva promedio), En nuestro caso se obtiene un costo del 0.26., aproximándose a cero. Conjuntamente se comprueba midiendo la correlación entre las curvas, se usa la función *corrcoef de Matlab* teniendo como resultado un valor de 0.9967, dando a entender que la relación entre las variables es directa.

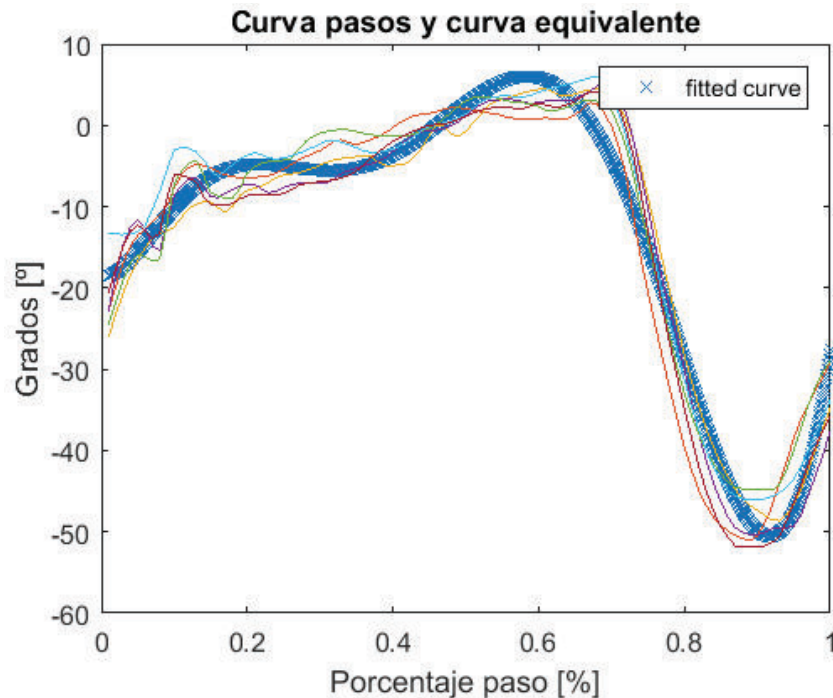


Figura 3. 33. Ajuste de curva

Esta metodología, es aplicada a personas seleccionadas por el especialista para obtener las curvas patrón y almacenar en la base de datos, y de igual manera, indicar la afectación de la marcha de los pacientes con la curva patrón.

Se estudió anteriormente la curva teórica y tiene un nivel de confianza, por recomendación del especialista que trabaja en conjunto se usa banda de confianza del 95%. Se observa el nivel de confianza en la figura 3.34, además las fases de marcha

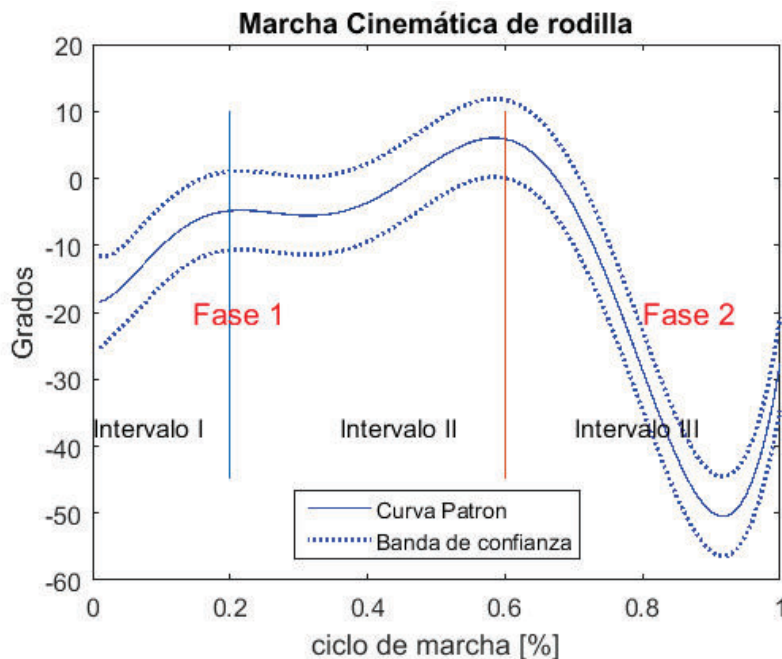


Figura 3. 34. Variación angular de cinemática rodilla

3.5.8. Visualización de datos

Para el estudio de la afectación de la gonartrosis en la marcha se desarrolló una interfaz usando la GUIDE de Matlab, según la norma UNE-EN ISO 9241 y correspondiente a la ubicación de elementos lo podemos observar en la figura 3.35.

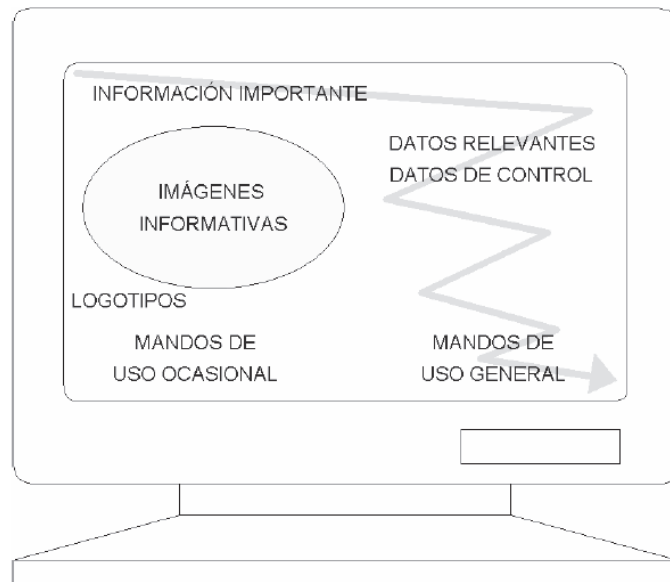


Figura 3. 35. Ubicación de elementos-Norma ISO 9241 de Sistema SCADA

En la figura 3.36. se observa la interface a utilizar por el especialista para visualizar los datos. El eje horizontal corresponde al tiempo [ms] y el eje vertical el ángulo [°].

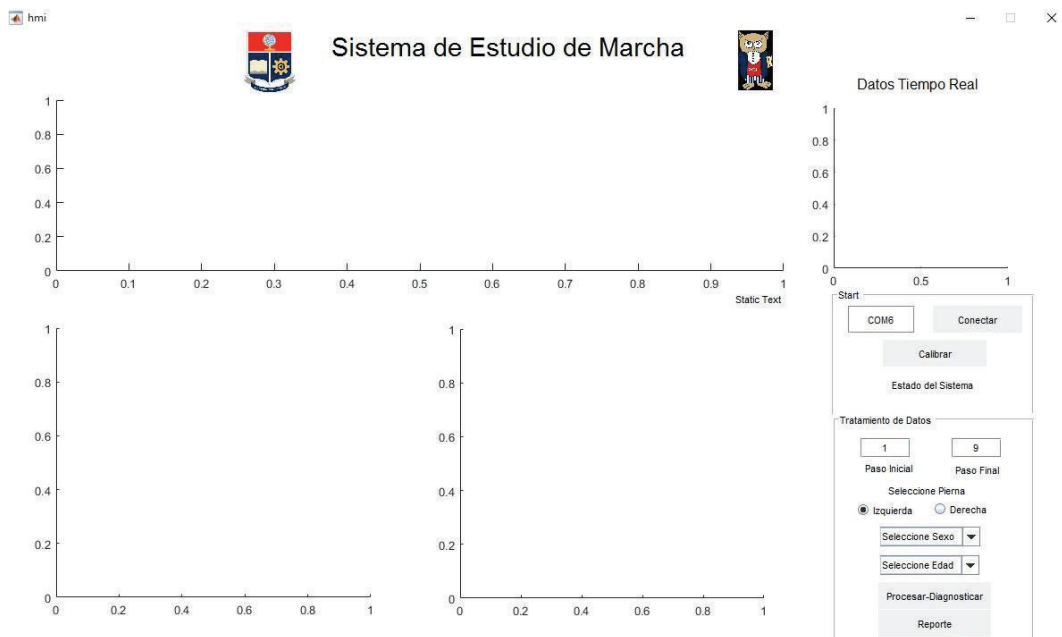


Figura 3. 36. Interface desarrollada en Matlab

El uso de la interface se lo explica en Anexo IV.

CAPÍTULO 4

MUESTREO DE LA MARCHA HUMANA Y SISTEMA DE CARACTERIZACIÓN DEL MUESTREO OBTENIDO

4.1. Selección de personas

En capítulos anteriores se explicó las causas de la gonartrosis, además que las personas más propensas a sufrir este tipo de afección pertenecen al género femenino debido a su estructura biomecánica, su fisiología, déficit de calcio en los huesos por el paso de edad, las mujeres de entre 40 a 45 años en adelante sufren el alce de su periodo.

La escala de Murray y Van Uden comenta que toda persona de 20 a 65 años tiene una longitud de paso de 0.78m con desviación típica de 0.05 [20] y las personas más propensas de sufrir gonartrosis son mujeres de tercera edad.

Debido a estos criterios, los pacientes como referencia de una marcha normal se lo realizan mediante ficha y evaluación fisioterapéutica (Ficha de diagnóstico ver Anexo V):

- Una persona para el género femenino de 50 años de edad que dará los rangos de edades para la evaluación desde los 20 años en adelante.
- Una persona para el género masculino de 49 años de edad que dará los rangos de edades para la evaluación desde los 20 a 80 años.
- Una persona para el género masculino de 80 años de edad, esta información se lo toma para comparar con la persona masculina de 49 años a petición del especialista.

Fichas de evaluación ver Anexos V.

4.2. Ubicación de los sensores para adquirir datos

Con la ayuda del especialista, se ha determinado la ubicación adecuada de los tres sensores, para lo cual se pone en consideración dos aspectos importantes que se manifiestan en la marcha:

1. Las estructuras que intervienen como brazo de apoyo y palanca tomando como referencia la rodilla al momento de caminar: muslo y pierna.
2. La parte de apoyo que soporta todo el peso y transfiere la fuerza y la energía para que produzca la reacción de caminar: la planta del pie

De esta manera, el primer sensor de presión se lo pone directamente debajo del talón, ya que la primera estructura que indica la partida y la terminada de la marcha es el talón, además, es el primero en realizar el contacto con la superficie del suelo.



Figura 4. 1. Ubicación del sensor FSR

El segundo sensor se lo colocara en el lado colateral externo de la pierna, en el vientre muscular del Musculo Gemelo Externo a 10cm por debajo del borde inferior de la rótula, siguiendo un ángulo recto (90°) entre el hueso tibial y el femoral.



Figura 4. 2. Ubicación del sensor MPU6050 parte inferior de la pierna

El tercer sensor se coloca en el lado colateral externo del muslo en el trayecto del musculo tensor de la fascia-lata a 10 cm del borde superior de la rótula, siguiendo un ángulo recto (90°) con respecto al hueso femoral, tibial y cresta iliaca “espinas anterior superior”.

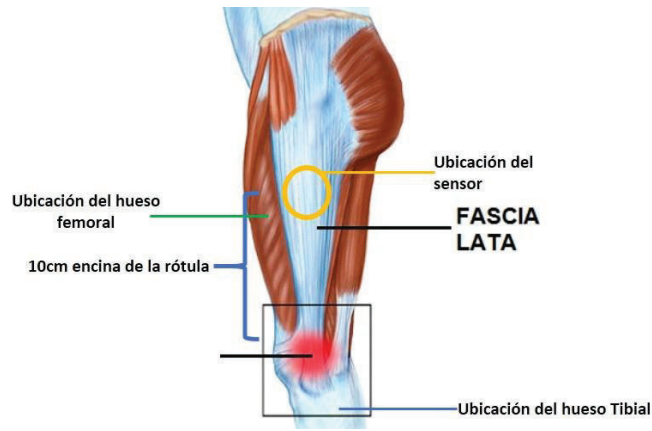


Figura 4. 3. Ubicación del sensor MPU6050 muslo

4.3. Adquisición y almacenamiento de la marcha normal

Seleccionado las personas por el especialista y evaluados manualmente usando el goniómetro de brazos para valorar la movilidad articular de la marcha normal (Anexo V) se ejecutó la adquisición de datos de tres personas, para luego almacenar la información.

A continuación, se explica en conjunto con el especialista los resultados y análisis obtenido como señal patrón. Para validar la señal obtenida se obtuvo otros datos de la marcha con el mismo paciente.

4.3.1. Patrón A.

Nombre: Carmen Cadena

Edad: 50 años

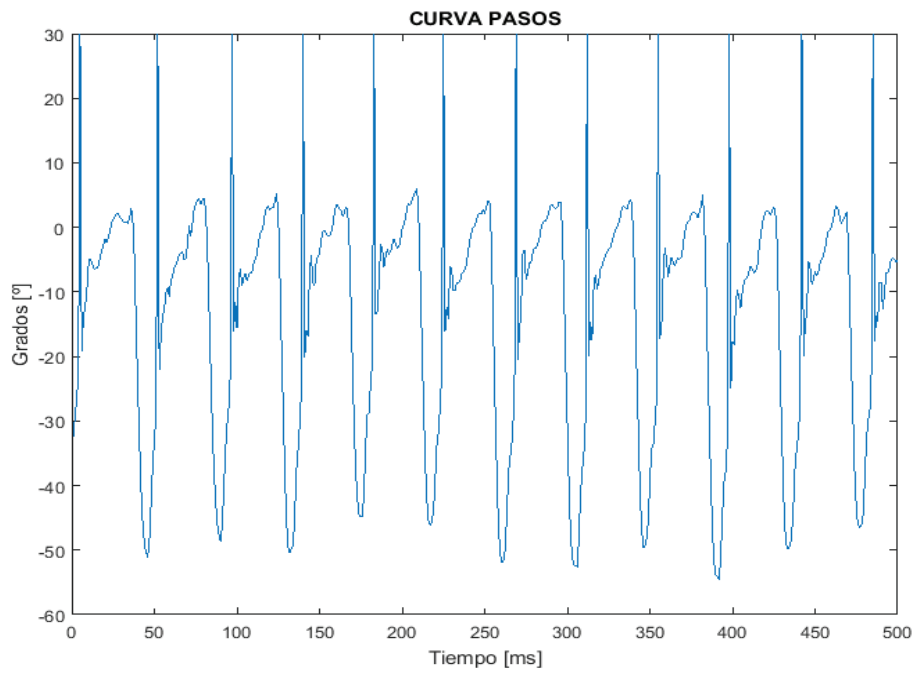
Sexo: Femenino

Antecedentes de enfermedad: No presenta enfermedad alguna

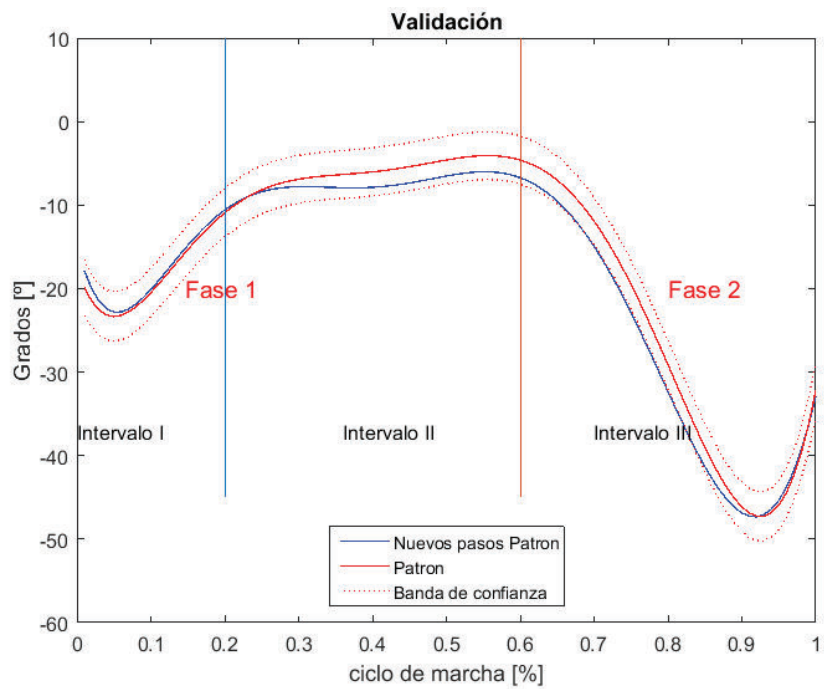
Examen físico: La paciente al evaluar la marcha presenta una marcha normal, sin alteración alguna.

Con los antecedentes mencionados, el estudio de la valoración fisioterapéutica por intervalos de la marcha manualmente y observaciones realizadas del paciente (Anexo V), el especialista diagnostica que el paciente es aceptable como modelo de marcha para el Género Femenino.

La figura 4.4. muestra el comportamiento de la marcha normal correspondiente a la pierna derecha.



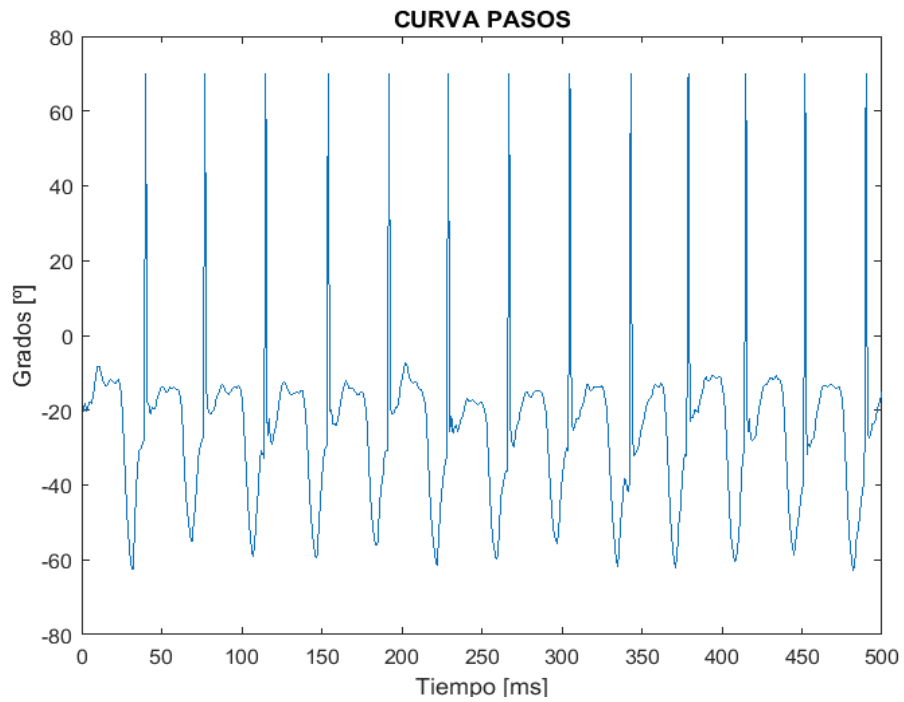
a)



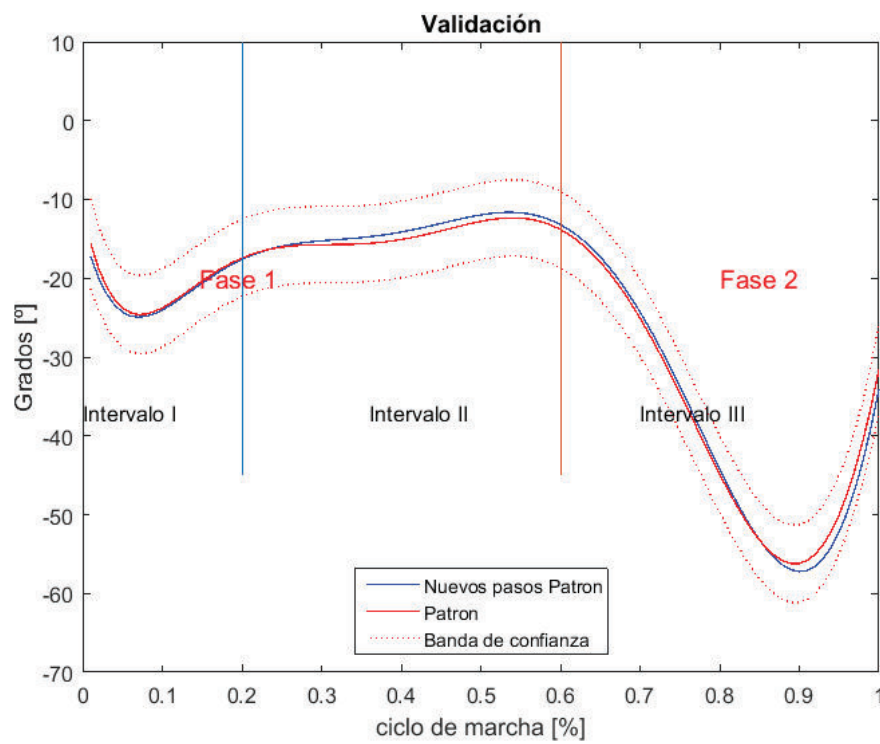
b)

Figura 4. 4. Marcha normal género femenino 50 años de edad pierna derecha. a) Pasos realizados b) Validación

La figura 4.5. muestra el comportamiento de la marcha normal correspondiente a la pierna izquierda.



a)



b)

Figura 4. 5. Marcha normal género femenino 50 años de edad pierna izquierda. a) Pasos realizados b) Validación

4.3.2. Patrón B.

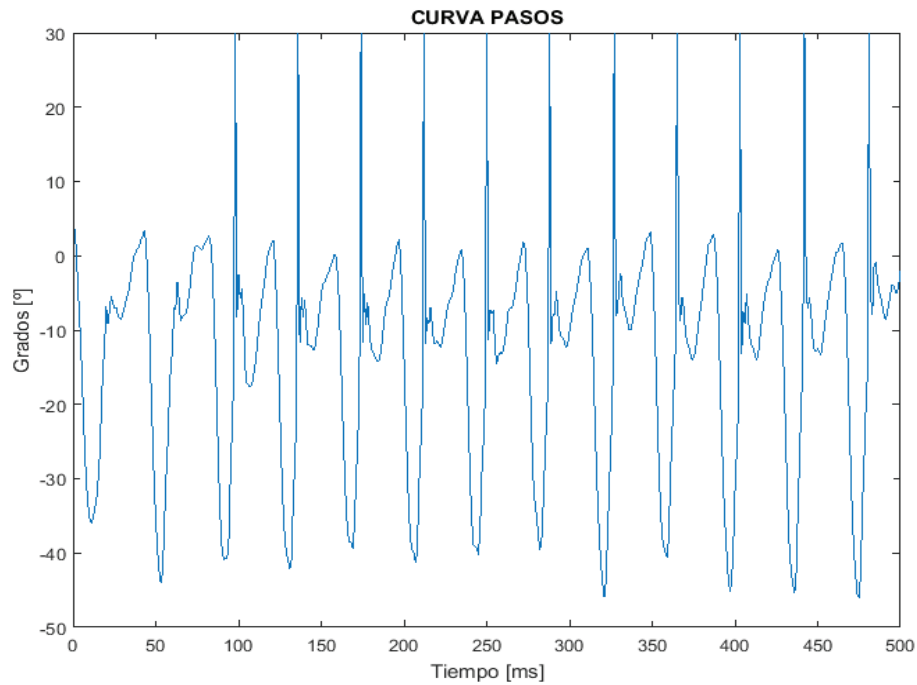
Nombre: Marcelo Carranco **Edad:** 49 años **Sexo:** Masculino

Antecedentes de enfermedad: No presenta enfermedad alguna

Examen físico: El paciente a evaluar la marcha presenta una marcha normal, sin alteración alguna.

Con los antecedentes mencionados, el estudio de la valoración fisioterapéutica por intervalos de la marcha manualmente y observaciones realizadas del paciente (Anexo V), el especialista diagnostica que el paciente es aceptable como modelo de marcha para el Género Femenino.

La figura 4.6. muestra el comportamiento de la marcha normal correspondiente a la pierna derecha.



a)

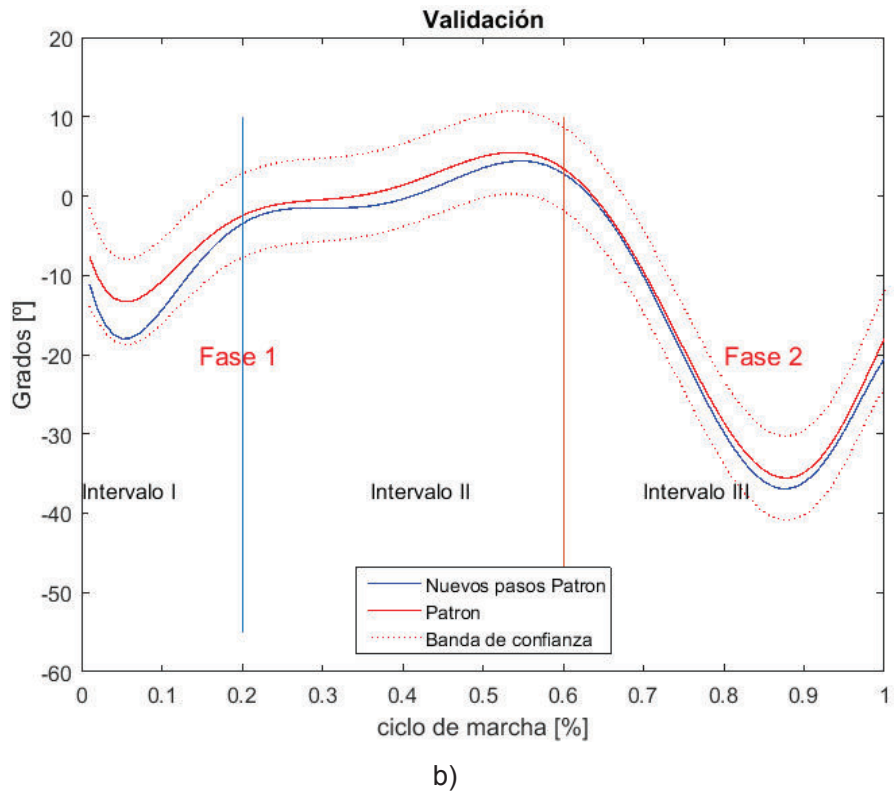
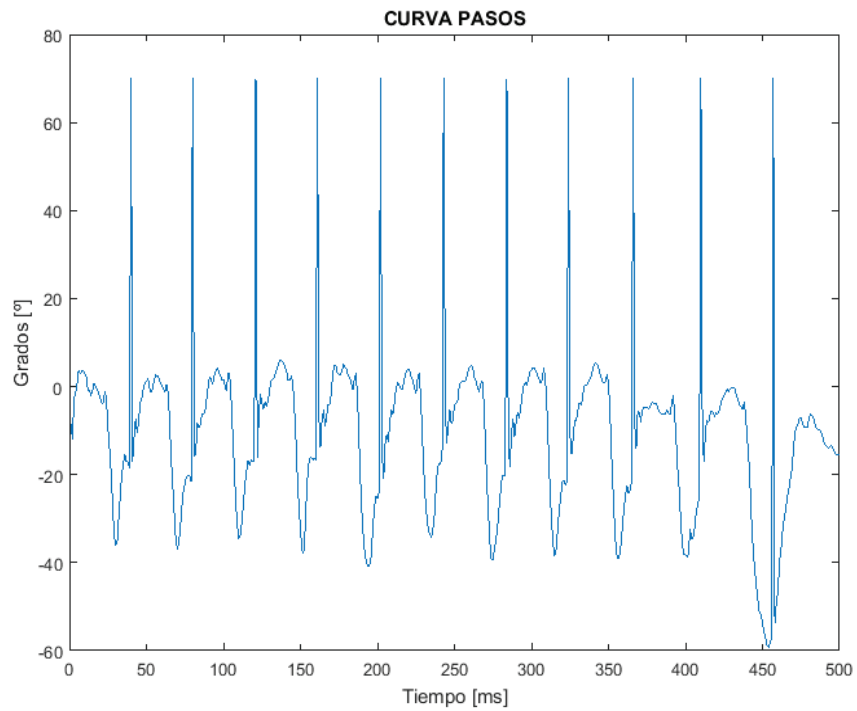
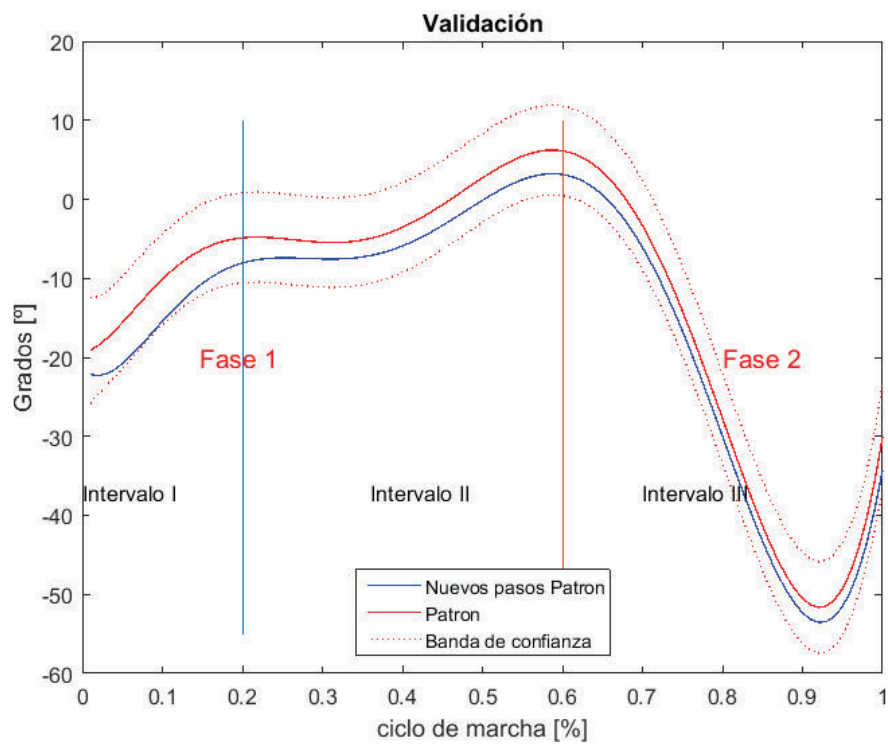


Figura 4. 6. Marcha normal género masculino 49 años de edad pierna derecha. a) Pasos realizados b) Validación

La figura 4.7. muestra el comportamiento de la marcha normal correspondiente a la pierna izquierda.



a)



b)

Figura 4. 7. Marcha normal género masculino 49 años de edad pierna izquierda. a) Pasos realizados b) Validación

4.3.3. Patrón C.

Nombre: Abel Gómez Pasquel

Edad: 80 años

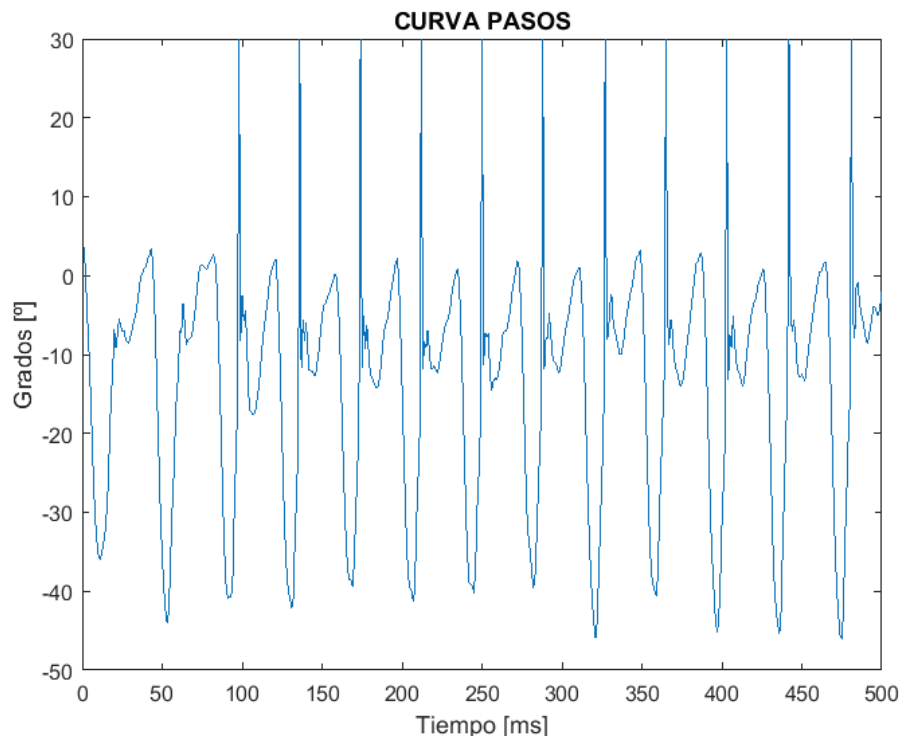
Sexo: Masculino

Antecedentes de enfermedad: No presenta enfermedad alguna

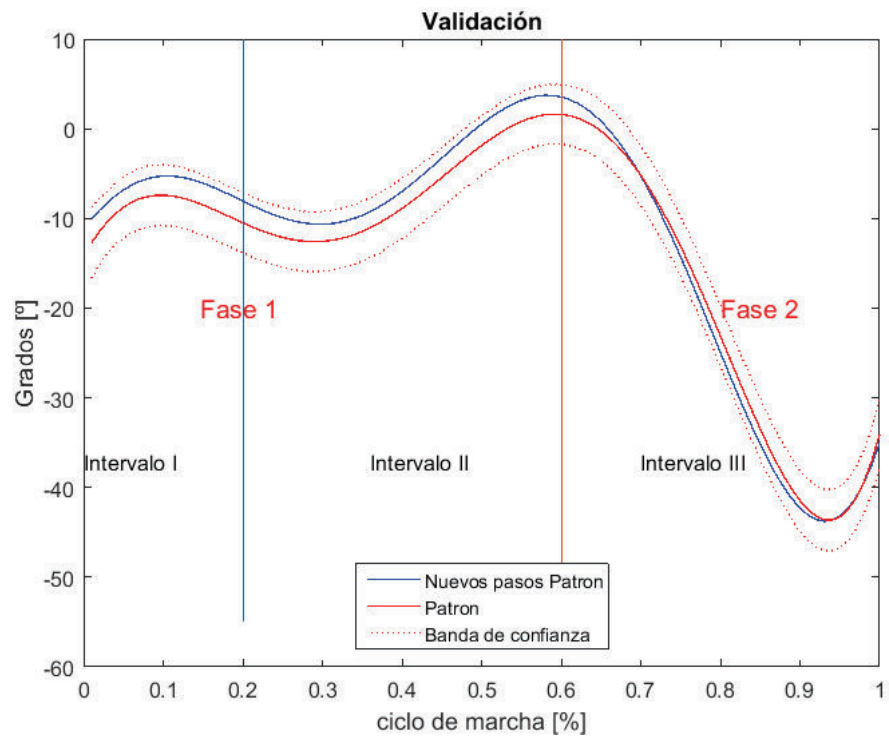
Examen físico: El paciente a evaluar la marcha presenta una marcha normal, sin alteración alguna.

Con los antecedentes mencionados, el estudio de la valoración fisioterapéutica por intervalos de la marcha manualmente y observaciones realizadas del paciente (Anexo V), el especialista diagnostica que el paciente es aceptable como modelo de marcha para el Género Femenino.

La figura 4.8. muestra el comportamiento de la marcha normal correspondiente a la pierna derecha.



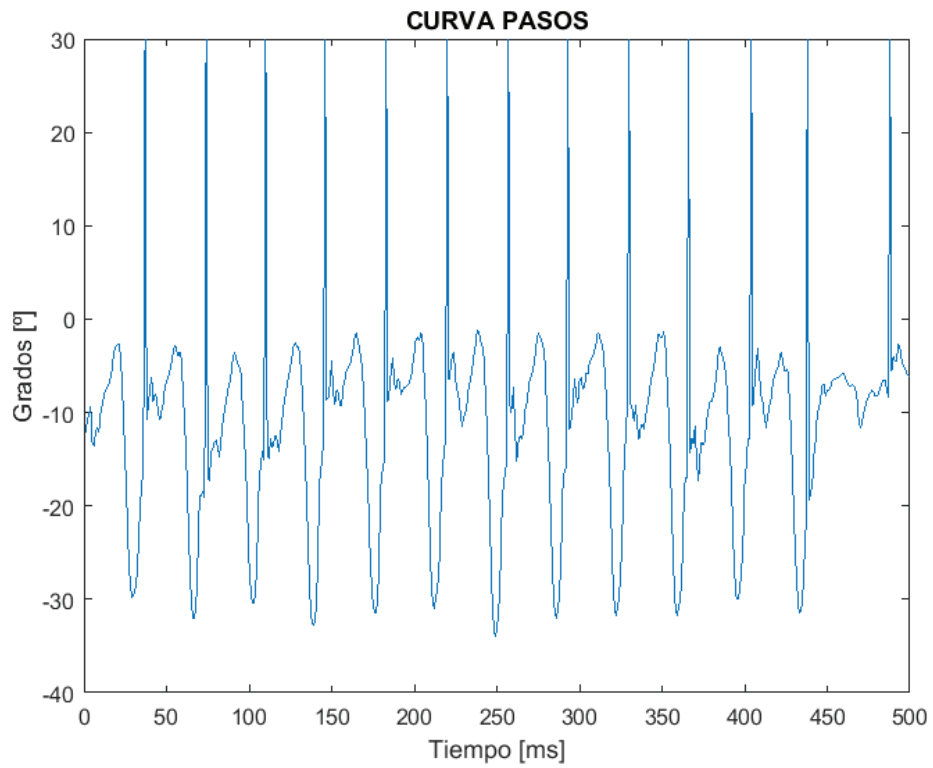
a)



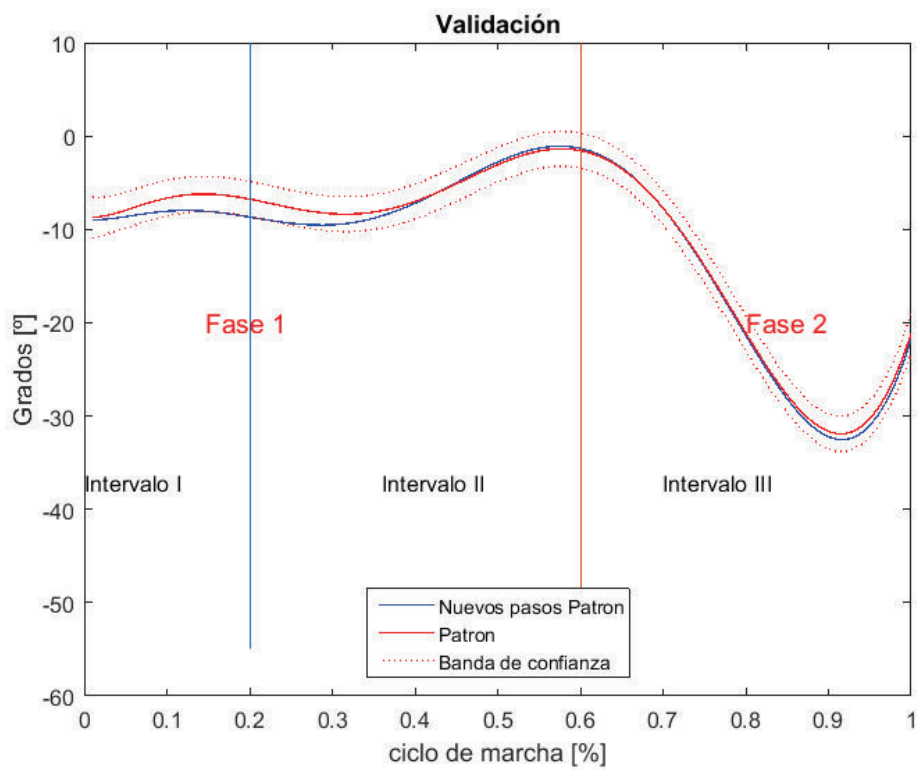
b)

Figura 4. 8. Marcha normal género masculino 80 años de edad pierna derecha. a) Pasos realizados b) Validación

La figura 4.9. muestra el comportamiento de la marcha normal correspondiente a la pierna izquierda.



a)



b)

Figura 4. 9. Marcha normal género masculino 80 años de edad pierna izquierda. a) Pasos realizados b) Validación

4.4. Análisis y discusión:

La curva ajustada tiene un límite de confianza del 95% según requerimientos del especialista para obtener una estimación más precisa con los experimentos a desarrollarse. Es decir, se analizará las curvas de los pacientes con gonartrosis con respecto a la banda de confianza.

Las observaciones fisioterapéuticas de la valoración de la marcha del especialista se basaron en un buen caminado de los 3 intervalos correspondientes a las 2 fases (Intervalo I y II - fase 1, Intervalo III - Fase 2): Intervalo 1 zancada, Intervalo 2 buena fase de apoyo (correcta: Fase de contacto inicial, fase inicial de apoyo, fase apoyo medio, fase final de apoyo y fase previa de oscilación) y en el intervalo 3 fase de oscilación (correcta: fase de inicial, fase media y fase final).

Con respecto a los experimentos obtenidos con los pacientes con marcha normal se pudo analizar los siguientes ítems.

- a) En las curvas de pasos se puede apreciar las marchas ejercidos por la pierna derecha e izquierda para cada paciente, se observa que cada paso es constante y presenta simetría en cada uno de los pasos que realiza.
- b) En cada patrón experimentado se puede observar que varía la curva cinemática de la pierna izquierda con la derecha, esto se debe a que los humanos se tiene una pierna dominante, es decir mayor masa muscular.
- c) En el gráfico de validación se puede apreciar la curva cinemática patrón con sus respectivas fases y banda de confianza, de esta manera, podrá el especialista observar la variación de la marcha ante una gonartrosis y analizar los resultados adquiridos.

CAPÍTULO 5

PRUEBAS Y RESULTADOS

Para verificar el desarrollo del sistema, el especialista seleccionó entre 40 y 80 años de sexo masculino y femenino. Los sujetos fueron inicialmente capacitados para que se tenga conocimiento del sistema y los sensores a instalarse en la pierna y pie.

Una vez confirmado el confort de los sensores en los pacientes se inició el experimento, el especialista seleccionó los números de pasos y comparó con la señal patrón respectiva a su edad y sexo que en capítulos anteriores se adquirió y se almaceno en la base de datos.

5.1. Análisis de resultados

En anexos de valoración del fisioterapia (Anexo VI) se puede observar con más detalle las curvas de pasos adquiridos y la validación de curvas paciente y patrón. Para el análisis de resultados se examinará la afectación de marcha biomecánica de pacientes ante una gonartrosis basándose en la curva de Validación.

En cada resultado adquirido se conoce la validación del Fisioterapia, así como las respectivas observaciones del diagnóstico en las curvas de validación (Anexo VI) que se da a conocer de los siguientes pacientes.

5.1.1. Paciente A

Nombre: Rocío Carranco Gómez **Edad:** 47 años **Sexo:** Femenino
Diagnóstico presuntivo: GONARTROSIS IZQUIERDA - Código CIE-10: M17.9

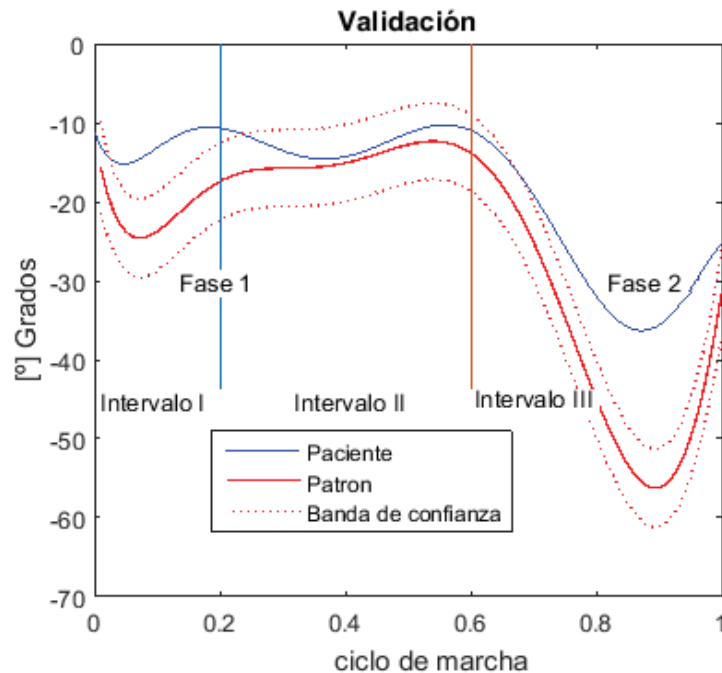


Figura 5. 1. Afectación de la marcha - Paciente A

Análisis y discusión:

En el Gráfico de validación se puede observar que existe alteraciones: al Iniciar el 1º Intervalo de marcha referente a la zancada haciendo una descarga de peso leve y sin asentar el talón sobre el suelo, de igual manera en la Transición del 1º Intervalos al 2º lo que corresponde la fase de contacto inicial, además de no realizar un buen despegue de los dedos del pie del suelo debido al dolor que presenta en la rodilla y la limitación a la extensión de rodilla, y alteración en el 3º Intervalo en la fase de oscilación inicial y media por lo que realiza un balanceo breve sin levantar mucho el pie del suelo.

5.1.2. Paciente B

Nombre: Fernanda Hidalgo

Edad: 45 años

Sexo: Femenino

Diagnóstico presuntivo: GONARTROSIS BILATERAL - Código CIE-10: M17.9

Medición de pierna: Derecha

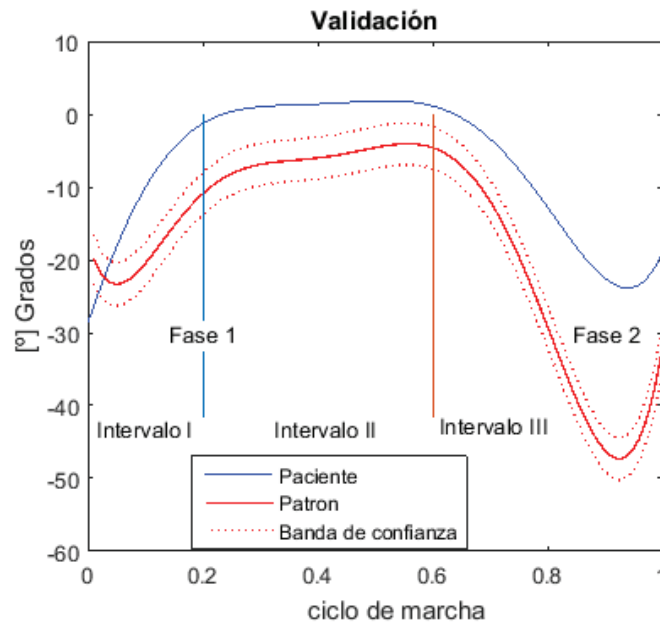


Figura 5. 2. Afectación de la marcha - Paciente B

Análisis y discusión:

En el Gráfico de validación se puede observar alteraciones: en el 1º Intervalo referente a la zancada en donde no realiza una correcta descarga de peso debido al ligero dolor que presenta, alteración en el 2º intervalo en la fase de: Contacto inicial, apoyo inicial, apoyo medio, apoyo final y oscilación previa debido a que tiene gran limitación para la flexion-rodilla y para realizar una correcta extensión rodilla debido a la prótesis que presenta, y en el 3º Intervalo de la marcha referente a la oscilación fase inicial y media debido a que la paciente asienta el pie inmediatamente y no hace una correcta descarga de peso.

Medición de pierna: Izquierda

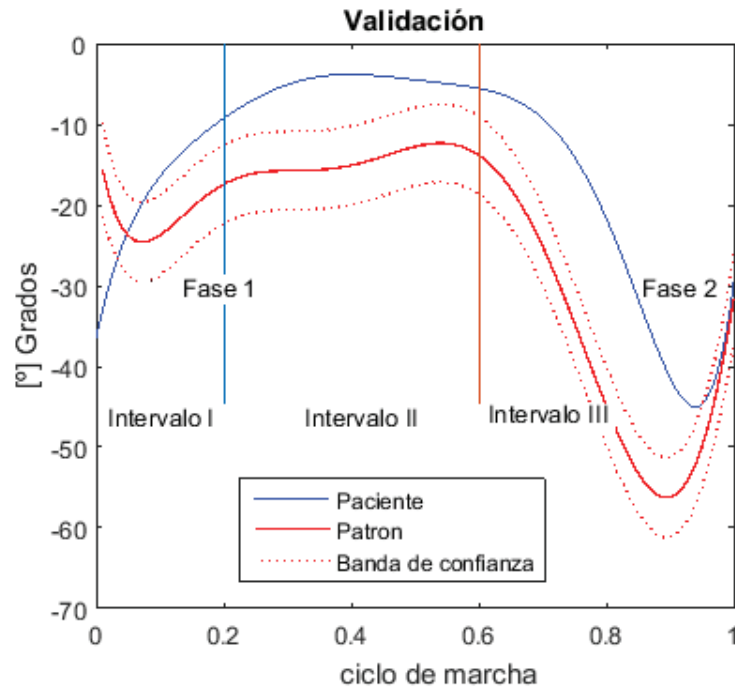


Figura 5. 3. Afectación de la marcha - Paciente B

Análisis y discusión:

En el Gráfico de validación se puede observar alteraciones: en el 1º Intervalo referente a la zancada en donde no realiza una correcta descarga de peso debido al ligero dolor que presenta y al dolor de la pierna con la prótesis, alteración en el 2º intervalo en la fase de: Contacto inicial, apoyo inicial, apoyo medio, apoyo final y oscilación previa debido a que tiene gran limitación para la extensión-rodilla debido a que esta próxima a la artroplastia de rodilla Izquierda, y en el 3º Intervalo de la marcha referente a la oscilación fase inicial y media debido a que la paciente asienta el pie de una manera lenta y sin mucha carga de peso, por lo que al caminar ella tienen hacer una basculación anterior de cadera, para intentar aliviar el dolor de esta pierna y que la pierna con prótesis pueda soportar el peso mientras esta pierna esta en balanceo.

5.1.3. Paciente C

Nombre: Rosa Galindo

Edad: 67 años

Sexo: Femenino

Diagnóstico presuntivo: GONARTROSIS BILATERAL- Código CIE-10: M17.9

Medición de pierna: Derecha

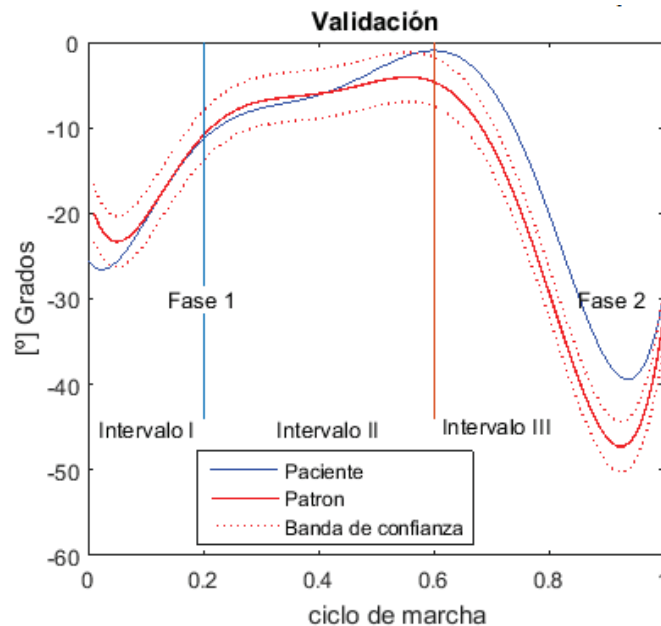


Figura 5. 4. Afectación de la marcha pierna derecha- Paciente C

Análisis y discusión:

Se puede observar que existe alteraciones: al Iniciar el 1º Intervalo de marcha referente al contacto inicial del pie con el suelo donde la paciente hace una descarga de peso de mayor que la de la pierna opuesta, de igual manera en la Transición del 2º intervalos al 3º correspondiendo a la fase previa de oscilación ya que presenta limitación en la extensión de rodilla y en el intervalo 3 corresponde a una alteración al aproximar el pie para el siguiente zancada.

Medición de pierna: Izquierda

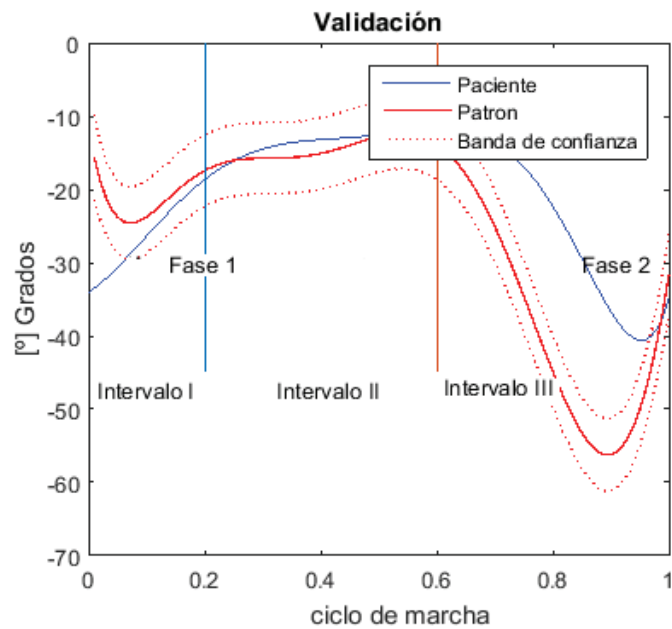


Figura 5. 5. Afectación de la marcha pierna izquierda - Paciente C

Análisis y discusión:

En el Gráfico de validación se puede observar que existe alteraciones: al Iniciar el 1º Intervalo ya que la paciente no posee una descarga de peso debido al dolor en rodilla ante el contacto inicial del pie con el suelo, de igual manera en la Transición del 2º intervalos al 3º lo que corresponde la fase previa de oscilación por la limitación de extensión de rodilla y en el intervalo 3 que es la de oscilación presentando anomalías en la Fase: Inicial, Media y Final debido a que la paciente asienta el pie de una manera lenta y sin mucha carga de peso.

5.1.4. Paciente D

Nombre: Edilma Guerrero **Edad:** 60 años

Sexo: Femenino

Diagnóstico presuntivo: GONARTROSIS BILATERAL - Código CIE-10: M17.9

Medición de pierna: Izquierda.

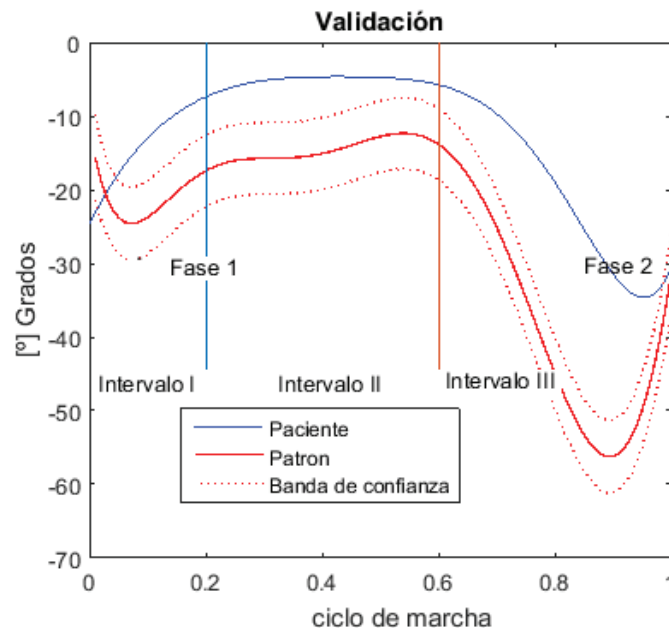


Figura 5. 6. Afectación de la marcha - Paciente D

Análisis y discusión:

En el Gráfico de validación se puede observar alteraciones: en el 1º Intervalo referente a la zancada en donde no realiza una correcta descarga de peso debido al ligero dolor que presenta, alteración en el 2º intervalo en la fase de: Contacto inicial, apoyo inicial, apoyo medio, apoyo final y oscilación previa debido a que tiene gran limitación para la flexión-rodilla y para realizar una correcta extensión-rodilla debido a la prótesis que presenta, y en el 3º Intervalo de la marcha referente a la oscilación fase inicial y media debido a que la paciente asienta el pie de una manera lenta y sin mucha carga de peso.

Medición de pierna: Derecha.

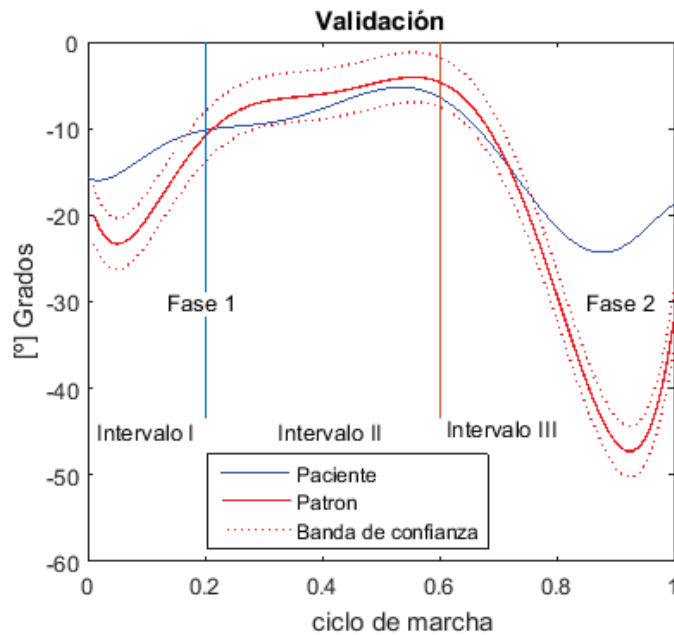


Figura 5. 7. Afectación de la marcha - Paciente D

Análisis y discusión:

En el Gráfico de validación se puede observar que existe alteraciones: en el 1º Intervalo de la marcha referente a la zancada por presentar, una mayor descarga de peso y ser más prolongado el asentamiento del pie sobre el suelo para evitar el dolor de la otra pierna, Alteración en el 2º intervalo de la marcha referente a la fase de: Contacto inicial, apoyo inicial por lo que el pie no permanece mucho tiempo en contacto con el suelo debido a que no deja un contacto más prolongado en la pierna con prótesis, y en el 3º Intervalo de la marcha referente a la oscilación: fase media lo realiza muy rápido el balanceo para evitar una mayor propagación del contacto del pie sobre el suelo la pierna opuesta.

5.1.5. Paciente E

Nombre: Maria Georgina **Edad:** 55 años **Sexo:** Femenino

Diagnóstico presuntivo: GONARTROSIS IZQUIERDA - Código CIE-10: M17.9

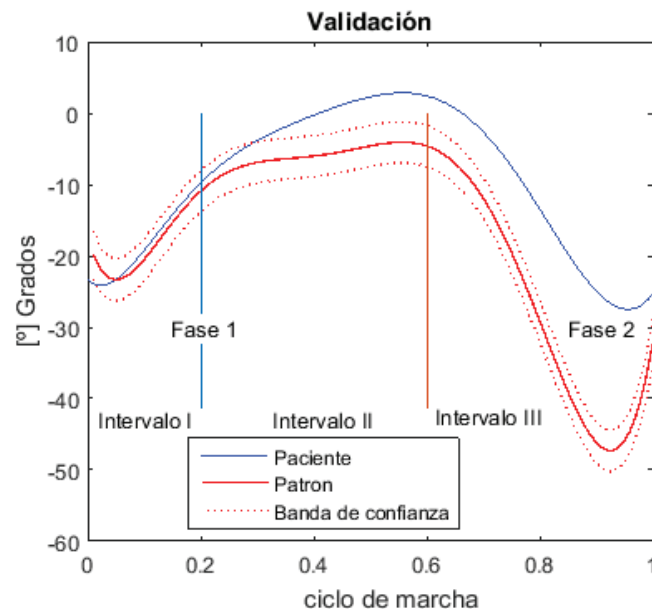


Figura 5. 8. Afectación de la marcha - Paciente E.

Análisis y discusión:

En el Gráfico de validación se puede observar que existe alteraciones: al Iniciar el 2º Intervalo de marcha referente al contacto inicial del pie apoyo medio, final y fase pre oscilatoria debido a que existe la limitacion de la extensión de rodilla, además de no realizar un buen despegue de los dedos del suelo; de igual manera en la Transición del 2º intervalos al 3º lo que corresponde la fase previa de oscilación es más rápida debido al dolor que presenta en rodilla a la extensión y en el intervalo 3 que es la de oscilación presentando anomalías en la Fase: Inicial, Media siendo su balanceo más rápido y corto por el dolor que radica en la rodilla, llevando a pisar muy despacio y lentamente el pie sobre el suelo.

5.1.6. Paciente F

Nombre: Sra. Chávez

Edad: 59 años

Sexo: Femenino

Diagnóstico presuntivo: GONARTROSIS BILATERAL - Código CIE-10: M17.9

Medición de pierna: Izquierda

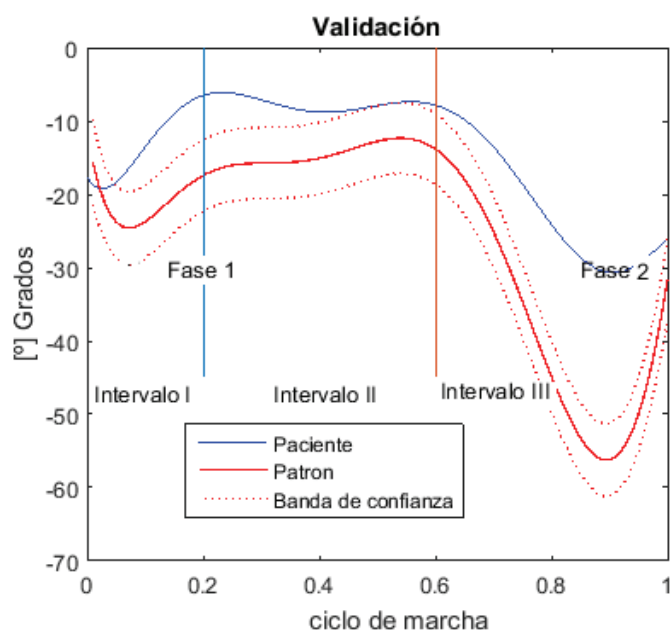


Figura 5. 9. Afectación de la marcha pierna izquierda- Paciente F

Análisis y discusión:

En el Gráfico de validación se puede observar que existe alteración en el 1º intervalo por lo que presenta una descarga de peso directamente en la zona media del ante pie por presentar pie plano, alteración en la Transición del 1º Intervalo con el 2º referente a la contacto inicial y pre oscilación debido al dolor que presenta en rodilla y la limitación en extensión no realiza un buen despegue de los dedos del pie, alteración en el 3º Intervalo correspondiente a la oscilación en la fase inicial, media y final por lo que realiza un balance pausado y sin mucha flexión de rodilla.

Medición de pierna: Derecha.

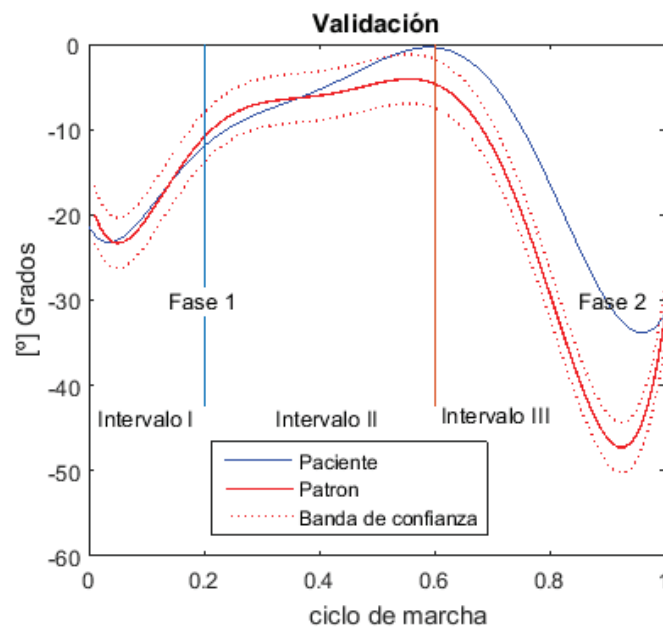


Figura 5. 10. Afectación de la marcha pierna derecha - Paciente F

Análisis y discusión:

En el Gráfico de validación se puede observar que existe alteración en la transición del 2º intervalo con el 3º referente a la fase de preoscilación debido a que presenta dolor en rodilla a la flexo-extensión de rodilla, además de no presentar un correcto despegue de los dedos del suelo por el pie plano que presenta.

5.1.7. Paciente G

Nombre: Rosalvas Ascontar

Edad: 55 años

Sexo: Femenino

Diagnóstico presuntivo: GONARTROSIS DERECHA - Código CIE-10: M17.9

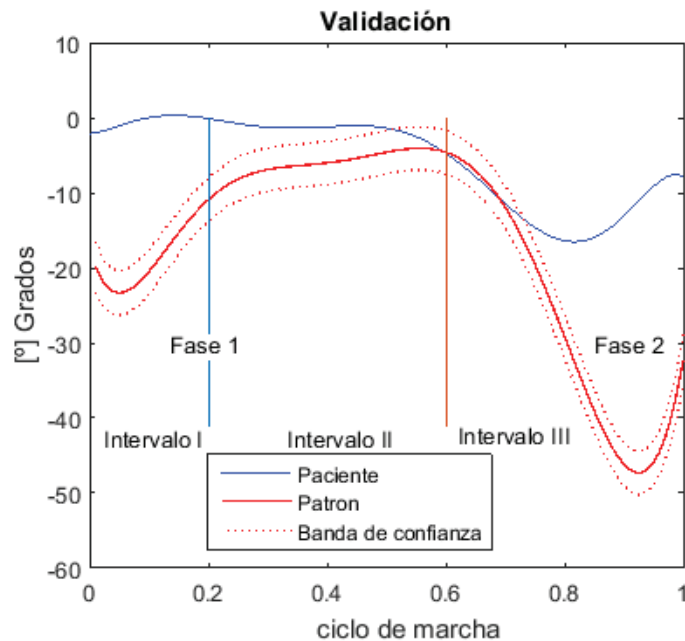


Figura 5. 11. Afectación de la marcha - Paciente G

Análisis y discusión:

En el Gráfico de validación se puede observar que existe alteraciones: al Iniciar el 1º Intervalo de marcha referente al contacto inicial del pie por lo que realiza una mayor descarga de peso sobre esta pierna, de igual manera en la Transición del 1º intervalo al 2º que corresponde la fase de apoyo en el contacto inicial y apoyo inicial debido a su genu varo y en el 3º intervalo que es la de oscilación presentando anomalías en la Fase: Media y Final por lo que su balanceo es de corta duración asentando el pie lo más pronto posible y con descarga de peso mayor

CAPÍTULO 6

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1. Conclusiones.

Como se mencionó en capítulos anteriores, la rodilla es una articulación de la más grande e importante para realizar la marcha humana y lograr trasladarse. Además, son generados por movimientos sincronizados de músculos, huesos y tendones.

El estudio de la biomecánica de la marcha humana correspondiente a la rodilla permitió comprender los rangos de movimiento en la zona sagital, y los ángulos que incita el femur y la tibia al momento de caminar. Este movimiento es representado por la curva de la cinemática de una marcha.

A lo largo de este proyecto se analizó en revistas de artículos científicos diferentes sistemas de adquisición de datos para el estudio de la cinemática de la rodilla. Se observó trabajos que son importantes actualmente en el área de la medicina.

El sistema implementado tiene un sensor de fuerza instalado en la planta del pie para conocer el momento de contacto del talón con el suelo, y dos sensores inerciales que se coloca en la pierna y muslo para la medición del ángulo de la marcha en la zona sagital. La información obtenida, se usa para el estudio de la cinemática de la rodilla.

Se utilizó filtro de Kalman para cada acelerómetro, y filtro complementario para el acelerómetro y giroscopio. En la computadora se realiza ajuste de curvas polinomiales con lo cual se mejoró el tratamiento digital de datos.

Se seleccionó una pista plana y limpia para el experimento de la marcha y además, efectuar la calibración del sistema en su postura inicial antes de realizar la marcha. Con esto se evita errores iniciales en dicha postura.

La plantilla usada fue de un tamaño 8.5 para ser colocada dentro del calzado de los pacientes, surgieron errores de medición y la detección de la fase de oscilación de la rodilla no fue mostrada correctamente. Para mejorar la medición la plantilla fue recortada en donde se encuentra el sensor.

Durante este trabajo, se usó normas internacionales para desarrollar la interfaz gráfica. Esto favoreció al especialista a familiarizarse para diagnosticar y responder adecuadamente a las situaciones anormales, así como la utilización de la interfaz.

Las personas de tercera edad son más vulnerables en tener gonartrosis, por esta razón el especialista selecciona a estos pacientes para el uso del sistema, obteniendo resultados excelentes al momento de visualizar la afectación de la marcha por la gonartrosis para cada paciente, como se observa en el Anexo VI.

Los resultados muestran que el sistema desarrollado es capaz de presentar una curva cinemática de las fases de marcha humana y el especialista puede analizar los resultados adquiridos por el sistema en la interfaz e identificar la afectación en los intervalos de marcha correspondiente a cada fase.

Las personas con la marcha normal podrían beneficiarse del sistema, para detectar la presencia de anomalías que se producen lentamente, para su respectiva corrección con el especialista. Además, las señales adquiridas también se podrían usar para expresar el proceso de rehabilitación de los pacientes con otras patologías o fracturas provocadas en la rodilla.

El diseño del sistema de adquisición y visualización de datos de la marcha, abre nuevas posibilidades de estudio para integrar conocimientos del área médica con la ingeniería.

6.2. Recomendaciones.

Una mejora de este sistema es completar la marcha humana correspondiente al tobillo y cadera, así como medir presiones de fuerza en la planta de pie para obtener más datos que al especialista le interesa conocer.

Crear un laboratorio de marcha interactuado con visión artificial por la Escuela Politécnica Nacional sería una gran ayuda para los médicos e investigadores que buscan prevenir o encontrar patologías de la marcha biomecánica humana. Además, los laboratorios de marcha servirían para encontrar el modelo cinemático y cinético útiles para prótesis robótica.

La marcha de los pacientes se recomienda realizar en lugares planos y limpios, debido a que el sensor FSR es muy delgado y fácil de ingresar impurezas de basura que hacen que el sensor envíe datos y señales erróneos.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] L. Góngora, R. Cruz y I. Gonzáles, «Articulación de la rodilla y su mecánica articular,» *MEDISAN*, 2003.
- [2] G. Ramiro, S. Vilalta y V. Bou, «Gonartrosis,» *Formación continuada del médico práctico*, p. 107, 2017.
- [3] L. García, G. Lucq, S. Huerta, P. Blanco y G. Campuzano, «Eficacia de la rehabilitación física para gonartrosis grado I-II con ejercicios propioceptivos,» *Revista Mexicana de Medicina Física y Rehabilitación*, 2014.
- [4] C. Jordi, *Semiología de las enfermedades reumáticas*, México Panamericana: Editorial Médica Panamericana, 2006.
- [5] F. H. Stengele, *Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana*, Puebla, México, 2008.
- [6] G. Ledy y C. Rosales, *Articulación de la rodilla y su mecánica articular*, Medisan, 2003.
- [7] M. Saucedo, *Valoración de la marcha humana*, México, 2009.
- [8] O. Acosta, Q. Virgilio y V. Nelson, «Selección de actuadores y sensores para el tobillo,» vol. 23, p. 75.
- [9] C. Maylin y U. Ricardo, «Cambios asociados al envejecimiento normal en los parámetros angulares de la marcha a una velocidad controlada,» *Rev Med Chile*, 2016.
- [10] D. S. Martinez, «Gonartrosis (artrosis de la rodilla),» *El Español*, 2016.
- [11] J. Friel, J. Perrea y E. Rodriguez, «Gonartrosis, enfoque multidisciplinario,» *Revista Cubana de Reumatología*, 09 2002.
- [12] COT-CAT, «Cirugía Ortopédica y traumatología de catalunya».
- [13] S. C y S. S.M.N.A, «Human Assisted Tools for Gait Analysis and Intelligent Gait Phase,» *IEEE*, 2009.
- [14] C. Di-Kiat, G. Darwin y G. Alpha, «Investigating Running Gait using a Shoe-integrated Wireless Inertial Sensor,» *IEEE*, 2015.
- [15] X. Haobang, W. Chen, W. Jianhua y Z. Jingbing, «Walking Phases Detection on Structured Terrains by Using a Shoe-Integrated System,» *IEEE 8th Conference on Industrial Electronics and Applications*, 2013.
- [16] Hacedores, «Hacedores Maker Community,» [En línea]. Available: <http://hacedores.com/que-tarjeta-de-desarrollo-elegir-parte-1/>.

- [17] InvenSense, «MPU-6000 and MPU-6050 Register Map and Descriptions Revision 4.0,» Canada, 2012.
- [18] D. Vara, «Sistemas para determinar la posición y orientación de herramientas quirúrgicas en operaciones de cirugía laparoscópica,» p. 160, 2014.
- [19] G. David, R. Javier y H. Agustín, «Filtro complementario para estimación de actitud aplicado al controlador embebido de un cuatrirrotor,» *Unmanned*.
- [20] J. Cámara, «Análisis de la marcha: sus fases y variables espacio-temporales,» *Fisiología del ejército*, vol. 7, nº 1, 2011.

7. ANEXOS

ANEXO I. Tabla comparativa de sensores inerciales disponibles en el mercado,
Información adquirida en: <http://5hertz.com>

ANEXO II. Registros configuración y lectura del MPU6050, información adquirida del datasheet de la empresa INVENSENSE

ANEXO III. Datasheet del sensor FRS 406, información adquirida de la empresa INTERLINK ELECTRONICS

ANEXO IV. Manual de usuario del sistema.

ANEXO V. Ficha de personas seleccionadas para obtener la señal patrón

ANEXO VI. Pruebas, resultados y diagnósticos de los pacientes elaborado manualmente por el especialista y comparado con el sistema.