

SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES PARA UN ENTRENADOR- REHABILITADOR DE MARCHA PARA PERSONAS CON LESIONES DE MIEMBROS INFERIORES

DUVAN FERNANDO CASTAÑO ARISTIZABAL

Universidad Santo Tomás
Facultad de Ingeniería Electrónica
Bogotá, Colombia
2024



SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES PARA UN ENTRENADOR- REHABILITADOR DE MARCHA PARA PERSONAS CON LESIONES DE MIEMBROS INFERIORES

DUVAN FERNANDO CASTAÑO ARISTIZABAL

Proyecto de grado presentado como requisito para optar al título de:

Ingeniero Electrónico

Director:

Msc. Gianina Garrido Silva

Codirector:

Msc. Edwin Francisco Forero García

Codirector externo:

Msc. Andrés Gustavo Rodríguez Buitrago (ext.)

Grupo de Investigación MEM (Modelado-Electrónica-Monitoreo)

Línea de Investigación:

Universidad Santo Tomás

Facultad de Ingeniería Electrónica

Bogotá, Colombia

2024

Autoridades de la universidad

RECTOR GENERAL

R.P. FRAY ÁLVARO JOSÉ ARANGO RESTREPO, O.P.

VICERRECTOR ADMINISTRATIVO Y FINANCIERO GENERAL

R.P. FRAY HERNÁN YESID RIVERA ROBERTO, O.P.

VICERRECTOR ACADÉMICO GENERAL

R.P. FRAY MAURICIO ANTONIO CORTÉS GALLEGO, O.P.

SECRETARIA GENERAL

DRA. LUCERO GALVIS CANO.

DECANO DIVISIÓN DE INGENIERÍAS

R.P. FRAY JAVIER ANTONIO HINCAPIÉ ÁRDILA, O.P.

SECRETARIA DE DIVISIÓN

E.C. LUZ PATRICIA ROCHA CAICEDO

DECANO FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

ING. CARLOS ANDRÉS TORRES PINZÓN, PHD

Nota de aceptación

Firma del tutor

Firma del jurado

Firma del jurado

BOGOTÁ D.C. _____ DE 2024

ADVERTENCIA

La Universidad Santo Tomás no se hace responsable de las opiniones y conceptos expresados en el trabajo de grado, solo velará por qué no se publique nada contrario al dogma ni a la moral católica y porque el trabajo no tenga ataques personales y únicamente se vea el anhelo de buscar la verdad científica.

Capítulo III –Art. 46 del Reglamento de la Universidad Santo Tomás.

Dedicatoria

Dedico este proyecto con amor y gratitud a mis padres, quienes han dedicado sus vidas a sacrificios incontables con el objetivo de construir un futuro mejor para mi hermana y para mí. Con su incondicional apoyo y amor, han sido la fuente de mi fortaleza. Este logro representa los valores y dedicación que me han inculcado.

Agradecimientos

Deseo expresar mi sincero agradecimiento a los docentes de la Universidad Santo Tomás, en especial a la directora de este trabajo, la Msc Gianina Garrido Silva, al Msc Darío Segura Torres y al Sc José Cabarcas Bolaños. Su orientación y apoyo fueron fundamentales para el desarrollo exitoso del proyecto.

Asimismo, quiero extender mi gratitud al ingeniero Elkin López Rubiano, quien, como asesor externo, brindo valiosos aportes que ayudaron al enriquecimiento de este trabajo.

Finalmente agradezco a mis compañeros, los cuales siempre me brindaron un apoyo en el transcurso de mi carrera y trabajo de grado.

Contenido

Resumen	X
Abstract.....	XI
Lista de Figuras.....	XII
Lista de Tablas	XIII
Glosario.....	XV
1. Introducción	1
1.1. Planteamiento del Problema	1
1.2. Objetivos	2
1.2.1. Objetivo General.....	2
1.2.2. Objetivos Específicos	2
1.3. Justificación.....	3
1.4. Impacto Social.....	4
2. Estado del Arte	5
3. Marco Teórico.....	8
3.1. Desarrollo de proceso analítico jerárquico	8
3.2. Protocolo clínico	10
3.3. Modelamiento y análisis de la marcha	10
3.4. Modelos estadísticos para análisis.....	12
3.4.1. Coeficiente de correlación de Pearson	12
3.4.2. Prueba de Kolmogórov-Smirnov	12
3.5. Comunicación Bluetooth Low Energy (BLE)	13
4. Diseño Metodológico.....	15
4.1. Fase 1: Selección de sensor mediante un Proceso Analítico Jerárquico (AHP).....	15
4.2. Fase 2: Elaboración del protocolo para el sistema de captura de las variables cinemáticas	17
4.3. Fase 3: Topologías de hardware y comunicación para construcción de módulos de adquisición y procesamiento de señales dinámicas.....	17
4.4. Fase 4: Validación del sistema diseñado para el proceso de marcha.....	18
5. Desarrollo Conceptual.....	19
5.1. Selección de sensor mediante un Proceso Analítico Jerárquico (AHP) ...	19
5.1.1. Definición de objetivo.....	19
5.1.2. Definición de criterios	19

5.1.3.	Definición de alternativas.....	19
5.1.4.	Evaluación del modelo.....	20
5.2.	Elaboración del protocolo para el sistema de captura de las variables cinemáticas.....	28
5.2.1.	Problemática.....	29
5.2.2.	Población.....	29
5.2.3.	Datos iniciales.....	29
5.2.4.	Procedimiento.....	29
5.2.5.	Análisis de datos.....	29
5.2.6.	Preparación y disposición de equipos	29
5.2.7.	Posicionamiento de los equipos	29
5.3.	Topología de hardware para comunicación	30
5.3.1.	Verificación de método de comunicación	31
5.3.2.	Procesamiento de señales	32
5.4.	Validación del sistema para proceso de marcha.....	33
5.4.1.	Revisión sistemática de base de datos para la marcha.....	34
5.4.2.	Tratamiento de señales para variables espaciotemporales.....	36
5.4.3.	Tratamiento de señales adquiridas a partir de métodos estadísticos	39
6.	Resultados y Discusión.....	41
6.1.	Evaluación de sensor mediante proceso analítico jerárquico.....	41
6.1.1.	Selección del sensor.....	41
6.2.	Definición de protocolo para sistema de medición	42
6.3.	Diseño de topologías de hardware y comunicación para la adquisición y procesamiento de señales cinemáticas	42
6.4.	Validación del sistema.....	44
6.4.1.	Base de datos.....	44
6.4.2.	Variables espaciotemporales.....	49
6.4.3.	Análisis estadístico	53
7.	Conclusiones y Trabajos futuros	58
7.1.	Conclusiones.....	58
7.2.	Trabajos futuros	59
8.	Referencias.....	60
9.	Anexos	63
9.1.	Código.....	63
9.2.	Plantilla protocolo	71

Resumen

El presente proyecto de grado tiene como objetivo desarrollar un sistema de adquisición de señales para evaluar el proceso de la marcha en personas con lesiones en miembros inferiores. El sistema busca medir y registrar datos de la marcha del paciente, permitiendo un análisis detallado que caracterice el proceso. La idea final es facilitar una guía que permita a profesionales médicos realizar un seguimiento preciso de la marcha en el paciente.

El proyecto se divide en cuatro etapas clave. La primera etapa implica la selección del sensor inercial mediante un proceso analítico jerárquico, para así asegurar la elección del sensor más apropiado. La segunda etapa se centra en el desarrollo de un protocolo, que permite garantizar la fiabilidad de los datos obtenidos. En la tercera etapa, se definen las topologías de hardware y comunicación, determinando los métodos de comunicación con el sensor, para el posterior procesamiento recepción de las señales medidas en la marcha. La cuarta y última etapa consiste en la validación y análisis del proceso, incluyendo análisis estadísticos que permitan encontrar correlaciones entre las mediciones realizadas y valores teóricos.

Palabras clave: Marcha, digitalización de la marcha, sensores inerciales, análisis estadístico

Abstract

The objective of this degree project is to develop a signal acquisition system to evaluate the gait process in people with lower limb injuries. The system seeks to measure and record patient's gait data, allowing a detailed analysis that characterizes the process. The final idea is to provide a guide that allows medical professionals to accurately monitor the patient's gait.

The project is divided into four key stages. The first stage involves the selection of the inertial sensor through a hierarchical analytical process to ensure that the most appropriate sensor is chosen. The second stage focuses on the development of a protocol to ensure the reliability of the data obtained. In the third stage, the hardware and communication topologies are defined, determining the methods of communication with the sensor, for the subsequent processing and reception of the signals measured on the fly. The fourth and last stage consists of the validation and analysis of the process, including statistical analysis to find correlations between measurements and theoretical values.

Keywords: Gait, gait digitalization, inertial sensors, statistical analysis

Lista de Figuras

Figura 3.1 Representación gráfica de los periodos de una zancada [25].	11
Figura 4.1 Fases del proyecto. Fuente: Autor	15
Figura 4.2 Método del Proceso Analítico Jerárquico. Fuente: Autor	16
Figura 5.1 Ponderación de los criterios con “SuperDecisions”. Fuente: Autor.	24
Figura 5.2 Ponderación de alternativas para variables de medición con “SuperDecisions”. Fuente: Autor.	25
Figura 5.3 Ponderación de alternativas para frecuencia de adquisición con “SuperDecisions”. Fuente: Autor.	26
Figura 5.4 Ponderación de alternativas para software con “SuperDecisions”. Fuente: Autor.	27
Figura 5.5 Ponderación de alternativas para código abierto con “SuperDecisions”. Fuente: Autor.	28
Figura 5.6 Estructura de comunicación y análisis de datos. Fuente: Autor.	30
Figura 5.7 Características del servicio de medición [22].	31
Figura 5.8 Flujo general del programa. Fuente: Autor.	31
Figura 5.9 Modo de carga útil media [22]	32
Figura 5.10 Análisis de la marcha en software “Tracker”. Fuente: Autor.	36
Figura 5.11 Posición eje X y eje Y respecto al tiempo en software “Tracker”. Fuente: Autor.	37
Figura 5.12 Aproximación matemática para dinámica del paso. Fuente: Autor.	37
Figura 5.13 Ciclo de un paso a partir de aceleraciones. Fuente: Autor.	38
Figura 6.1 Selección de las alternativas con “SuperDecisions”. Fuente: Autor.	42
Figura 6.2 Aplicación Movella DOT. Fuente: Autor.	42
Figura 6.3 Verificación de conexión con sensores XSens DOT. Fuente: Autor.	43
Figura 6.4 Menú de interacción con sensores. Fuente: Autor.	43
Figura 6.5 Inicio de medición con sensores. Fuente: Autor.	43
Figura 6.6 Gráfica de aceleración libre en tres ejes. Fuente: Autor.	44
Figura 6.7 Histograma de edades. Fuente: Autor.	46
Figura 6.8 Histograma de longitud de paso. Fuente: Autor.	46
Figura 6.9 Histograma de cadencia de paso. Fuente: Autor.	47
Figura 6.10 Histograma de velocidad de zancada. Fuente: Autor.	48
Figura 6.11 Histograma de longitud de zancada. Fuente: Autor.	48
Figura 6.12 Entorno de medición. Fuente: Autor.	49
Figura 6.13 Aceleración primera prueba para los dos sensores. Fuente: Autor.	50
Figura 6.14 Aceleración segunda prueba para los dos sensores. Fuente: Autor.	51

Lista de Tablas

Tabla 3.1 Escala de Saaty [12].....	9
Tabla 5.1 Características de sensores disponibles	20
Tabla 5.2 Matriz ponderación jerárquica de criterios	20
Tabla 5.3 Matriz normalizada de los criterios	21
Tabla 5.4 Vector columna 1.....	21
Tabla 5.5 Vector columna total.....	21
Tabla 5.6 Vector unitario	22
Tabla 5.7 Valores de la consistencia aleatoria en función del tamaño de la matriz (RI) [21]	22
Tabla 5.8 Ratio de consistencia máximo (CR) [21]	23
Tabla 5.9 Vector unitario primera iteración de criterios	23
Tabla 5.10 Vector unitario final de criterios	24
Tabla 5.11 Matriz ponderación de variables de medición	24
Tabla 5.12 Índices de consistencia para variables de medición.....	24
Tabla 5.13 Vector unitario final de variables de medición	25
Tabla 5.14 Matriz ponderación de frecuencia de adquisición.....	25
Tabla 5.15 Índices de consistencia para frecuencia de adquisición	26
Tabla 5.16 Vector unitario final de frecuencia de adquisición.....	26
Tabla 5.17 Matriz ponderación de software	26
Tabla 5.18 Índices de consistencia para software.....	27
Tabla 5.19 Vector unitario final de software	27
Tabla 5.20 Matriz ponderación de código abierto.....	27
Tabla 5.21 Índices de consistencia para código abierto.....	28
Tabla 5.22 Vector unitario final de código abierto	28
Tabla 5.23 <i>Formato de datos archivo .csv</i>	33
Tabla 5.24 Artículos seleccionados para base de datos	34
Tabla 6.1 Matriz ponderación de alternativas respecto a los criterios	41
Tabla 6.2 Matriz ponderación de alternativas para selección.....	41
Tabla 6.3 Datos variables espaciotemporales.....	45
Tabla 6.4 Variables espacio temporales primera prueba sensor 1.....	50
Tabla 6.5 Variables espacio temporales primera prueba sensor 2.....	50
Tabla 6.6 Variables espacio temporales primera prueba ciclo de la marcha	51
Tabla 6.7 Variables espacio temporales segunda prueba sensor 1	52
Tabla 6.8 Variables espacio temporales segunda prueba sensor 2	52
Tabla 6.9 Variables espacio temporales segunda prueba ciclo de la marcha	52
Tabla 6.10 Prueba de Kolmogórov-Smirnov para dos muestras en longitud de paso primera prueba	53
Tabla 6.11 Prueba de correlación de Pearson para longitud de paso primera prueba	53
Tabla 6.12 Prueba de Kolmogórov-Smirnov para dos muestras en longitud de zancada primera prueba	53
Tabla 6.13 Prueba de correlación de Pearson para longitud de zancada primera prueba	54

Tabla 6.14 Prueba de Kolmogórov-Smirnov para dos muestras en velocidad de zancada primera prueba	54
Tabla 6.15 Prueba de correlación de Pearson para velocidad de zancada primera prueba	54
Tabla 6.16 Prueba de Kolmogórov-Smirnov para dos muestras en longitud de paso segunda prueba	55
Tabla 6.17 Prueba de correlación de Pearson para longitud de paso segunda prueba	55
Tabla 6.18 Prueba de Kolmogórov-Smirnov para dos muestras en longitud de zancada segunda prueba.....	55
Tabla 6.19 Prueba de correlación de Pearson para longitud de zancada segunda prueba	56
Tabla 6.20 Prueba de Kolmogórov-Smirnov para dos muestras en velocidad de zancada segunda prueba.....	56
Tabla 6.21 Prueba de correlación de Pearson para velocidad de zancada segunda prueba	56

Glosario

BLE: Bluetooth Low Energy

AHP: Proceso analítico jerárquico

K-S: Kolmogórov-Smirnov

1. Introducción

1.1. Planteamiento del Problema

En la actualidad, las prótesis de miembro han sido de ayuda y mejorado la vida cotidiana de las personas amputadas o pacientes que sufren de algún trastorno de movimiento. Además de contar con alguna especie de prótesis, cabe destacar que una persona amputada de pierna debe realizar una serie de ejercicios que determinan si el paciente puede utilizar una prótesis de miembro correctamente en su vida diaria. El uso de una prótesis puede prolongar el proceso de rehabilitación mediante un entrenamiento estructurado y organizado por expertos que acompañarán a rectificar la forma de caminar, pero esto en consecuencia, aumenta los gastos de rehabilitación [1].

La rehabilitación del paciente resulta exitosa si se cuenta con un proceso de formación realizado por un equipo interdisciplinario de profesionales capacitados para el proceso, como lo son: cirujano, fisioterapeuta, enfermera, protesista y, esfuerzo y compromiso activo por parte del paciente. El equipo requiere estar preparado para realizar de forma correcta la rehabilitación. Para la correcta rehabilitación, se hace referencia al muñón ideal, que permita una adaptación de la prótesis [2].

En el territorio colombiano, se estima que 63.000 personas presentan una pérdida de algún miembro inferior, el cual corresponde el 53.96% al género masculino, y el restante al género femenino [3], siendo Bogotá una región donde se invierte en la tecnología de asistencia, como lo pueden ser las prótesis activas (funcionales) o prótesis pasivas (cosméticas), y hasta prótesis mioeléctricas, dependiendo de lo que requiera el paciente. Dado que este proceso es lento y costoso, diversos pacientes que cuentan con esta limitación no pueden realizar de forma satisfactoria el proceso de rehabilitación. Médicos expertos aseguran que, aunque los costos de investigación son altos, la precisión de los elementos y equipos los justifica [4].

Al notar una baja innovación en los procesos propios desarrollados, y revisando la literatura se denota una ausencia de digitalización de los datos de rehabilitación, y así mismo el tratamiento de estos. Es por lo que se busca abrir un segmento digital que permita el fácil aprendizaje para el paciente, guiado en elementos sensoriales, desde el campo académico. De forma que, al momento de la rehabilitación, ellos puedan observar mediante un segmento digital cómo va el proceso, y así, de manera rápida logren la completa recuperación o adaptación a la prótesis.

De acuerdo con lo anteriormente planteado, se estima la siguiente pregunta de investigación:

¿Cómo desarrollar un sistema electrónico para registrar y comparar el proceso de marcha en personas con lesiones de miembro inferior?

1.2. Objetivos

1.2.1. Objetivo General

Diseñar un sistema electrónico para la medición de parámetros inerciales en pacientes con limitaciones de movilidad en miembro inferior.

1.2.2. Objetivos Específicos

1. Evaluar los sensores disponibles mediante la selección del más apropiado para la adquisición de señales de desplazamiento mediante un proceso analítico jerárquico (AHP).
2. Elaborar el protocolo de registro de datos mediante los requerimientos del especialista y las especificaciones de desempeño del paciente para el sistema de captura de las variables cinemáticas.
3. Establecer las topologías de hardware y comunicación de acuerdo con los requerimientos planteados para la construcción de módulos que permitan la adquisición y procesamiento de las señales cinemáticas.
4. Validar el sistema diseñado mediante un análisis de datos entre bases de datos estándar y las mediciones obtenidas.

1.3. Justificación

Una persona con lesión o amputación de miembros inferiores por hemiplejia o por pérdida de fuerza muscular puede a través de un entrenador-rehabilitador a la medida, mejorar la función de la marcha. Resultados han señalado que luego de realizar la operación se debe iniciar un proceso de terapia para brindar los mejores resultados al paciente, incluyendo un cuidado del muñón para la correcta cicatrización, para luego proceder a entrenamientos de marcha y ejercicios que ayudan a fortalecer el músculo. El entrenamiento de marcha debe ser introducido gradualmente para fortalecer el músculo, mejorando la calidad de vida de la persona [11]. Además, a través de un método de digitalización lograr ser capaz de caracterizar su función de la marcha para poder validar su desempeño de la recuperación a través de un componente digital, mostrando un nivel de satisfacción en su entorno social, familiar, incentivando un aumento en su rehabilitación general de su discapacidad.

Entre 1990 y 2015 se han reportado 11.185 casos de víctimas por minas antipersonas en Colombia, de las cuales el 80% resultaron heridas, y se estima que 63.000 personas tienen alguna parálisis o pérdida de un miembro inferior [3]. Debido al alto nivel poblacional en condición de discapacidad de miembros inferiores, es necesario el uso de elementos de medición y captación que permitan al rehabilitador físico identificar las falencias de la marcha permitiendo mejorar el nivel de cadencia según sus condiciones físicas en torno a su discapacidad. Esto representa un desafío técnico y tecnológico, lo cual impide recuperar las condiciones normales de la marcha del paciente.

Por lo anteriormente descrito es necesario implementar un banco de componentes de medición – Betatester para atender dicha necesidad. Con el desarrollo de esta investigación, se desea implementar los componentes adecuados para la medición y validación de la marcha en pacientes con lesión de miembros inferiores.

La buena documentación ya sea del proceso de diseño o la de construcción, va a permitir crear la producción académica requerida para la transferencia adecuada de conocimiento y poder extender al desarrollo a todos los campos que afectan el proyecto. Se podrá generar en el grupo de investigación MEM y los diferentes semilleros, todos los hitos relevantes, para que en las diferentes etapas del proyecto se tengan los resultados idóneos, ya sea con la presentación de diseños, presentación de artículos o la creación de cursos o programas de formación a la medida de la investigación propuesta.

1.4. Impacto Social

El proyecto en mención nace básicamente de la ausencia general en el estudio para la medición del proceso de rehabilitación de una persona con amputación inferior, y cuya finalidad es permitir una mejora significativa en la cadencia de la marcha a través de un entrenador digital. Claramente la meta puntual radica en elaborar un dispositivo que permita realizar la adquisición de señales de la marcha para personas con lesión de miembros inferiores ya sea por hemiplejía o por sustracción de miembro inferior, adicional a ello se pretende de igual forma validar biomecánicamente los diferentes componentes ortopédicos ya implementados y desarrollados en el Centro de Diseño y Metrología del Servicio Nacional de Aprendizaje (SENA); los análisis realizados se han dado únicamente para la adaptación de los componentes, pero en temas de rehabilitación esa apreciación se hace por ahora de forma empírica, además de tener la retroalimentación del usuario, pero no existe algún tipo de innovación y desarrollo propio para nuevos prototipos y tecnologías en torno a la construcción de un dispositivo capaz de realizar la adquisición de señales medidas en movimiento y en cadencia de la marcha.

Por otro lado, se innovará en la adquisición y tratamiento de señales que serán captadas por un equipo de cómputo a través de un entorno gráfico propio que permita analizar las variables obtenidas y realizar un paralelo con las adquiridas en el laboratorio de marcha, haciendo que la adaptación del entrenador pueda tener un nivel de entrenamiento idóneo, en el cual aporte de forma significativa no solamente al personal médico sino también al paciente. Este tipo de análisis mejora el sistema médico porque abre paso a que el personal especializado tenga un soporte de datos biomecánicos y así se puedan diagnosticar enfermedades de forma oportuna y diseñar dispositivos biomédicos para mejorar la calidad de vida de un paciente.

2. Estado del Arte

El uso de una prótesis para personas que han sufrido algún tipo de lesión inferior ha sido de ayuda para que retomen su cotidianidad, es por lo que ha sido un reto investigativo encontrar un punto de equilibrio entre el paciente y la forma que realiza la rehabilitación para adaptarse a la prótesis que requiere. Con referencia al proceso de rehabilitación, en el trabajo descrito en [1] se hace relación a un sistema de entrenamiento de prótesis el cual retroalimenta al usuario las correcciones necesarias para corregir su postura al caminar durante el proceso de rehabilitación. El sistema hace uso de un chip integrado, el cual hace función de núcleo para establecer una red de sensores conectados al cuerpo para el sistema de entrenamiento con prótesis. Los sensores conectados se encargan de mostrar la variación relativa de posición, para transmitir los datos mediante lectores RFID, mientras el paciente realiza su proceso de entrenamiento de la marcha de la pierna amputada. Todo el proceso de entrenamiento de la marcha es registrado, contemplando la variación del ángulo del muslo y de la rodilla amputada, todo con respecto al tiempo-posición, realizando la corrección mediante un módulo de cálculo de la métrica de evaluación. El presente artículo aporta a la metodología de investigación del proceso de transmisión de datos y el cálculo del algoritmo para la debida corrección del proceso de marcha.

Ahora bien, el trabajo mencionado en [5] hace referencia al comportamiento de un paciente para la adaptación de una prótesis tras la amputación transfemoral (arriba de la rodilla) y transtibial (abajo de la rodilla), comparando los datos de la velocidad angular tanto del tobillo como del tronco, y el ángulo generado en la rodilla, tomando como referencia a pacientes que no presentan ningún tipo de amputación. El artículo explica cómo una persona con amputación transfemoral tiene más dificultades al momento de realizar el movimiento con la prótesis a comparación de la persona con amputación transtibial, ya que esta última aún conserva el movimiento de su rodilla, presentando mejor avance en una caminata lenta, media y rápida. Este artículo aporta a la investigación un análisis del comportamiento del paciente para diferentes amputaciones inferiores.

Por otra parte, la investigación descrita en [6] hace referencia al diseño y fabricación de una prótesis, realizando distintos prototipos basados en mediciones físicas y biomecánicas que orientan a replicar el mejor comportamiento físico y biomecánico de la marcha, con respecto al equilibrio y centro de masa. Para realizar los primeros prototipos se lleva a cabo una prueba de marcha a partir de un paciente que no presenta algún tipo de amputación o discapacidad física, teniendo en cuenta sus parámetros físicos como lo son: edad, peso, estatura, nivel de actividad, longitud de muñón y articulación. Los resultados obtenidos de la medición son el ángulo de la flexión dorsal entre el pie y la pierna, y el ángulo generado entre la parte frontal del pie y la tibia. Obteniendo así unos resultados satisfactorios para la prótesis realizada, ya que se obtienen movimientos aproximados a la marcha correcta. El artículo en mención aporta a la investigación para el análisis y comparación de los

datos que deben ser obtenidos con los sensores de la marcha para la debida corrección del paciente.

Por otro lado, en el trabajo descrito en [7] hacen referencia al estudio de identificación de patrones de la marcha a partir del consumo energético en personas con diferentes grados de amputación y distintos componentes protésicos, en comparación con un grupo de personas que no presentan algún tipo de amputación o discapacidad física. El estudio realiza un análisis entre personas con amputación transtibial y amputación femoral, que cuentan con diferentes prótesis mecánicas. A los distintos pacientes se les realiza la misma prueba, la cual consiste en calcular los parámetros de marcha en relación tiempo-distancia, obteniendo el movimiento angular tanto de las articulaciones de la cadera, rodilla, tobillo, tronco y pelvis. Los resultados obtenidos para las personas con algún tipo de amputación presentan un patrón de marcha común en la longitud y anchura de paso, la duración de apoyo, y la flexión y rotación del tronco en comparación con el grupo analizado. Además, se logra observar que, variando el tipo de prótesis usada, se nota un mejor rendimiento de marcha, obteniendo resultados más cercanos a los esperados. Es por esto por lo que el artículo tiene un aporte con respecto a los patrones de marcha comunes y específicos para las personas con amputación inferior, contribuyendo así al análisis del diseño del algoritmo de corrección de marcha.

De la misma forma, la investigación presentada en [8] hace referencia a los distintos dispositivos de análisis y asistencia de marcha para personas con algún tipo de amputación inferior, analizando los patrones y métodos de corrección en distintas prótesis. Se mencionan cuatro distintas aplicaciones o métodos de monitoreo de marcha, siendo la primera la monitorización de la marcha en cinta de correr, también conocida como robots inmóviles, la cual permite el entrenamiento de marcha en espacios reducidos. Estas son consideradas eficaces, ya que reducen la fuerza gravitacional en las piernas mediante exoesqueletos que manipulan el movimiento de las extremidades inferiores del paciente mientras camina. El segundo método de monitoreo es conocido como base móvil para la monitorización de la marcha sobre el suelo, el cual se basa en un exoesqueleto tipo andador que ayuda al paciente a mantener el equilibrio durante la rehabilitación. Este procedimiento es similar al primero, ya que al igual funciona con actuadores que ayudan al movimiento, asistiendo las extremidades, pero con la diferencia de que no está limitada a un solo espacio, ya que se puede mover libremente. El tercer método es la monitorización portátil de la marcha, la cual se desliga de una base o cinta de correr, y a diferencia de los anteriores son ligeros y fáciles de usar, ya que constan de una estructura simple y pequeña. El exoesqueleto portátil permite que la persona camine de forma más natural, apoyándose junto a unas muletas. El cuarto y último método son los dispositivos de asistencia, los cuales se encargan de modificar las características estructurales y funcionales del sistema esquelético, mediante desviaciones de la marcha por medio de una ortesis. Este artículo aporta a la observación del mercado actual con respecto a los dispositivos y métodos para rehabilitación de marcha para tomar como guía del análisis a realizar.

Al mismo tiempo, el trabajo de investigación en [9] hace referencia a el movimiento y fuerza angular que deben hacer las personas con algún tipo de amputación transtibial para subir o bajar las escaleras, teniendo en cuenta que perdieron la función del músculo plantar flexor del tobillo, siendo una labor fundamental para regular el momento angular de todo el cuerpo para mantener el equilibrio dinámico. Para realizar dicha recuperación, o intentar regular el momento angular se hace uso de una prótesis motorizada o pasiva, y se realizan unas pruebas, las cuales demuestran que las personas con alguna amputación tienen trayectorias de momento angular alteradas las cuales afectan el equilibrio dinámico, pudiendo provocar algún tipo de caída y lesión. Los resultados son comparados a partir de personas sanas, que no presentan algún tipo de amputación. A partir de los datos obtenidos, se sugiere que una prótesis motorizada no presenta una ventaja clara sobre las prótesis pasivas para mantener el equilibrio dinámico durante la marcha en escaleras. El presente artículo tiene un aporte a la investigación de los resultados a partir del análisis del movimiento angular que presenta una persona con amputación transtibial.

De igual importancia, el trabajo descrito en [10] hace referencia a los procesos que existen actualmente en el tratamiento de recuperación de marcha en personas con amputación transtibial. Considerando en el proceso de rehabilitación la actividad física que se desempeña con la prótesis y el número de pasos realizados en una sesión, se tiene en cuenta el posicionamiento de la pierna y las distintas posiciones corporales cuando se cuenta con la prótesis. La nueva información recolectada contribuye a la caracterización del proceso de marcha, ayudando a los profesionales en la investigación sobre el volumen de líquido de las extremidades para la recuperación del muñón amputado. El método usado para la recolección de la información es mediante una serie de sensores portátiles para la detección a distancia, los cuales guardan la información para el posterior análisis. El presente artículo aporta a la investigación de los resultados y análisis de los datos, contando con un promedio de datos guía.

3. Marco Teórico

Para el desarrollo de la investigación, la siguiente sección presenta la teoría que sustenta y fundamenta la realización del trabajo.

3.1. Desarrollo de proceso analítico jerárquico

Los métodos de evaluación permiten realizar tomas de decisiones a partir de técnicas o procesos que ayudan a identificar y seleccionar una alternativa teniendo en cuenta parámetros cualitativos. Uno de los métodos más comunes es el análisis multicriterio, el cual tiene en cuenta numerosos criterios de evaluación y los compara ante alternativas [12]. Para este caso se va a analizar el proceso analítico jerárquico (AHP), el cual permite ponderar de manera cuantitativa unos parámetros según las distintas alternativas. Para realizar el proceso, se tiene en cuenta la escala de Saaty, que da lugar a establecer las asignaciones pertinentes para el desarrollo.

Tabla 3.1 Escala de Saaty [12]

Escala numérica	Escala verbal	Explicación
1	Ambos elementos son de igual importancia.	Ambos elementos contribuyen con la propiedad en igual forma
3	Moderada importancia de un elemento sobre otro	La experiencia y el juicio favorece a un elemento por sobre el otro
5	Fuerte importancia de un elemento sobre otro	Un elemento es fuertemente favorecido
7	Muy fuerte importancia de un elemento sobre otro	Un elemento es muy fuertemente dominante
9	Extrema importancia de un elemento sobre otro	Un elemento es favorecido, por lo menos con un orden de magnitud de diferencia
2, 4, 6, 8	Valores intermedios entre dos juicios adyacentes	Usados como valores de consenso entre dos juicios.
Incrementos de 0.1	Valores intermedios en la graduación más fina de 0.1	Usados para graduaciones finas de los juicios

El AHP se basa en el diseño de un modelo que permite organizar de manera jerárquica un problema a partir de 3 puntos clave: Objetivo, criterios y alternativas. Para construir el modelo se define lo siguiente:

- Problema: Se define cual es el problema o situación que necesita solución a partir de elecciones.
- Objetivo: Se define cual es el objetivo entorno al problema propuesto.
- Criterios: Se determinan cuales son los criterios de peso que ayudaran a encontrar la solución a partir de la evaluación de las alternativas.

- Alternativas: Se enumeran las alternativas presentes que puedan dar cumplimiento al objetivo, estas serán evaluadas a partir de los criterios propuestos.

A través del anterior enfoque se organiza la información disponible del problema, ayudando a la asignación de pesos de valor en los criterios y alternativas a partir de la tabla 3.1. Esto ayuda a simplificar la toma de decisiones a partir de comparaciones directas entre elementos, permitiendo analizar y seleccionar de manera fundamentada la mejor alternativa presente [12]. El proceso analítico jerárquico es usado en la toma de decisiones que requieran una descomposición del problema evaluando los distintos criterios planteados.

3.2. Protocolo clínico

En busca de mejorar la calidad en la asistencia médica, se pone en práctica el diseño y aplicación de los protocolos clínicos, siendo una guía procedimental para garantizar un estándar en los procesos y brindar un entorno seguro ante las malas prácticas médicas. El protocolo se define como un modelo que ayuda al profesional médico y pacientes en la toma de decisiones respecto a un proceso clínico, siendo guías aplicables de apoyo [13]. Los protocolos son fundamentales para la atención, permitiendo estandarizar las practicas realizadas y uniformidad en el proceso, maximizando la asistencia [14]. Es por lo que una guía puede ayudar a corregir algún tipo de alteración en los resultados ya sea por desconocimiento o factor humano, mejorando la condición y eficacia en la evaluación.

Para el desarrollo de un protocolo es primordial primero identificar cual es el problema o procedimiento que se requiere estandarizar. Luego se debe realizar una investigación de la literatura científica acerca del tema para conocer que estándares o normativa ya existe en el problema. A partir de ahí se determinan los criterios del procedimiento médico y posterior a esto se hace la evaluación e implementación para corroborar la efectividad [13].

Realizar un protocolo permite dar un mayor enfoque y estructura a los procedimientos, además de ayudar a dejar una evidencia que garantice mejores resultados, evitando errores sistemáticos.

3.3. Modelamiento y análisis de la marcha

La marcha se define como un proceso de desplazamiento bípedo, a partir de la realización de movimientos alternos del tren inferior a través de actividad coordinada por el sistema locomotor [15] [16]. El análisis de la marcha se divide en tres etapas que son apoyo, oscilación y doble apoyo. La etapa de apoyo es la inicial, donde un pie está en reposo haciendo contacto con el piso, soportando la masa corporal, en tanto que se procede a dar un paso, enviando una pierna delante de la otra, entrando a la fase de oscilación la pierna de atrás del cuerpo. Para la etapa de oscilación la pierna quita el apoyo del piso luego de alternar la fase de apoyo, moviéndose hacia adelante del cuerpo, extendiéndose para entrar a la fase de apoyo nuevamente. En la fase de doble apoyo es cuando ambos pies están en contacto con el suelo, aportando estabilidad y soporte, por lo que es importante, ya que a partir de la duración del proceso se pueden detectar distintas anomalías o

dificultades en la marcha. En un proceso de marcha normal, las etapas cuentan con distinta duración, siendo un 60% del ciclo en la fase de apoyo, un 40% en la fase de oscilación, y un 20% en la fase de doble apoyo [16]. A partir de lo anterior, el análisis de la marcha es importante ya que permite determinar anomalías que afecten el normal desplazamiento. En la figura 3.1 se describen las etapas de la marcha.

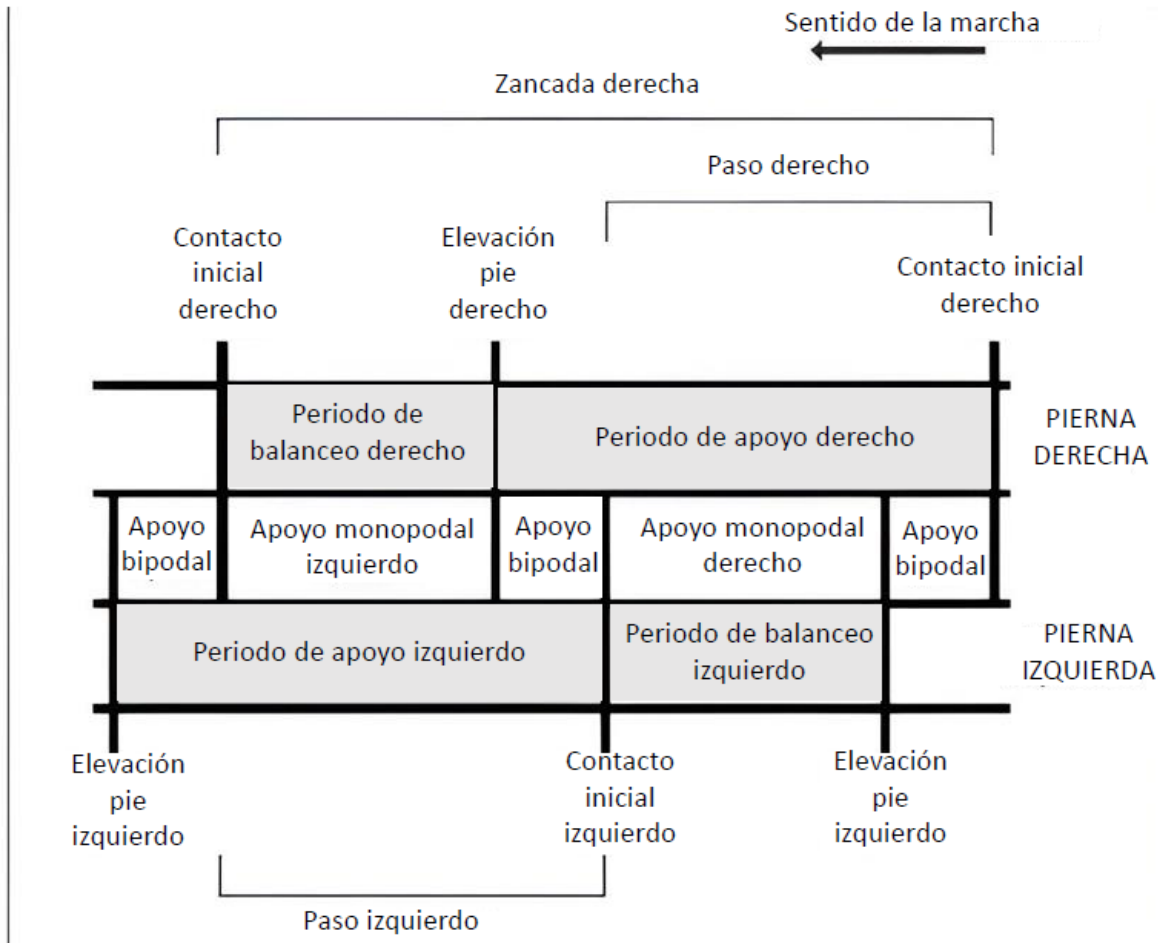


Figura 3.1 Representación gráfica de los periodos de una zancada [25].

Para realizar el análisis de la marcha, existen 4 parámetros fundamentales: ancho de paso, longitud de paso, cadencia y velocidad.

- Longitud de paso: Distancia entre el apoyo del talón de un pie, hasta el apoyo del otro pie. Comúnmente varía entre 37.5 – 50 cm. Además, esta distancia debe ser igual o similar para las dos extremidades.
- Longitud de zancada: Distancia en un ciclo de la marcha, la cual es igual a la suma de la distancia recorrida por las dos extremidades.
- Cadencia: Es la frecuencia del desplazamiento, siendo aproximadamente 120 pasos por minuto.
- Velocidad: Es la velocidad del desplazamiento, aproximadamente 4.02 Km/h [16].

3.4. Modelos estadísticos para análisis

La estadística es una ciencia que permite entender, interpretar y tomar decisiones a partir de datos, donde se usan métodos que recopilan, organizan, analizan y presentan información más concreta [17]. La estadística es una base fundamental para concluir de manera razonable si se desea realizar un análisis cuantitativo o cualitativo.

En el ámbito académico, económico, investigación científica y sector salud, la estadística tiene gran importancia, aportando en las tendencias, evaluación de riesgos, planificación y predicción de los datos, a partir de un conjunto de técnicas que permiten validar la información obtenida.

En la estadística existen una serie de métodos que posibilitan abarcar técnicas descriptivas, predictivas y analíticas para comprender los datos. Esto hace viable comparar, agrupar y diferenciar grupos con el fin de analizar e interpretar datos. La buena elección de una técnica ayuda al objetivo de análisis en los datos.

3.4.1. Coeficiente de correlación de Pearson

El coeficiente de correlación de Pearson es una medida usada en la estadística que permite cuantificar la relación lineal entre dos variables. Algo para tener en cuenta es que estas dos medidas deben estar en una escala de intervalos iguales.

El significado estadístico que proporciona el coeficiente es la fuerza y dirección de relación entre las dos variables, variando en un rango de 1 a -1. Cuando el coeficiente tiende a 1 es una correlación positiva, significando que las variables tienen una relación lineal positiva y directa. Caso contrario, cuando el coeficiente tiene a -1 es una correlación negativa, indicando una relación negativa y directa. Por último, un coeficiente cercano a 0 indica que no existe una relación lineal entre las variables [18][19]. La ecuación del coeficiente de correlación de Pearson es:

$$p(y_1, y_2) = \frac{Cov(y_1, y_2)}{\sigma_1 \sigma_2} = \frac{Cov(y_1, y_2)}{\sqrt{Var(y_1)Var(y_2)}} \quad (1)$$

La denotación de la ecuación es:

$$\begin{aligned} Cov(y_1, y_2): & \text{Covarianza} \\ Var(y_1): & \text{Varianza variable 1} \\ Var(y_2): & \text{Varianza variable 2} \end{aligned}$$

El coeficiente es útil para entender como dos variables se relacionan linealmente, permitiendo obtener resultados a partir de la variabilidad.

3.4.2. Prueba de Kolmogórov-Smirnov

La prueba de Kolmogórov-Smirnov (K-S) para dos muestras es una medida en estadística utilizada para establecer si dos variables independientes proceden de la misma población o dos poblaciones distintas con la misma distribución. La prueba es útil para comparar dos grupos y comprobar si existe una diferencia relevante entre ellos [19] La ecuación de K-S es la siguiente.

$$D = \max |F_0(X_i) - S_N(X_i)| \quad i = 1, 2, \dots, N \quad (2)$$

La denotación de la ecuación es:

$$\begin{aligned} F_0(X): & \text{Función de distribución de frecuencias relativas acumuladas,} \\ & \text{especificada por distribución teórica} \\ S_N(X): & \text{Distribución de frecuencias relativas acumuladas observadas} \end{aligned}$$

Para verificar lo anterior se pueden realizar dos pruebas. La prueba bidireccional permite determinar si las dos variables son diferentes, a partir de la tendencia central de las dos variables, además es sensible a las posibles diferencias entre las distribuciones [18]. Por otra parte, la prueba unidireccional es usada para evaluar si una de las muestras de una población es estocásticamente mayor que la otra. Esto es útil para comprobar si los datos de un grupo son mayores que los del otro grupo.

3.5. Comunicación Bluetooth Low Energy (BLE)

BLE surge como una alternativa al bluetooth clásico, teniendo como objetivo el estándar de una comunicación inalámbrica de bajo consumo de energía, apuntando a optimizar el bajo costo en potencia, ancho de banda y complejidad. BLE fue introducido en el año 2010 principalmente por Nokia, donde buscaban atacar los puntos mencionados anteriormente, pero no reemplazar o generar una nueva alternativa a las comunicaciones inalámbricas.

La integración de BLE ha permitido adaptarse a los productos actuales como son celulares, tables y computadores, ayudando a la comunicación entre plataformas a partir de chips y herramientas de fácil acceso.

La comunicación BLE se divide en 3 secciones: Aplicación, host y controlador.

- Aplicación: Es la encargada de tener la interfaz de usuario y manejo de datos, permitiendo el uso del servicio utilizado.
- Host: Es el punto de acceso bluetooth, donde se realiza la conexión con otros dispositivos. Está dividida en cinco capas.
 - Perfil de acceso genérico (GAP): Determina la capa de control, como la detección de los dispositivos, conexión y seguridad, permitiendo la recepción y envío de datos.
 - Perfil de atributos genéricos (GATT): Establece la estructura y define como se deben intercambiar los datos entre perfil y usuario a partir de los servicios y características
 - Control de enlace lógico y protocolo de adaptación (L2CAP): Garantiza la transmisión segura y confiable a partir de fragmentación y recombinación de paquetes.
 - Protocolo de atributos (ATT): Permite acceder a los servicios y características presentes en los dispositivos a partir del identificador único universal (UUID)
 - Administrador de seguridad (SM): Diseñado para la seguridad en la comunicación a partir de un enlace cifrado y ocultar la dirección bluetooth si es necesario.
 - Interfaz del controlador del host (HCI): Permite la comunicación entre el host y un controlador a partir del envío de comandos hacia el controlador para establecer la comunicación bluetooth.
- Controlador:
 - Interfaz del controlador del host (HCI): Al igual que en el host, permite la comunicación, pero en este caso el controlador recibe comandos por parte del host y envía los respectivos eventos

- Capa de enlace (LL): Administra el enlace de radio (método que se conectan los dispositivos), además interactúa de forma directa con la capa física.
- Capa física (PHY): Se encarga de la transmisión y recepción de datos, modulando y demodulando las señales análogas. La radio usa el ancho de banda en 2.4 GHz dividiéndola en 40 canales, los cuales son usados para conexión y envío de datos.

BLE ha permitido adaptar la conexión inalámbrica en dispositivos que requieren un bajo consumo de energía, siendo utilizado en una amplia cantidad de sectores como dispositivos médicos, automatización o dispositivos que requieren un seguimiento constante [20]. Así mismo su desarrollo es amplio, lográndose programar en distintos lenguajes de programación como Python, C++, Java.

4. Diseño Metodológico

El proyecto en mención se desarrolla en cuatro fases. La primera fase consiste en el proceso de selección del sensor. La segunda fase se basa en la elaboración del protocolo para la captura de variables cinemáticas. La tercera fase desarrolla las topologías para la adquisición y procesamiento de las señales. Por último, en la cuarta fase se realiza la validación del sistema. A continuación, en la figura 4.1, se establecen las fases del proyecto:



Figura 4.1 Fases del proyecto. Fuente: Autor

4.1. Fase 1: Selección de sensor mediante un Proceso Analítico Jerárquico (AHP)

AHP es un proceso elaborado para tomar decisiones mediante evaluaciones subjetivas que toman importancia dando valores ya establecidos cómo se observa en la escala de Saaty [12] (ver tabla 3.1), dando importancia a cada criterio de acuerdo con las alternativas planteadas.

En la figura 4.2 se observan los tres elementos esenciales cómo son: objetivo, criterios y alternativas, para poder establecer el orden jerárquico.

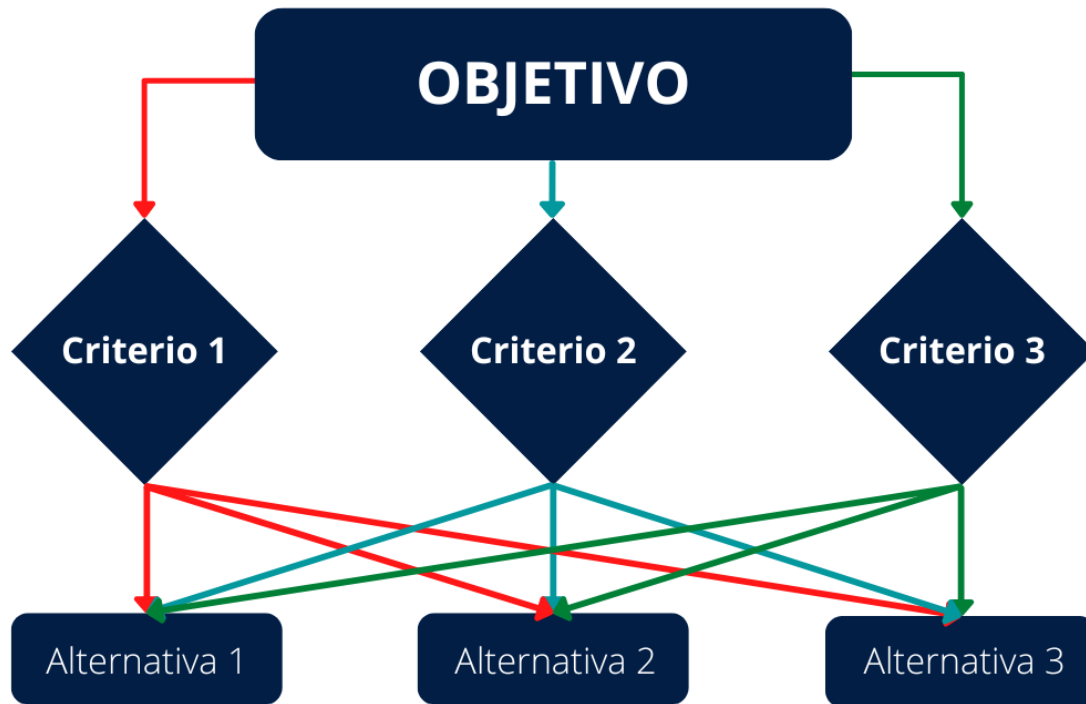


Figura 4.2 Método del Proceso Analítico Jerárquico. Fuente: Autor

A continuación, se explica paso a paso cada uno de los elementos los cuales se analizarán mediante el software SuperDecisions:

1. En la realización de un Proceso Analítico Jerárquico inicialmente se define el objetivo principal, en este caso está relacionado a la selección del sensor para la medición de señales cinemáticas.
2. Posteriormente, se definen los criterios que permitan identificar bajo qué parámetros de función trabajan los sensores para realizar la medición de variables cinemáticas, en este caso se tienen en cuenta características propias tales como: acelerómetro triaxial con sensibilidad múltiple, giroscopio triaxial de 16 bits/eje con múltiple sensibilidad, magnetómetro triaxial 13 bits y receptor GPS.
3. Luego, se elabora una búsqueda de alternativas u opciones factibles mediante las cuales se logrará el objetivo, en este caso, los sensores disponibles que cumplan o se aproximen a los criterios definidos en el apartado anterior.
4. Lo siguiente consiste en evaluar el modelo planteando mediante comparaciones cualitativas, a partir de una transformación y asignación cuantitativa, para ello se define una tabla en donde se identifican los criterios y las alternativas con el propósito de emitir un juicio de valoración, el cual se establece mediante una escala de Saaty [12]. Al finalizar las comparaciones entre criterios y alternativas, se obtiene un

resultado en el cual las alternativas se ordenan de acuerdo con su grado de prioridad.

5. El último paso se basa en la selección del sensor a partir del modelo realizado, y el posterior análisis, con el objetivo de comprender el funcionamiento del dispositivo.

4.2. Fase 2: Elaboración del protocolo para el sistema de captura de las variables cinemáticas

Para definir el protocolo se elaboran seis etapas que permitan la obtención de los datos mediante un protocolo estandarizado, con el propósito de garantizar la fiabilidad de los datos y la reproducción del estudio. Las etapas se mencionan a continuación:

1. Alcance: con el protocolo se busca ayudar en la toma de decisiones asertivas por parte del fisioterapeuta en la rehabilitación inicial del paciente.
2. Población: los pacientes con los cuales se va a realizar el proyecto deben estar en el rango de edad entre 25 a 40 años.
3. Selección del paciente: la selección solamente se realiza con paciente que presente lesión de miembro inferior.
4. Preparación y disposición de los equipos necesarios: se especifican los equipos y dispositivos cómo el sensor seleccionado y el hardware y software requerido.
5. Protocolos de movimiento: Los principales parámetros espacio temporales usados en el proceso de marcha son: ancho de paso, cadencia, longitud de paso y velocidad de marcha.
6. Posicionamiento del sensor: Para realizar el posicionamiento del sensor, se determina a partir de una serie de características que se deben tener en cuenta, como la variable a medir para los parámetros espacio temporales, y de tal forma que no interfiera en los movimientos de marcha a realizar.

4.3. Fase 3: Topologías de hardware y comunicación para construcción de módulos de adquisición y procesamiento de señales dinámicas

Para la realización de la tercera fase se deben establecer las topologías requeridas de hardware y comunicación para la transmisión y procesamiento de las señales captadas por el sensor, teniendo en cuenta las siguientes etapas:

1. La etapa inicial consiste en verificar el método de comunicación del sensor, el cual viene dado por el fabricante en la hoja de datos, con el

objetivo de comprobar la topología de transferencia de información a partir de los servicios de transmisión.

2. Lo siguiente consiste en el procesamiento de las señales a través del diseño de un programa, de tal modo que permita la digitalización de las variables cinemáticas.

4.4. Fase 4: Validación del sistema diseñado para el proceso de marcha

Para la realización de la última fase se tienen en cuenta las siguientes etapas:

1. La etapa inicial tiene como objetivo una revisión sistemática en una base de datos estándar del monitoreo de la marcha y su debido análisis.
2. El siguiente paso consiste en el tratamiento de las señales adquiridas a partir de métodos estadísticos que permitan establecer correlación entre las variables obtenidas y variables teóricas (coeficiente de correlación de Pearson), además de medir el grado de correspondencia entre variables de la distribución (prueba de Kolmogórov-Smirnov), aplicados en la trama de datos obtenida y la base de datos estándar.
3. Para finalizar, se va a realizar una prueba dinámica de marcha en personas que permita la validación del sistema a partir del análisis de los datos seleccionados en la base de datos estándar y las mediciones obtenidas por el sistema.

5. Desarrollo Conceptual

A partir de la metodología descrita en el capítulo 4, en esta sección se realiza el desarrollo a partir de los objetivos específicos descritos.

5.1. Selección de sensor mediante un Proceso Analítico Jerárquico (AHP)

La marcha es el proceso en el que una persona realiza un desplazamiento de un punto A, a un punto B, con el fin de llevar a cabo una actividad de recuperación. Principalmente se caracteriza por la medición de la cadencia, ancho de paso, longitud de paso y velocidad de la marcha. Para evaluar los anteriores parámetros espacio temporales se requieren acelerómetros, giroscopios, siendo las variables de medida.

5.1.1. Definición de objetivo

Teniendo en cuenta lo anterior, para la evaluación de los parámetros se tiene como objetivo principal la selección del sensor, que permita la creación del sistema para la caracterización de la marcha de manera inalámbrica.

5.1.2. Definición de criterios

Para realizar el proceso de selección es de importancia definir los criterios que determinarán la selección del sensor más adecuado al problema. Los criterios se determinan a partir de necesidades técnicas y requisitos que son cruciales para la medición y análisis de la marcha. Los criterios establecidos son:

1. Variables de medición: La elección de las variables es fundamental para determinar los aspectos de marcha que se van a medir y analizar. Además, permiten conocer datos relevantes del proceso.
2. Frecuencia de adquisición: La frecuencia determina la tasa de muestreo en que el sensor recopila los datos en la marcha, permitiendo capturar más detalles en el proceso.
3. Software: El software es importante en el procesamiento de los datos medidos por el sensor, posibilitando una mejor interpretación en los resultados y variables obtenidas.
4. Código abierto: Un software con código abierto permite una mayor transparencia y flexibilidad, posibilitando el diseño y modificación del desarrollo de la aplicación según sea necesario.

5.1.3. Definición de alternativas

Las posibles alternativas para la selección del sensor incluyen 3 modelos disponibles de sensores diseñados para la medición de la cinemática humana. Las alternativas son evaluadas de acuerdo con las alternativas propuestas anteriormente. Las características y alternativas se visualizan en la tabla 5.1.

Tabla 5.1 Características de sensores disponibles

Características	XSens DOT	Gyko	Movisens – Move 4
Variables de medición	Acelerómetro, giroscopio, magnetómetro	Acelerómetro, giroscopio, magnetómetro	Acelerómetro, giroscopio, presión, barométrica, temperatura
Frecuencia de adquisición	60 Hz	1000 Hz	64 Hz
Software	Android, IOS, Pc	Pc	Pc
Código abierto	Si	No	No

5.1.4. Evaluación del modelo

Teniendo en cuenta las características de funcionamiento de los sensores, se realiza la evaluación del modelo mediante el software “SuperDecisions”, el cual permite cuantificar los parámetros de cada elemento, con el fin de elegir la mejor opción.

Para evaluar el modelo se tiene en cuenta la escala de Saaty (ver tabla 3.1), que permite establecer un orden jerárquico a partir de las alternativas seleccionados, según las características deseadas pertinentes para el desarrollo del problema.

A partir de las características ordenadas según las alternativas, se procede a realizar la ponderación jerárquica. Primero se realiza la ponderación jerárquica de los criterios, la cual permitirá dar más importancia entre un parámetro y otro.

Tabla 5.2 Matriz ponderación jerárquica de criterios

Método Analítico Jerárquico	Variables de medición	Frecuencia de adquisición	Software	Código abierto
Variables de medición	1	3	1/3	1/3
Frecuencia de adquisición	1/3	1	1/3	1/5
Software	3	3	1	1/3
Código abierto	3	5	3	1

En la tabla 5.2 se observa la asignación jerárquica entre los criterios, denotando el orden de importancia en relación con el proyecto, denominada matriz A. Teniendo en cuenta el cumplimiento de los objetivos.

Para verificar que la asignación ponderada sea correcta, se comprueba que el índice de inconsistencia sea aceptable. El primer paso se basa en la normalización de los datos asignados.

$$X_{xy} = \frac{X_{xy}}{\sum_{x=1}^n X_{xy}} \quad (3)$$

La denotación de la matriz es:

X : matriz
 x : filas
 y : columnas

Tabla 5.3 Matriz normalizada de los criterios

Método Analítico Jerárquico	Variables de medición	Frecuencia de adquisición	Software	Código abierto
Variables de medición	0.1364	0.25	0.0708	0.1785
Frecuencia de adquisición	0.0450	0.0833	0.0708	0.1071
Software	0.4092	0.25	0.2145	0.1785
Código abierto	0.4092	0.4166	0.6437	0.5357

En la tabla 5.3 se observa la matriz normalizada. A partir de esto se genera un vector columna con el promedio de cada fila, denominado matriz B.

$$P_{xy} = \frac{\sum_{y=1}^n X_{xy}}{n_y} \quad (4)$$

n_y : Numero total de datos por columna

Tabla 5.4 Vector columna 1

Vector columna 1
0.1589
0.0765
0.2631
0.5013

Con el vector columna 1 de la tabla 5.4 se obtiene un nuevo vector columna total, a partir de la multiplicación entre la matriz inicial (tabla 5.2) y el vector columna 1.

$$Vector\ total = A * B \quad (5)$$

Tabla 5.5 Vector columna total

Vector columna total
0.6426
0.3161
1.1368
2.1504

A partir del vector columna total de la tabla 5.5, se encuentra el vector unitario, a partir de la división entre el vector total y el vector columna 1.

$$Cociente = \frac{Vector\ columna\ total}{vector\ columna\ 1} \quad (6)$$

Tabla 5.6 Vector unitario

Cociente
4.0429
4.1282
4.3207
4.2892

A partir del vector unitario de la tabla 5.6, se encuentra el valor de lambda máximo, el cual corresponde al promedio.

$$\lambda_{max} = \frac{\sum_{x=1}^n X_x}{n_x} \quad (7)$$

$$\lambda_{max} = 4.1952$$

Con el valor de lambda máx se encuentra el índice de consistencia, el cual varía dependiendo del orden de la matriz, para este caso es $n = 4$

$$CI = \frac{\lambda_{max} - n}{n - 1} \quad (8)$$

$$CI = 0.06508$$

El índice de consistencia se realiza para comparar si los valores establecidos en la matriz de la tabla 5.2 se encuentra en la escala de Saaty. Este valor se compara con la siguiente tabla, que corresponde a los valores de consistencia aleatorio.

Tabla 5.7 Valores de la consistencia aleatoria en función del tamaño de la matriz (RI) [21]

Tamaño de la matriz	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Índice aleatorio	0	0.58	0.9	1.12	1.24	1.32	1.41	1.45	1.49

De acuerdo con la tabla 5.7 y el orden de la matriz, se encuentra la razón de consistencia, la cual indicara el nivel de inconsistencia de los resultados de la tabla 5.2.

$$CR = \frac{CI}{RI} \quad (9)$$

$$CR = \frac{0.06508}{0.9} = 0.07232$$

Dependiendo del orden de la matriz, la razón de consistencia debe ser menor a la relación de consistencia, indicando una asignación coherente en la matriz ponderación jerárquica de criterios. Si este valor es mayor, se debe verificar la ponderación asignada y replantear la matriz.

Tabla 5.8 Ratio de consistencia máximo (CR) [21]

Tamaño de la matriz (n)	Ratio de consistencia
3	5%
4	9%
5 o mayor	10%

Para el caso de los criterios, según la tabla 5.8 el índice de consistencia debe ser menor al 9%, obteniendo una razón de consistencia igual a $CR = 7.23\%$

Luego de comprobar que el índice de consistencia es correcto, se procede a realizar el vector unitario de la matriz ponderación jerárquica de criterios, que será el resultado de importancia relativa de cada criterio. El método para encontrar el vector unitario consiste en multiplicar la matriz por sí misma, para sumar las filas del resultado y normalizar. Este proceso se debe repetir mínimo dos veces con la nueva matriz hasta que los valores del vector propio normalizado coincidan con el vector de la matriz anterior. Teniendo en cuenta lo anterior, primero se multiplica la matriz inicial por sí misma.

$$\begin{matrix} \text{Variables de medición} \\ \text{Frecuencia de adquisición} \\ \text{Software} \\ \text{Código abierto} \end{matrix} = \begin{bmatrix} 1 & 3 & 0.3 & 0.3 \\ 0.3 & 1 & 0.3 & 0.2 \\ 3 & 3 & 1 & 0.3 \\ 3 & 5 & 3 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 1 & 3 & 0.3 & 0.3 \\ 0.3 & 1 & 0.3 & 0.2 \\ 3 & 3 & 1 & 0.3 \\ 3 & 5 & 3 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 3.97 & 8.64 & 2.64 & 1.36 \\ 2.25 & 3.98 & 1.36 & 0.61 \\ 7.98 & 16.65 & 3.97 & 2.25 \\ 16.65 & 28 & 8.64 & 3.98 \end{bmatrix} \quad (10)$$

A partir de la matriz resultante, se realiza la suma de cada fila y su normalización, para obtener la ponderación de cada criterio, como se observa en la tabla 5.9.

Tabla 5.9 Vector unitario primera iteración de criterios

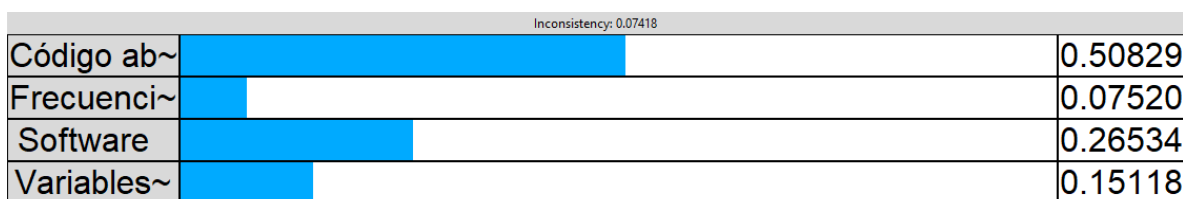
Criterios	Ponderación
Variables de medición	0.1471
Frecuencia de adquisición	0.0727
Software	0.2731
Código abierto	0.5070

Como se menciona anteriormente, el proceso se debe repetir el número de veces necesario comparando los 4 decimales del vector unitario normalizado con el vector normalizado del proceso anterior. De esta forma se encuentra el peso de ponderación de los criterios. Para los criterios se realiza el proceso cuatro veces, obteniendo el vector unitario final.

Tabla 5.10 Vector unitario final de criterios

Criterios	Ponderación
Variables de medición	0.1507
Frecuencia de adquisición	0.0750
Software	0.2651
Código abierto	0.5090

El vector unitario de la tabla 5.10 permite observar que la variable de medición tiene un porcentaje de 15.07%, la frecuencia de adquisición 7.5%, software 26.51% y código abierto 50.9%, siendo el último el que mayor peso tiene para la realización del proyecto. Los resultados obtenidos se comparan con el software “SuperDecisions” en la figura 5.1.

**Figura 5.1** Ponderación de los criterios con “SuperDecisions”. Fuente: Autor.

Luego se procede a realizar el proceso analítico para los criterios respecto a las alternativas. Para las variables de medición se realiza la siguiente asignación de ponderación.

Tabla 5.11 Matriz ponderación de variables de medición

Variables de medición	Gyko	Movisens – Move 4	XSens DOT
Gyko	1	1/3	1/2
Movisens – Move 4	3	1	3
XSens Dot	2	1/3	1

En la tabla 5.11 se asigna la ponderación de importancia respecto a las características de cada alternativa según los criterios establecidos. A partir de la matriz al igual se comprueba el índice de consistencia para las variables de medición.

Tabla 5.12 Índices de consistencia para variables de medición

Índices	Ponderación
λ_{max}	3.0534
CI	0.0267
CR	0.0460

En la tabla 5.12 se comprueba que el índice de consistencia es menor al 5% según la relación de consistencia (ver tabla 5.8) $CR = 4.6\%$. Comprobando la correcta asignación de la ponderación se procede hallar el vector unitario.

Tabla 5.13 Vector unitario final de variables de medición

Variables de medición	Ponderación
Gyko	0.1566
Movisens – Move 4	0.5944
XSens DOT	0.2489

En la tabla 5.13 se observan las ponderaciones para las alternativas, siendo la mejor opción desde el criterio variables de medición el sensor Movisens – Move 4 con un 59.44%, los otros 24.89% para el XSens DOT y por último 15.66% para el sensor Gyko. El proceso requirió iterar 3 veces. El resultado se comprueba con el software en la figura 5.2.

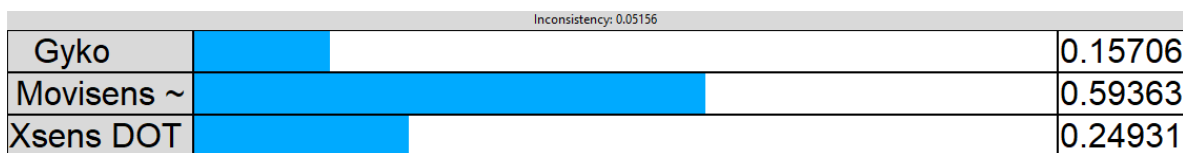


Figura 5.2 Ponderación de alternativas para variables de medición con “SuperDecisions”. Fuente: Autor.

Siguiente, se realiza el proceso analítico para la frecuencia de adquisición respecto a las alternativas. Para la frecuencia de adquisición se realiza la siguiente asignación de ponderación.

Tabla 5.14 Matriz ponderación de frecuencia de adquisición

Frecuencia de adquisición	Gyko	Movisens – Move 4	XSens DOT
Gyko	1	3	3
Movisens – Move 4	1/3	1	1
XSens Dot	1/3	1	1

En la tabla 5.14 se observa la ponderación de la frecuencia de adquisición respecto a las alternativas. A partir de la matriz al igual se comprueba el índice de consistencia para la frecuencia de adquisición.

Tabla 5.15 Índices de consistencia para frecuencia de adquisición

Índices	Ponderación
λ_{max}	2.9993
CI	-0.00033
CR	-0.00057

En la tabla 5.15 se observa el índice de consistencia aproximado a cero, indicando una consistencia completa. Con la comprobación del índice se procede hallar el vector unitario.

Tabla 5.16 Vector unitario final de frecuencia de adquisición

Frecuencia de adquisición	Ponderación
Gyko	0.6008
Movisens – Move 4	0.1995
XSens DOT	0.1995

En la tabla 5.16 se observa que la mejor opción desde el criterio frecuencia de adquisición es el sensor Gyko con un 60.08%, luego 19.95% para el sensor XSens DOT y Gyko. El proceso requirió iterar 2 veces. El resultado se comprueba con el software en la figura 5.3.

Inconsistency: 0.00000		
Gyko		0.60000
Movisens ~		0.20000
Xsens DOT		0.20000

Figura 5.3 Ponderación de alternativas para frecuencia de adquisición con “SuperDecisions”. Fuente: Autor.

Luego, se realiza el proceso para el criterio de software teniendo en cuenta las alternativas. Para el software se realiza la siguiente asignación de ponderación.

Tabla 5.17 Matriz ponderación de software

Software	Gyko	Movisens – Move 4	XSens DOT
Gyko	1	2	1/5
Movisens – Move 4	1/2	1	1/5
XSens Dot	5	5	1

En la tabla 5.17 se observan los valores para el software respecto a las alternativas. A partir de la matriz se verifica el índice de consistencia para el software.

Tabla 5.18 Índices de consistencia para software

Índices	Ponderación
λ_{max}	3.0542
CI	0.0271
CR	0.0467

En la tabla 5.18 se observa un índice de consistencia menor al 5% $CR = 4.6\%$. Verificando la asignación de la ponderación se procede hallar el vector unitario.

Tabla 5.19 Vector unitario final de software

Software	Ponderación
Gyko	0.1786
Movisens – Move 4	0.1125
XSens DOT	0.7088

En la tabla 5.19 se observa que la mejor opción para este criterio es el sensor XSens DOT con un 70.88%, luego 17.86% para el sensor Gyko y 11.25% para Movisens – Move 4. El proceso requirió iterar 3 veces. El resultado se comprueba con el software en la figura 5.4.

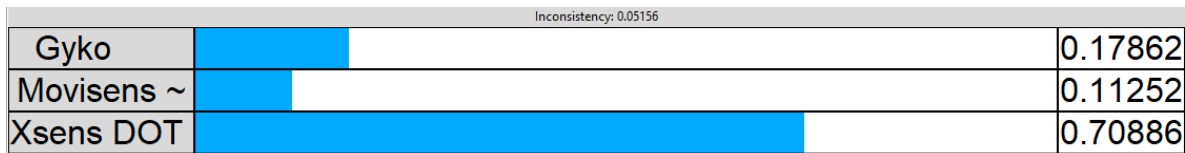


Figura 5.4 Ponderación de alternativas para software con “SuperDecisions”.
Fuente: Autor.

Luego, se realiza el proceso para el criterio de código abierto. Se realiza la siguiente asignación de ponderación.

Tabla 5.20 Matriz ponderación de código abierto

Código abierto	Gyko	Movisens – Move 4	XSens DOT
Gyko	1	1	1/9
Movisens – Move 4	1	1	1/9
XSens Dot	9	9	1

En la tabla 5.20 se visualizan las ponderaciones para código abierto. A partir de la matriz se verifica el índice de consistencia.

Tabla 5.21 Índices de consistencia para código abierto

Índices	Ponderación
λ_{max}	2.9993
CI	-0.00033
CR	-0.00057

En la tabla 5.21 se observa un índice de consistencia cercano a 0. Verificando la asignación de la ponderación se procede hallar el vector unitario.

Tabla 5.22 Vector unitario final de código abierto

Código abierto	Ponderación
Gyko	0.0908
Movisens – Move 4	0.0908
XSens DOT	0.8182

En la tabla 5.22 se observa que la mejor opción es el XSens DOT para este criterio, con un 81.82%, ya que es el único que tiene código abierto. Los otros dos sensores tienen una ponderación de 9.08%. El proceso requirió iterar 2 veces. El resultado se comprueba con el software en la figura 5.5.

Inconsistency: 0.00000		
Gyko		0.09091
Movisens ~		0.09091
Xsens DOT		0.81818

Figura 5.5 Ponderación de alternativas para código abierto con “SuperDecisions”.
Fuente: Autor.

A partir de la evaluación del proceso respecto a las alternativas y todos los criterios, ya se puede encontrar la ponderación que define la mejor opción para la realización del proyecto.

5.2. Elaboración del protocolo para el sistema de captura de las variables cinemáticas

Para la definición del protocolo para análisis de la marcha en personas con lesiones en miembros inferiores, se han establecido una serie de etapas cruciales destinadas en la obtención y registro de dato con el objetivo de estandarizar el proceso. Este enfoque no solo asegura la confiabilidad de los estudios, sino que también garantiza una alta repetibilidad en el proceso de rehabilitación y medición del sistema. Para la elaboración del protocolo, se utiliza como guía el artículo “**Protocolos clínicos ¿Cómo se construyen? Propuesta de un modelo para su diseño y elaboración**” [14], que sirve como fundamento para la creación del documento que facilita una mayor aproximación a la metodología propuesta, actuando como una herramienta

clave para homogenizar el trabajo propuesto. Por esta razón, las fases principales para la elaboración del protocolo incluyen:

5.2.1. Problemática

La primera parte es la definición del problema, teniendo en cuenta la descripción clínica del proceso, y como se buscar abordar la naturaleza de este. Implica responder el problema que se aborda con la creación del trabajo propuesto. Esto permite identificar no solo el problema, si no que un acercamiento a la estrategia más efectiva.

5.2.2. Población

En esta fase, se establece la población susceptible de participar en la aplicación del protocolo. Se definen los criterios de inclusión y exclusión, basado en características físicas específicas, como criterios de edad. Esto garantiza la identificación de los individuos que pueden beneficiarse del protocolo, además de establecer límites de quienes deben ser considerados para el análisis a realizar.

5.2.3. Datos iniciales

Es esencial recopilar información sobre el estado actual de la persona que será sometida al análisis, proporcionando al personal médico que utilizar el protocolo un conocimiento sobre la condición actual del individuo. La identificación de datos iniciales permitirá conocer algún tipo de limitación física o cualquier factor relevante que pueda influir en la marcha y movilidad. Esto garantiza que el personal médico cuente con más información para realizar el análisis necesario.

5.2.4. Procedimiento

En la fase de procedimiento se pretende especificar el proceso para abordar y resolver el problema planteado. Se detallan las acciones que se deben emprender, teniendo en cuenta que se debe hacer y la manera a llevar a cabo las acciones. Este enfoque proporciona una guía práctica para implementar de forma efectiva el protocolo, asegurando la ejecución del problema identificado.

5.2.5. Análisis de datos

Se definen las variables y datos cruciales que se recogerán después de realizar el análisis, con el propósito de evaluar el protocolo. Se detalla que información debe ser recopilada o considerada por el profesional durante el análisis. Estos datos son fundamentales para la comprensión del protocolo.

5.2.6. Preparación y disposición de equipos

Se especifica los equipos mínimos necesarios para llevar a cabo la ejecución del protocolo. Con esto se permite identificar los elementos esenciales que se deben tener a disposición, para así asegurar que el proceso se realice de manera eficiente y conforme a lo establecido.

5.2.7. Posicionamiento de los equipos

Se especifica el posicionamiento y uso de los equipos para proporcionar una comprensión detallada tanto al profesional de la salud como al individuo sometido

al protocolo. Esto detalla la ubicación precisa de los equipos, garantizando la ejecución coherente del procedimiento.

A partir de las etapas previamente señaladas, se genera un documento que se enfoca en definir pautas esenciales para la estandarización del proyecto. El propósito principal es garantizar la transparencia y fidelidad al utilizar el sistema en el análisis de la marcha. El documento servirá como un conjunto de claves que permita tanto al usuario como al grupo médico, se realicen evaluaciones más precisas, siendo fundamental para la integridad y entendimiento de los datos en los resultados obtenidos.

5.3. Topología de hardware para comunicación

Para realizar la medición de la marcha se debe establecer un método de comunicación con el sensor, que permita la adquisición de la información medida al momento de realizar el proceso de desplazamiento.



Figura 5.6 Estructura de comunicación y análisis de datos. Fuente: Autor.

Como se observa en la figura 5.6 la comunicación se divide en 3 partes fundamentales, comunicación entre el sensor y aplicación, y un posterior análisis de los datos obtenidos. Primero se verifica la topología de comunicación que brinda el sensor a partir de la documentación entregada por el fabricante, y se define el método de transmisión de datos para el procesamiento.

Para realizar la comunicación se hace uso de la tecnología BLE con el sensor XSens DOT a partir de perfiles GATT, que permite el intercambio de trama de datos a partir de atributos. Los atributos se reconocen mediante un identificador único (UUID), donde se especifican características y servicios disponibles.

Los atributos del sensor tienen un UUID con el formato “1517xxxx-4947-11E9-8646-D663BD873D93”, los cuales permiten acceder a servicios de configuración, donde se proporciona información relevante del sensor, servicios de medición, que permite iniciar, detener y cambiar los modos de recepción de datos [22][23].

Para el servicio de medición se accede con “0x2000” que contiene las siguientes características:

Characteristic	UUID	Description	Length	Property
Control	0x2001	Control the start/stop and payload mode of the measurement.	3	Read, Write
Long payload length	0x2002	Return the data of payload modes that have payload length higher than 40 bytes.	63	Notify
Medium payload length	0x2003	Return the data of payload modes that have payload length between 21 to 40 bytes.	40	Notify
Short payload length	0x2004	Return the data of payload modes that have payload length between 0 to 20 bytes.	20	Notify

Figura 5.7 Características del servicio de medición [22].

En la figura 5.7 se visualizan las diferentes características, siendo la “0x2001” una de las más importantes, ya que permite iniciar y detener la medición del sensor, además de definir la estructura de datos.

Las otras características definen la longitud de carga útil como se transmitirán los datos, dependiendo de la cantidad de variables o información que se desee.

5.3.1. Verificación de método de comunicación

Para la etapa de la aplicación se realiza un código (Anexo 9.1) que establece conexión con los sensores a partir de BLE, identificando la dirección MAC de los dispositivos. Luego permite iniciar la captura de datos, para su respectivo procesamiento y almacenamiento.

El código se realiza en lenguaje Python, haciendo uso de librerías como “bleak” que simplifica la comunicación, transmisión de datos y desconexión de dispositivos BLE, “asyncio” permite la ejecución de múltiples tareas de manera concurrente, “struct” que realiza el empaquetado de los datos y la trama recibida, y “pandas” que permite la organización y análisis de los datos.

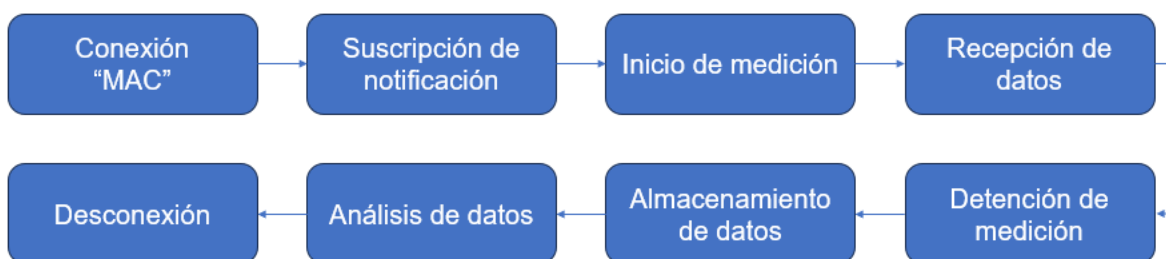


Figura 5.8 Flujo general del programa. Fuente: Autor.

En la figura 5.8 se visualiza el flujo general del programa que consta de 8 etapas principales para su funcionamiento.

Para la primera etapa se realiza la encapsulación de la conexión de los sensores a partir de la dirección MAC disponible, de manera que se instancia para realizar la configuración del dispositivo. Para la segunda etapa se tienen en cuenta las características del servicio de medición y notificación, donde se configura la carga útil y variables a usar que son **aceleración libre, ángulos de Euler y velocidad angular**. En la tercera etapa se inicia la medición a partir de la característica "0x2001". En la cuarta etapa a partir de la notificación de la segunda etapa se realiza la recepción y estructuración de los datos. Cuando se finaliza la toma de datos se finaliza el servicio de medición del sensor en la quinta etapa. En la sexta etapa se realiza el almacenamiento de los datos para el procesamiento. Para la séptima etapa se realiza el análisis y visualización de los datos. Para terminar, el programa realiza la desconexión de los sensores, dejando libre la dirección MAC de los dispositivos si se requiere realizar otra conexión.

5.3.2. Procesamiento de señales

Como se mencionó previamente, las variables obtenidas por el sensor son la aceleración libre, la velocidad angular y los ángulos de Euler. Estas variables cumplen un papel fundamental en la medición de la marcha y en el análisis de los parámetros establecidos. Para a la recepción de los datos, se tiene en cuenta la siguiente estructura:

Custom mode 1	40	• Timestamp • Euler • Free acceleration • Angular velocity
---------------	----	---

Figura 5.9 Modo de carga útil media [22]

La estructuración de los datos se describe en la figura 5.9, donde se encuentran 4 datos distintos en una trama de 40 bytes. El primer dato corresponde al Timestamp, que representa la marca de tiempo de cada sensor y se expresa en microsegundos. Esta marca de tiempo permite conocer el momento exacto en el que se registran los datos. El segundo dato se refiere a los ángulos de Euler, que indican la orientación del sensor y se expresan en grados. Estos ángulos son cruciales para comprender la posición y orientación del objeto o sujeto en estudio. La tercera variable es la aceleración libre, que representa la aceleración en coordenadas terrestres y se expresa en metros por segundo al cuadrado (m/s^2). Esta medida es esencial para evaluar el movimiento y la dinámica del objeto o individuo en movimiento. Por último, la cuarta variable corresponde a la velocidad angular, que indica la velocidad de giro en las coordenadas específicas de cada sensor. Esta información es crucial para analizar los movimientos rotativos.

A partir de la estructura de datos registrada por los sensores, se realiza la exportación de la información a un archivo en formato .CSV. Esto permite la visualización de datos en un formato legible y compatible para su posterior análisis. La exportación de los datos permite un mejor procesamiento y aplicación.

Tabla 5.23 Formato de datos archivo .csv

Variable	Definición
Contador	Contador por cada muestra tomada
Timestamp	Tiempo de muestreo en microsegundos, definido por el sensor
Tiempo segundos	Conversión del tiempo de muestreo a segundos
Ángulos de Euler	Orientación expresada en ángulos de Euler en 3 ejes: X, Y, Z. Unidad en grados
Aceleración libre	Aceleración en coordenada terrestre, deduciendo la gravedad en 3 ejes: X, Y, Z. Unidad m/s^2
Velocidad angular	Velocidad de giro en coordenada del sensor en 3 ejes: X, Y, Z

La tabla 5.23 muestra la estructura de datos contenidos en el archivo .csv, que lleva el nombre “*datos_sensor **sensor_id name fecha_actual***”. El “**sensor_id**” representa el número del sensor, que puede ser 1 o 2. El “**name**” representa el nombre asignado al archivo en el programa al momento de iniciar la medición, y “**fecha_actual**” se genera automáticamente, a partir de la fecha en que se realizó la medición. Lo anterior permite una identificación clara del archivo.

5.4. Validación del sistema para proceso de marcha

Para realizar la validación del sistema se requieren 3 etapas. Primero, se realiza la revisión de la base de datos. Segundo, se procede el análisis detallado de las variables espacio-temporales. Por último, se realiza el análisis estadístico, necesario para corroborar los datos obtenidos con los sensores. Estas etapas se desarrollan en la presente sección.

5.4.1. Revisión sistemática de base de datos para la marcha

En la búsqueda de una base de datos que respalde, y permita validar el análisis para las variables medidas con el sistema, se realizó una investigación en artículos con pruebas y mediciones de la marcha, centrados en las variables espaciotemporales [25].

Los artículos investigados realizaron pruebas con distintos grupos de personas que abarcan diversas edades, estaturas y pesos. Las evaluaciones se hicieron en entornos controlados, como laboratorios, cintas de correr o caminadores. Además, se utilizaron distintos tipos de calzados especializados que facilitan la comparación de los patrones de la marcha. Los datos recopilados de los artículos provienen de individuos que no presentan limitación alguna en la marcha. El objetivo principal es verificar que el sistema se ajuste a los parámetros y rangos de las variables obtenidas a partir de la revisión bibliográfica realizada.

Para el proceso de selección de las variables, se consideraron las obtenidas a través del sistema de medición del proyecto, que son ángulos de Euler, aceleración libre y velocidad angular. Esta elección asegura la coherencia del análisis con respecto al proyecto, así, garantizando congruencia en los datos recopilados.

Tabla 5.24 Artículos seleccionados para base de datos

Artículo	Variables
Evaluation of an instrumented walkway for measurement of the kinematic parameters of gait [26]	Longitud de paso, cadencia de pasos, velocidad de zancada
Propulsive adaptation to changing gait speed [27]	Longitud de paso, cadencia de pasos, velocidad de zancada
A refined view of the determinants of gait [28]	Longitud de paso, velocidad de zancada
Heelstrike and the pathomechanics of osteoarthritis: a pilot gait study [29]	Longitud de paso, cadencia de pasos, velocidad de zancada, longitud de zancada
Age-related differences in walking stability [30]	Longitud de paso, cadencia de pasos,

	velocidad de zancada
Reliability of the GAITRite® walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people [31]	Longitud de paso, cadencia de pasos, velocidad de zancada
Swing phase mechanics of healthy Young and elderly men [32]	Velocidad de zancada, longitud de zancada
The effect of walking speed on center of mass displacement [33]	Longitud de paso, cadencia de pasos, velocidad de zancada, longitud de zancada
Waling boot design: A gait analysis study [34]	Cadencia de pasos, velocidad de zancada, longitud de zancada
The effect of voluntary toe-walking on body propulsion [35]	Cadencia de pasos, velocidad de zancada
Optimal walking in terms of variability in step length [36]	Longitud de paso, cadencia de pasos, velocidad de zancada
Test-retest reliability of temporal and spatial gait characteristics measured with an instrumented walkway system (GAITRite) [37]	Longitud de paso, velocidad de zancada, longitud de zancada
Voluntary and involuntary adaptation of	Velocidad de zancada,

gait in Parkinson's disease [38]	longitud de zancada
--	------------------------

Los artículos seleccionados se encuentran detallados en la tabla 5.24, junto con las variables especificadas recopiladas de cada uno. Además, respecto a la información recolectada, cabe destacar que la cantidad de individuos que aportaron a las distintas pruebas supera las 200.

5.4.2. Tratamiento de señales para variables espaciotemporales

Dado que el análisis de la marcha se basa en las variables espaciotemporales, se ha decidido concentrarse en la variable de la aceleración libre. Lo anterior, ya que la aceleración libre proporciona una aproximación precisa y detallada respecto a los parámetros, que son ancho de paso, longitud de paso, cadencia y velocidad.

Como los parámetros evaluados son intrínsecamente relacionados a distancias y velocidades, se emplea el software “Tracker”. Esta aplicación proporciona un análisis y modelado a partir de un video a través del seguimiento de objetos en movimiento, permitiendo la obtención de datos de posición, velocidad y aceleración. El software permite una aproximación detallada a partir de un video, donde se modela el movimiento en función de una referencia.

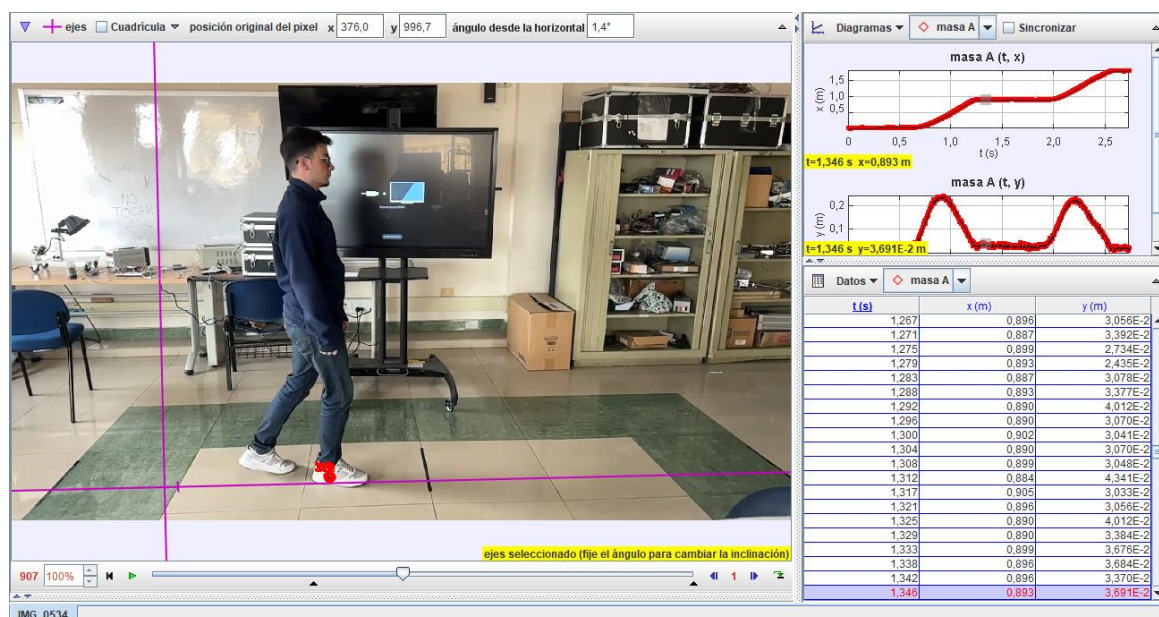
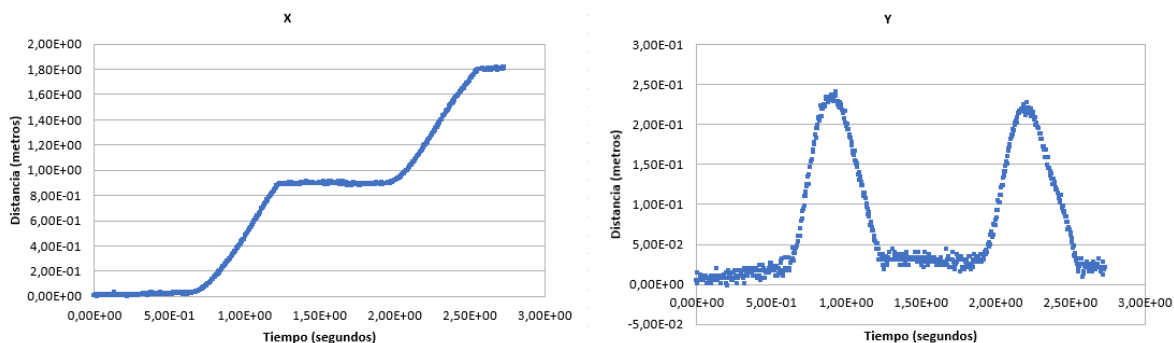


Figura 5.10 Análisis de la marcha en software “Tracker”. Fuente: Autor.

En la figura 5.10 se muestra el punto de referencia seleccionado para el modelamiento, que se sitúa cerca al tobillo, posición donde se ubican los sensores para realizar la medición. Así se asegura que los datos medidos se relacionan directamente con el movimiento de las extremidades inferiores. Los resultados obtenidos a partir del software “Tracker” son los siguientes:



**Figura 5.11 Posición eje X y eje Y respecto al tiempo en software “Tracker”.
Fuente: Autor.**

En la figura 5.11 se representan los datos recopilados de posición en el eje X y eje Y en función del tiempo. A partir de los datos, se procede a segmentar los datos en función de cada paso realizado durante la medición. Con esta información, se busca hallar una aproximación matemática que permita encontrar una ecuación de segundo orden o superior, la cual permita modelar de manera precisa la dinámica de cada paso.

Para los datos del eje Y que se muestran en la figura 5.11 se realiza un proceso de aproximación que permita encontrar una función matemática que modele la dinámica del paso.

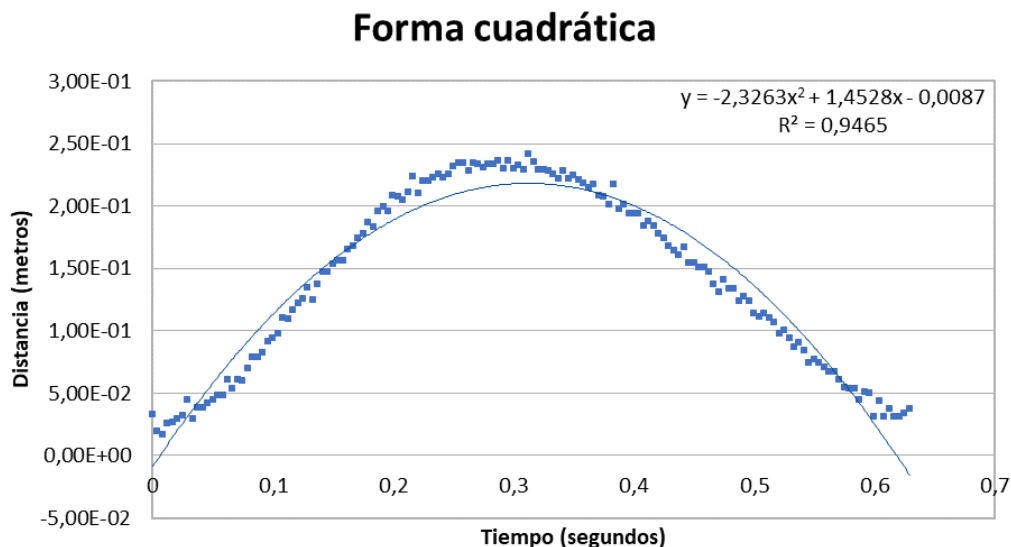


Figura 5.12 Aproximación matemática para dinámica del paso. Fuente: Autor.

En la figura 5.12 se aprecia que la dinámica del paso se puede representar mediante una ecuación de segundo orden, lo que se logra a través de un proceso de aproximación. Se destaca que la aproximación tiene un alto índice de consistencia, igual a 0.9465. El índice indica que el modelo propuesto se ajusta bien a los datos, y se puede aproximar toda la dinámica.

Según lo anterior y los datos capturados por el sensor, se mide un paso para visualizar la forma de onda de la aceleración. Esto permitirá observar la variación a lo largo del ciclo de un paso.

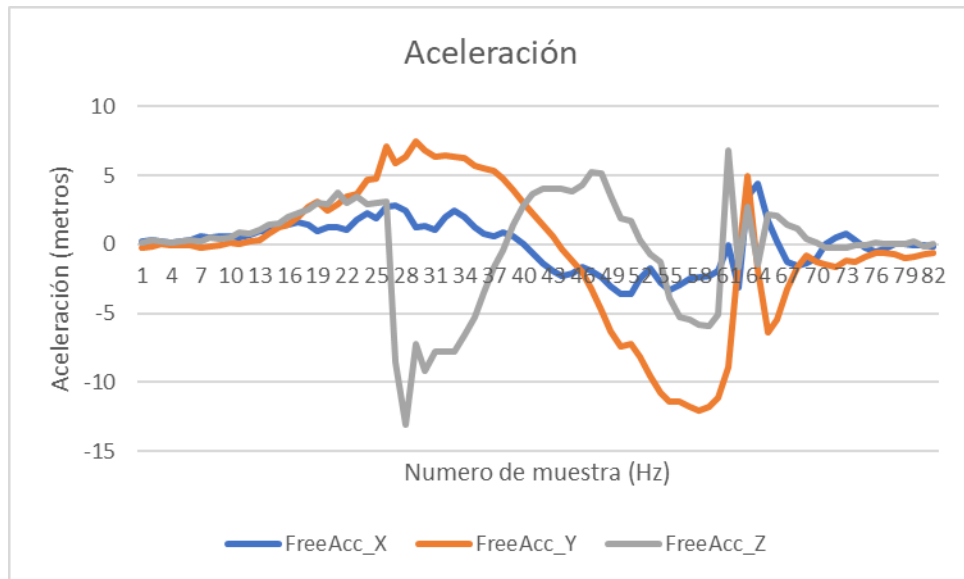


Figura 5.13 Ciclo de un paso a partir de aceleraciones. Fuente: Autor.

En la figura 5.13 se muestra el ciclo de un paso respecto a la aceleración, considerando los tres ejes. A través de la gráfica es posible identificar varias etapas definidas en la dinámica del paso. Inicialmente, se visualiza una fase inicial prácticamente en 0, a pesar del ruido generado, que corresponde a la fase de apoyo. Durante esta etapa, el pie tiene contacto con el suelo. Luego, se observa un aumento en la aceleración en uno de los ejes, hasta alcanzar un valor máximo, señalando el momento en que el pie empieza la etapa de balanceo. Por último, se evidencia una fase de desaceleración y valores negativos en la aceleración, indicando que el pie está descendiendo, para volver a la etapa de apoyo, finalizando el ciclo del paso.

En cuanto a aceleraciones, la fase de balance se descompone en dos segmentos, como se aprecia en el anterior análisis. El primero abarca desde el inicio de balanceo hasta el punto máximo de aceleración, el segundo empieza en la desaceleración hasta volver a la etapa de apoyo, lo que permita dividir la dinámica en dos partes: la aceleración positiva y la negativa.

Una aproximación cuadrática funcionaria, ya que permite modelar cada una de ellas de manera individual. Sin embargo, en el enfoque del análisis que se está llevando a cabo, se debe abordar el ciclo completo del paso. Por esta razón, para lograr un modelado matemático que represente en la totalidad, se opta por usar una ecuación de tercer orden. Esto permite considerar tanto las aceleraciones positivas como las negativas en un único modelo, permitiendo un enfoque más completo.

Para llevar a cabo el proceso de modelado, se emplea el método de mínimos cuadrados, que se formula de la siguiente forma:

$$\vec{a} = Ax_i^3 + Bx_i^2 + Cx_i + D \quad (11)$$

$$F = \sum_i \left(y_i - (Ax_i^3 + Bx_i^2 + Cx_i + D) \right)^2 \quad (12)$$

A partir de la ecuación 12, se realiza la derivada parcial para cada termino:

$$\frac{\partial F}{\partial a} = 2 \sum_i \left(y_i - (Ax_i^3 + Bx_i^2 + Cx_i + D) \right) (-x_i^3) = 0 \quad (13)$$

$$\frac{\partial F}{\partial b} = 2 \sum_i \left(y_i - (Ax_i^3 + Bx_i^2 + Cx_i + D) \right) (-x_i^2) = 0 \quad (14)$$

$$\frac{\partial F}{\partial c} = 2 \sum_i \left(y_i - (Ax_i^3 + Bx_i^2 + Cx_i + D) \right) (-x_i) = 0 \quad (15)$$

$$\frac{\partial F}{\partial d} = 2 \sum_i \left(y_i - (Ax_i^3 + Bx_i^2 + Cx_i + D) \right) (-1) = 0 \quad (16)$$

Utilizando las ecuaciones 13, 14, 15, y 16, se procede a resolver el sistema de ecuaciones correspondiente con el objetivo de obtener una aproximación matemática que describa la dinámica de cada paso. El sistema permite determinar los valores correspondientes para “a”, “b”, “c” y “d”.

Para llevar a cabo el proceso, se realiza un ajuste polinómico de grado 3 mediante el software Matlab, obteniendo los coeficientes necesarios para el polinomio.

Una vez obtenidos los coeficientes, se integra la ecuación 11, para calcular la velocidad como la distancia en el curso del paso:

$$\vec{v} = \frac{Ax_i^4}{4} + \frac{Bx_i^3}{3} + \frac{Cx_i^2}{2} + Dx_i \quad (17)$$

$$\vec{d} = \frac{Ax_i^5}{20} + \frac{Bx_i^4}{12} + \frac{Cx_i^3}{6} + \frac{Dx_i^2}{2} \quad (18)$$

El anterior enfoque permite modelar la dinámica de la marcha a partir de aproximaciones de la aceleración obtenida a través del sensor.

5.4.3. Tratamiento de señales adquiridas a partir de métodos estadísticos

A partir de los datos recopilados mediante el sensor y las variables teóricas obtenidas para la base de datos, se hace uso de métodos estadísticos que permitan verificar la relación entre ambas. Con el fin de visualizar y validar la relación entre las variables, se usan diversas pruebas estadísticas, como lo son pruebas no paramétricas y test de correlación.

El uso de pruebas no paramétricas otorga una evaluación de normalidad y similitud a partir de los datos observados, sin la necesidad de asumir una distribución específica. De esta forma no se realiza un análisis detallado de las distribuciones, siendo más flexible con los datos. Por otra parte, la prueba de correlación se centra en el entendimiento de la dirección y asociación entre las variables [24].

Para realizar el anterior análisis se hace uso de la extensión “XLSTAT”, un complemento en Excel que funciona como herramienta estadística. Esta extensión facilita el análisis y visualización de los datos, ayudando en la comprensión entre las variables medidas y teóricas.

El primer método que se realiza consiste en la aplicación de la prueba de Kolmogórov-Smirnov, una prueba no paramétrica que determina si dos muestras independientes hacen parte de la misma distribución. En la prueba se recopilan datos como el valor mínimo, máximo, media, desviación estándar y el número de observaciones para cada muestra del análisis.

La prueba plantea tanto la hipótesis nula como la hipótesis alternativa, las cuales se plantean si las muestras pertenecen o no a la misma distribución, respectivamente. Además, proporciona el valor D, el cual representa la máxima diferencia absoluta entre las funciones de distribución de las dos muestras.

Para interpretar la prueba se observa el p-value, el cual refleja la probabilidad observada de las muestras, permitiendo evaluar la hipótesis nula. Si el p-value es menor al nivel de significancia planteado (comúnmente 5%), se rechaza la hipótesis, significando que las dos muestras no se encuentran en la misma distribución.

La segunda prueba que se realiza con la herramienta de Excel es el coeficiente de correlación de Pearson, que permite cuantificar la relación entre dos variables. El coeficiente oscila entre 1 y -1. Un coeficiente de 1 indica una correlación positiva, un coeficiente igual a -1 indica una correlación negativa, y un coeficiente igual a 0 indica que no existe correlación lineal.

6. Resultados y Discusión

En esta sección, se exponen los resultados obtenidos de la investigación y desarrollo llevado a cabo en el proyecto.

6.1. Evaluación de sensor mediante proceso analítico jerárquico

Para la evaluación y selección del sensor, en el capítulo 5.1, se realiza el completo desarrollo matemático del proceso analítico jerárquico. En este proceso, se asignaron las ponderaciones a partir de las alternativas y criterios propuestos. Posteriormente, se procede a evaluar el proceso, que permite la selección del sensor más adecuado para la adquisición de señales de desplazamiento.

A partir de las tablas 5.13, 5.16, 5.19 y 5.22, que representan el vector unitario final de las variables de medición, frecuencia de adquisición, software y código abierto, respectivamente, se organiza una única matriz que facilita la elección del sensor más apropiado para la adquisición de señales.

Tabla 6.1 Matriz ponderación de alternativas respecto a los criterios

	Variables de medición	Frecuencia de adquisición	Software	Código abierto
Gyko	0.1566	0.6008	0.1786	0.0908
Movisens – Move 4	0.5944	0.1995	0.1125	0.0908
XSens Dot	0.2489	0.1995	0.7088	0.8182

Con la información de la tabla 5.10 y 6.1, se realiza la ponderación final que determina las ponderaciones de las alternativas. Esto se realiza mediante la multiplicación y suma de los criterios y alternativas. El resultado obtenido es el siguiente:

Tabla 6.2 Matriz ponderación de alternativas para selección

	Ponderación final
Gyko	0.1623
Movisens – Move 4	0.1806
XSens Dot	0.657

6.1.1. Selección del sensor

En la tabla 6.2 se determinó que la mejor selección es el sensor XSens Dot, con un 65.7% de ponderación. Le sigue el sensor Movisens – Move 4, con un 18.06%, y en último lugar, el sensor Gyko, con un 16.23%. Esta elección se basó en las prestaciones proporcionadas por el sensor XSens Dot, específicamente en el criterio de código abierto, ya que es el único que cuenta con esta característica. Esto permite un mayor desarrollo e innovación en el proyecto. Esta conclusión se confirma a través del uso del software “SuperDecisions”.

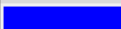
Name	Graphic	Ideals	Normals	Raw
Gyko		0.247402	0.162465	0.081233
Movisens - Move 4		0.275395	0.180848	0.090424
Xsens DOT		1.000000	0.656686	0.328343

Figura 6.1 Selección de las alternativas con “SuperDecisions”. Fuente: Autor.

La figura 6.1 respalda el proceso llevado a cabo para la selección del sensor ideal para el proyecto, confirmando la elección del sensor XSens Dot como la opción más adecuada.

6.2. Definición de protocolo para sistema de medición

Para la realización del protocolo destinado al análisis de la marcha, se considera el desarrollo establecido en el capítulo 5.2, el cual detalla y desarrolla las fases necesarias que permiten la construcción general del protocolo. En el anexo 9.2 se adjunta la plantilla elaborada como resultado del proceso.

6.3. Diseño de topologías de hardware y comunicación para la adquisición y procesamiento de señales cinemáticas

El desarrollo del programa se realiza en el editor “Visual Studio Code” utilizando la interfaz de “Anaconda Navigator”. La interfaz permite la instalación y gestión de dependencias relacionados a Python.

Cuando se establece la conexión con los sensores XSens DOT, se debe considerar la dirección MAC de los dispositivos. Esta información es obtenida a través de la aplicación que proporciona el fabricante, conocida como “Movella DOT”.

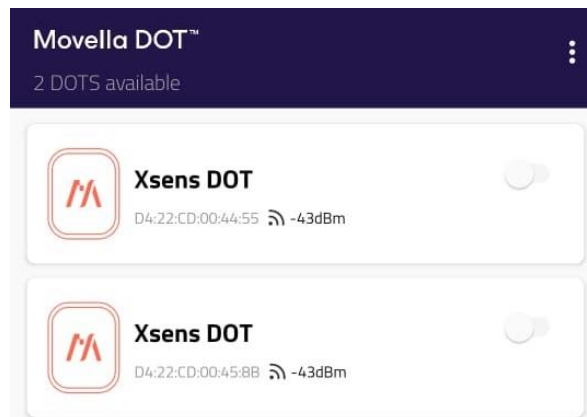


Figura 6.2 Aplicación Movella DOT. Fuente: Autor.

Utilizando la dirección MAC identificada en la figura 6.2, se establece la conexión de los sensores en el programa. Este proceso se visualiza en la consola del programa de la siguiente manera:

```
LISTO
LISTO
d4:22:cd:00:45:8b
BleakClient, d4:22:cd:00:45:8b
d4:22:cd:00:44:55
BleakClient, d4:22:cd:00:44:55
```

Figura 6.3 Verificación de conexión con sensores XSens DOT. Fuente: Autor.

La figura 6.3 es la representación de la consola en el programa, donde se observa el proceso de establecimiento de conexión con los sensores a partir de la dirección MAC. La conexión se establece mediante la solicitud de conexión generada por BLE.

```
Menú:
1: Inicio de medición
2: Almacenar nombre
3: Enlistar archivos
4: Dataframe de archivo
5: Graficar
6: Salir
Seleccione una opción: █
```

Figura 6.4 Menú de interacción con sensores. Fuente: Autor.

En la figura 6.4 se ilustra el menú que permite interactuar en el programa, permitiendo el inicio de la medición con los sensores en tiempo real, el almacenamiento de los datos, generación de gráficas, y otras funciones de visualización de datos.

```
Inicio de medición
Inicio de medición
Timestamp: 286110950
Euler (x, y, z): (-0.22725120186805725, -0.4796246290206909, 79.88469696044922)
Free Acceleration (x, y, z): (0.010761938989162445, -0.00441989628598094, -0.1888751983642578)
Angular Velocity (x, y, z): (0.0, 0.0, 0.0)
TAMAÑO DE DATOS: 40
Timestamp: 286127617
Euler (x, y, z): (-0.23128439486026764, -0.4964485168457031, 79.89486694335938)
Free Acceleration (x, y, z): (0.009565774351358414, -0.008040685206651688, -0.1956930160522461)
Angular Velocity (x, y, z): (0.5165761709213257, -1.1766730546951294, 0.28949394822120667)
TAMAÑO DE DATOS: 40
Timestamp: 286172348
Euler (x, y, z): (-1.0076923370361328, -0.9606536030769348, 100.02093505859375)
Free Acceleration (x, y, z): (-0.015307438559830189, -0.0031714646611362696, -0.2108297348022461)
Angular Velocity (x, y, z): (0.0, 0.0, 0.0)
```

Figura 6.5 Inicio de medición con sensores. Fuente: Autor.

La consola de la figura 6.5 representa los datos obtenidos al momento que se realiza la medición, imprimiendo los valores obtenidos con los sensores en tiempo real. Así se verifica que la medición ha iniciado adecuadamente.

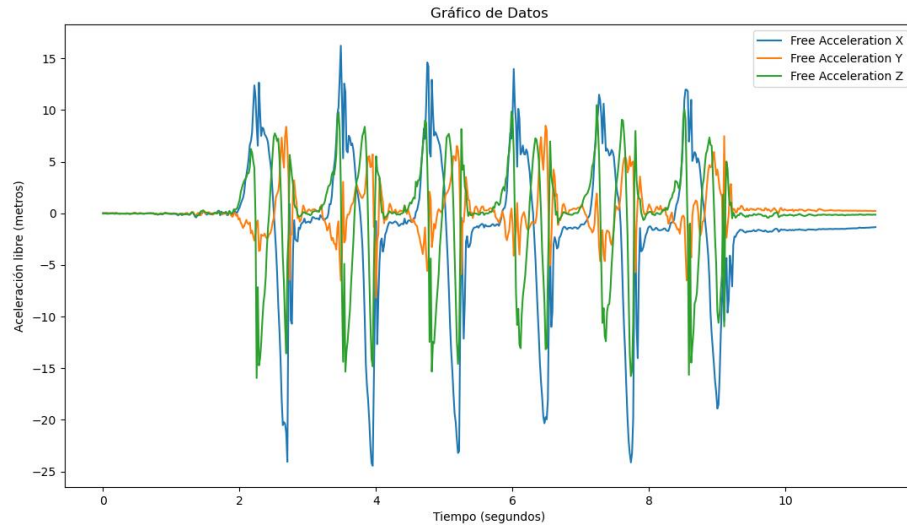


Figura 6.6 Gráfica de aceleración libre en tres ejes. Fuente: Autor.

La figura 6.7 ilustra otra alternativa de visualización de datos, permitiendo enumerar y seleccionar un archivo .csv generado durante las mediciones. El archivo es usado para graficar los tres ejes de la aceleración libre, la variable principal para el análisis de la marcha en el proyecto.

Para la revisión completa del código, se adjunta en el anexo 9.1, permitiendo la verificación integral del desarrollo llevado a cabo en el sistema para la obtención de datos inerciales.

6.4. Validación del sistema

La validación del sistema permite realizar la evaluación de este. Para este proceso, se consideran los datos adquiridos con los sensores y la base de datos recopilada. Además del análisis estadístico, que permite la comparación y comprensión de los datos.

6.4.1. Base de datos

En el capítulo 5.4.1 se realiza la revisión a la base de datos, a partir de los artículos presentados en la tabla 5.24.

Los datos recopilados se presentan en la siguiente tabla.

Tabla 6.3 Datos variables espaciotemporales

Edad	Longitud de paso (m)	Cadencia de pasos (step/min)	Velocidad de zancada (m/s)	Longitud de zancada (m)
21 – 26	0.75	106.7 – 117.19	1.432	
18 – 40	0.63 (0.06)	60 – 76.2	1.74	
20 – 28	0.623 (0.054)		1.2	
22 – 43	0.73 (0.06)	52.2 – 61.8	1.38	1.46 (0.08)
22 – 39	0.692 (0.074)	97.8 – 113.39	1.25	
22 – 40	0.774 (0.059)	103.8 – 117.7	1.43	
24.9			1.41	1.70 (0.03)
21 – 32	0.702 (0.049)	83.8 – 95.2	1	1.311 (0.074)
23 – 31		103.2 – 119.6	1.356	1.461 (0.099)
22 – 31		103 – 113	1.2	
21 - 30	0.760	108.4	1.385	
19 - 59	0.778 (0.084)		1.42	1.558 (0.17)
25 - 30			1.28	1.43 (0.12)

La tabla 6.3 presenta los datos obtenidos de los artículos investigados, centrado en las variables espaciotemporales.

Para facilitar el entendimiento y análisis de las variables, se representa en histogramas los datos recopilados.

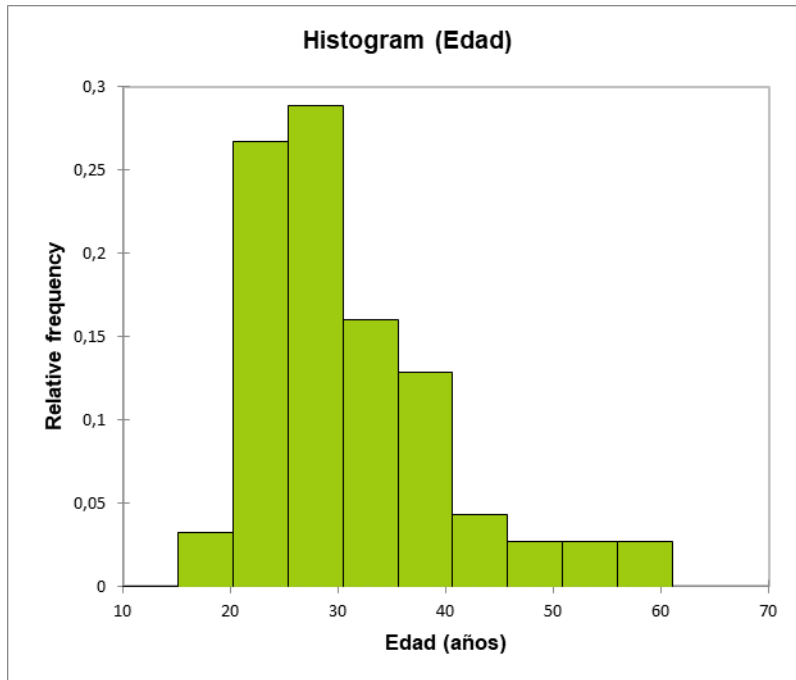


Figura 6.7 Histograma de edades. Fuente: Autor.

En la figura 6.8 se observa el histograma que muestra la edad de los participantes que registraron participar en los datos recopilados, con una media de 31.11 y una desviación estándar de 8.81.

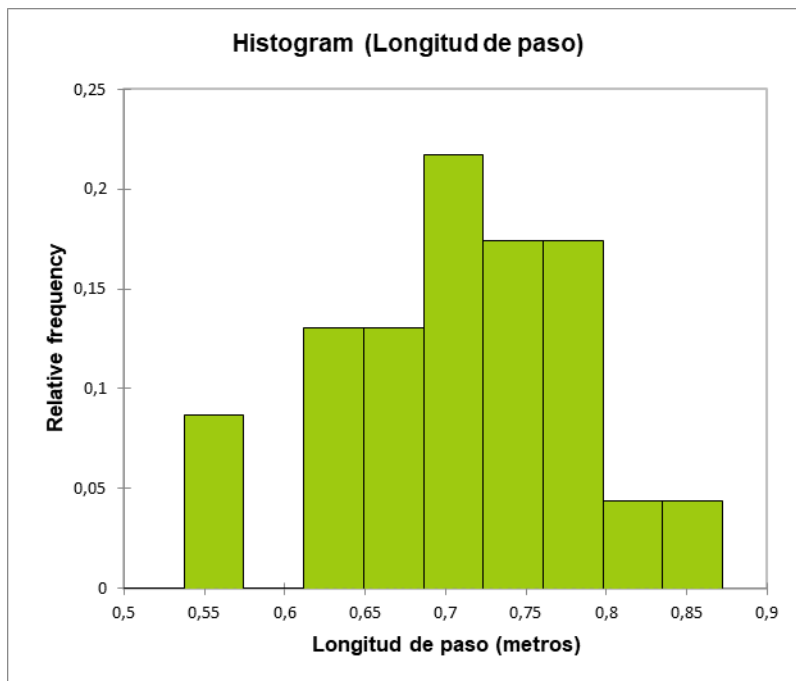


Figura 6.8 Histograma de longitud de paso. Fuente: Autor.

La figura 6.9 exhibe el histograma de las longitudes de paso, con una media de 0.709 y desviación estándar de 0.077.

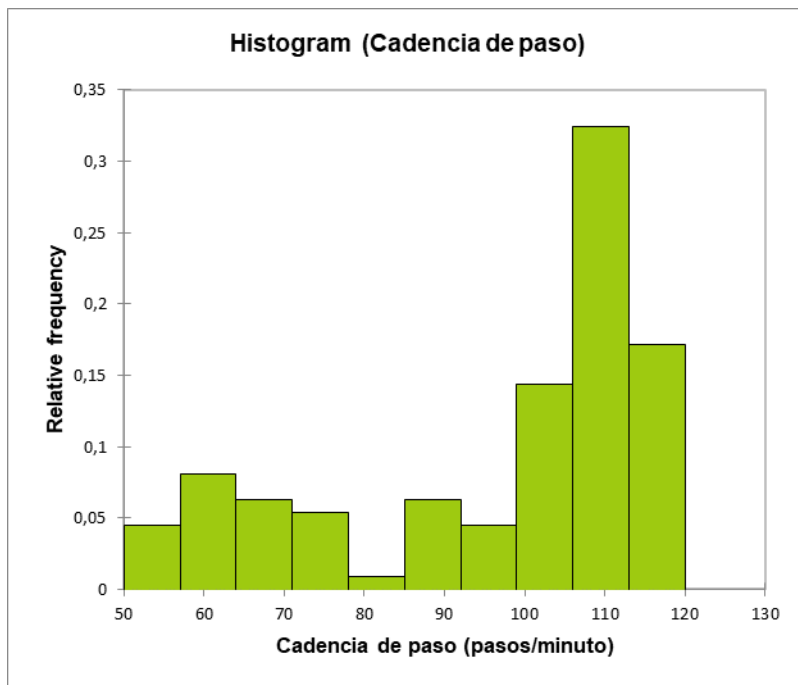


Figura 6.9 Histograma de cadencia de paso. Fuente: Autor.

El histograma de la figura 6.10 refleja la cadencia de pasos por minuto registrada por los individuos investigados, con una media de 95.982 y desviación estándar 20.039.

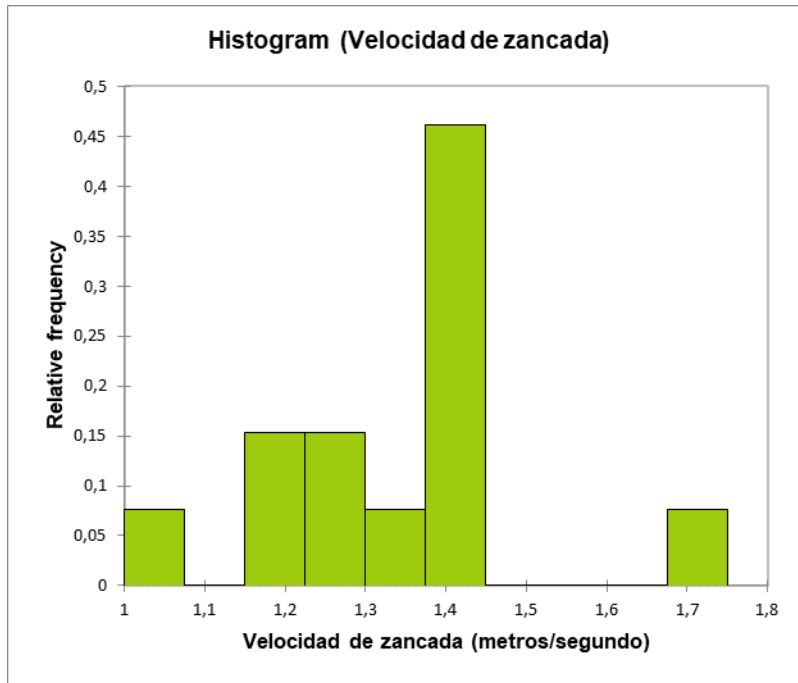


Figura 6.10 Histograma de velocidad de zancada. Fuente: Autor.

La figura 6.11 presenta el histograma de la velocidad de zancada para los datos recopilados, con una media de 1.345 y desviación estándar 0.173.

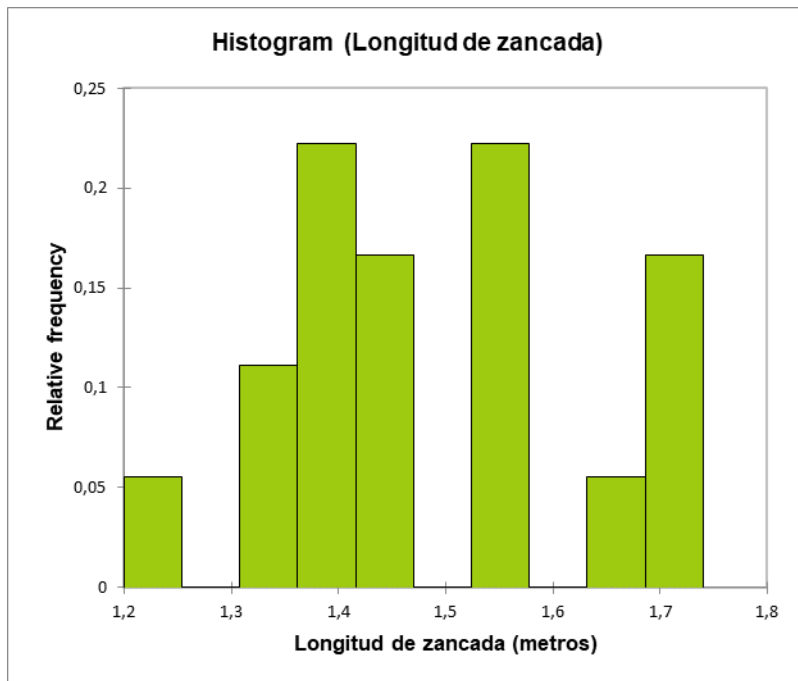


Figura 6.11 Histograma de longitud de zancada. Fuente: Autor.

En la figura 6.12 se ilustra el histograma de la longitud de zancada, con una media de 1.487 y desviación estándar 0.151

6.4.2. Variables espaciotemporales

Para la validación del sistema se llevan a cabo dos pruebas que presentan una visión del sistema y las variables obtenidas a partir de la marcha. Las pruebas se realizan en un entorno controlado en la Universidad Santo Tomás, garantizando la estabilidad del entorno.



Figura 6.12 Entorno de medición. Fuente: Autor.

En la figura 6.13 se ilustra el espacio donde se realizan las pruebas, donde se recorre una distancia aproximada de 8 metros en línea recta.

Las pruebas fueron realizadas por una persona de 22 años, con una estatura de 1.68 metros. Los datos obtenidos de la primera prueba son los siguientes:

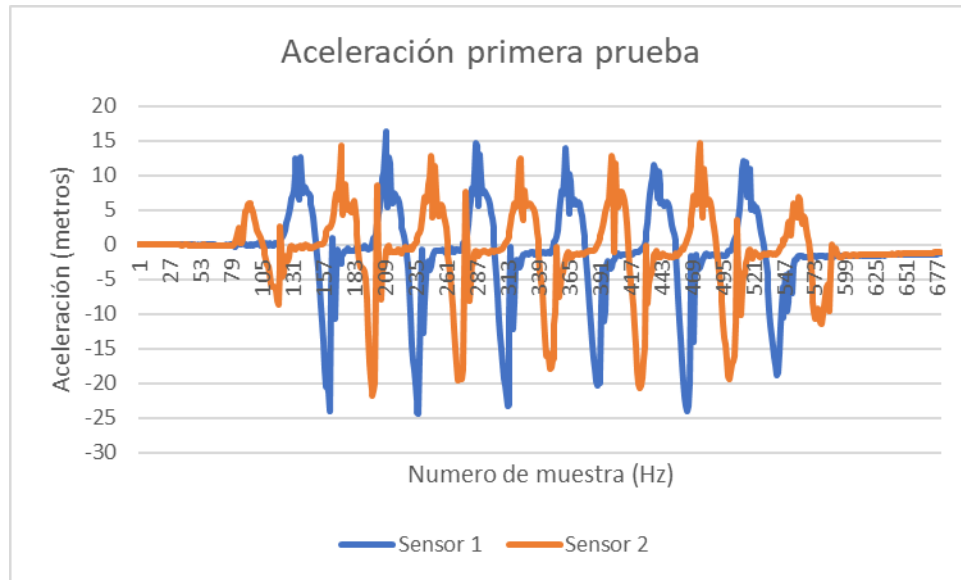


Figura 6.13 Aceleración primera prueba para los dos sensores. Fuente: Autor.

En la figura 6.14 se ilustran los datos obtenidos para las aceleraciones en la primera prueba, contemplando la información de los dos sensores. A partir de esta información se encuentra un polinomio que represente cada paso, realizado en el capítulo 5.4.2. La información obtenida es la siguiente:

Tabla 6.4 Variables espacio temporales primera prueba sensor 1

Tiempo de paso (s)	Longitud de paso (m)	Velocidad de paso (m/s)
0.65	1.1867	1.8256
0.5833	1.0767	1.8457
0.55	0.936	1.7018
0.6	0.8818	1.4696
0.5666	0.8819	1.5562
0.8	0.6083	0.7603

Tabla 6.5 Variables espacio temporales primera prueba sensor 2

Tiempo de paso (s)	Longitud de paso (m)	Velocidad de paso (m/s)
0.5666	0.3883	0.6852
0.6833	0.9916	1.4511
0.6333	0.8086	1.2767
0.6333	0.8169	1.2898
0.5833	0.7635	1.3088
0.65	0.8225	1.2653
0.5833	0.1993	0.3416

En la tabla 6.4 y 6.5 se visualizan los datos obtenidos a partir de la primera prueba por cada paso. Teniendo en cuenta eso se calculan el resto de las variables espaciotemporales a analizar.

Tabla 6.6 Variables espacio temporales primera prueba ciclo de la marcha

Ciclo	Tiempo de zancada (s)	Longitud de zancada (m)	Velocidad de zancada (m/s)
1	1.2166	1.575	1.2945
2	1.2666	2.0683	1.6328
3	1.1833	1.7446	1.4743
4	1.2333	1.6987	1.3773
5	1.15	1.6454	1.4307
6	1.45	1.4308	0.9867

En la tabla 6.6 se observan los datos separados por cada ciclo de la marcha registrado en la primera prueba. Los datos son las variables espaciotemporales consideradas para el proceso de comparación con la base de datos. Además, se registra que la cadencia de pasos es 96.4948 (pasos por minuto).

Los datos obtenidos de la segunda prueba son los siguientes:

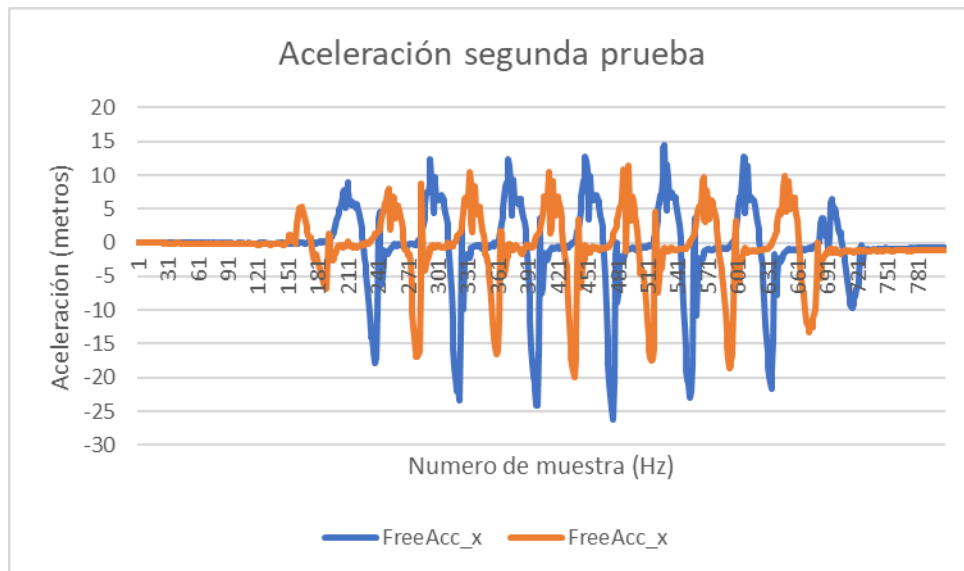


Figura 6.14 Aceleración segunda prueba para los dos sensores. Fuente: Autor.

En la figura 6.15 se ilustran los datos obtenidos para las aceleraciones en la segunda prueba, con la información de los dos sensores. A partir de esta información se encuentra un polinomio que represente cada paso. La información obtenida es la siguiente:

Tabla 6.7 Variables espacio temporales segunda prueba sensor 1

Tiempo de paso (s)	Longitud de paso (m)	Velocidad de paso (m/s)
0.6833	0.9668	1.4148
0.6666	0.8853	1.3279
0.6333	0.8869	1.4003
0.6	0.9411	1.5685
0.5833	0.8743	1.4988
0.5666	0.7933	1.3999
0.5833	0.1276	0.2187

Tabla 6.8 Variables espacio temporales segunda prueba sensor 2

Tiempo de paso (s)	Longitud de paso (m)	Velocidad de paso (m/s)
0.5833	0.4562	0.782
0.6	0.8764	1.4606
0.5333	0.7908	1.4827
0.5333	0.8039	1.5073
0.5666	0.7508	1.3249
0.5	0.7233	1.4466
0.5333	0.5853	1.0974

En la tabla 6.7 y 6.8 se visualizan los datos obtenidos a partir de la primera prueba por cada paso. Teniendo en cuenta eso se calculan el resto de las variables espaciotemporales a analizar.

Tabla 6.9 Variables espacio temporales segunda prueba ciclo de la marcha

Ciclo	Tiempo de zancada (s)	Longitud de zancada (m)	Velocidad de zancada (m/s)
1	1.2666	1.423	1.1234
2	1.2666	1.7617	1.3908
3	1.1666	1.6777	1.438
4	1.1333	1.745	1.5397
5	1.15	1.6251	1.4131
6	1.0666	1.5166	1.4218
7	1.1166	0.7129	0.6384

En la tabla 6.9 se observan los datos separados por cada ciclo de la marcha registrado en la segunda prueba. Se registra que la cadencia de pasos es 102.8571 (pasos por minuto).

6.4.3. Análisis estadístico

Para el análisis estadístico, se procede a realizar el análisis para las dos pruebas llevadas a cabo. El análisis se enfoca en las variables espaciotemporales seleccionadas como longitud de paso, longitud de zancada, velocidad de zancada y cadencia de pasos. Para la primera prueba se obtienen los siguientes resultados:

Tabla 6.10 Prueba de Kolmogórov-Smirnov para dos muestras en longitud de paso primera prueba

D	0.421
P-value	0.143
Alpha	0.05

En la tabla 6.10 se presentan los resultados obtenidos con la prueba de K-S para la longitud de paso. La prueba compara los datos medidos registrados en la tabla 6.4 y 6.5, respecto a la base de datos, observada en la tabla 6.3. Notablemente el p-value 0.143 es mayor al nivel de significancia (Alpha), concluyendo que se acepta la hipótesis nula, la cual se define como que las dos muestras analizadas siguen la misma distribución. Asimismo, se realiza prueba de correlación de Pearson:

Tabla 6.11 Prueba de correlación de Pearson para longitud de paso primera prueba

Variables	Longitud de paso medida	Longitud de paso teórica
Longitud de paso medida	1	0.802
Longitud de paso teórica	0.802	1

En la tabla 6.11 se presenta el resultado de la prueba de correlación de Pearson para la longitud de paso, obteniendo un coeficiente positivo de 0.802. Este valor expresa una relación directa entre las variables medidas en las tablas 6.4 y 6.5 en comparación con la base de datos de la tabla 6.3. Este valor sugiere que existe una asociación directa y positiva entre las variables analizadas. La siguiente variable por analizar es la longitud de zancada:

Tabla 6.12 Prueba de Kolmogórov-Smirnov para dos muestras en longitud de zancada primera prueba

D	0.611
P-value	0.069
Alpha	0.05

La tabla 6.12 ilustra los resultados obtenidos con la prueba K-S para la longitud de zancada. Al igual, la prueba compara los datos medidos registrados para la primera prueba, contra la base de datos. Para esta variable, el p-value 0.069 es mayor al

nivel de significancia, concluyendo que las dos muestras siguen la misma distribución.

Tabla 6.13 Prueba de correlación de Pearson para longitud de zancada primera prueba

Variables	Longitud de zancada medida	Longitud de zancada teórica
Longitud de zancada medida	1	0.715
Longitud de zancada teórica	0.715	1

La tabla 6.13 muestra el resultado de la prueba de correlación de Pearson, obteniendo un coeficiente positivo de 0.715. Este valor expresa una relación directa positiva entre la longitud de zancada medida en comparación con la base de datos. La siguiente variable que analizar es la velocidad de zancada:

Tabla 6.14 Prueba de Kolmogórov-Smirnov para dos muestras en velocidad de zancada primera prueba

D	0.346
P-value	0.709
Alpha	0.05

Se observa en la tabla 6.14 los resultados obtenidos con la prueba K-S para la velocidad de zancada. La prueba compara los datos medidos en la primera prueba, respecto la base de datos. Para esta variable, el p-value 0.709 es mayor al nivel de significancia, concluyendo que las dos muestras siguen la misma distribución.

Tabla 6.15 Prueba de correlación de Pearson para velocidad de zancada primera prueba

Variables	Velocidad de zancada medida	Velocidad de zancada teórica
Velocidad de zancada medida	1	0.984
Velocidad de zancada teórica	0.984	1

En la tabla 6.15 se observa el resultado de la prueba de correlación de Pearson, obteniendo un coeficiente positivo de 0.984. Esto expresa una relación directa positiva.

A continuación, se procede a analizar los datos de la segunda prueba, aplicando los métodos estadísticos correspondientes:

Tabla 6.16 Prueba de Kolmogórov-Smirnov para dos muestras en longitud de paso segunda prueba

D	0.405
P-value	0.062
Alpha	0.05

En la tabla 6.16 se presentan los resultados de la prueba K-S para la longitud de paso en la segunda prueba. El p-value 0.062, es ligeramente superior respecto al nivel de significancia, sugiriendo que las muestras comparadas pertenecen a la misma distribución.

Tabla 6.17 Prueba de correlación de Pearson para longitud de paso segunda prueba

Variables	Longitud de paso medida	Longitud de paso teórica
Longitud de paso medida	1	0.832
Longitud de paso teórica	0.832	1

La tabla 6.17 exhibe el resultado obtenido con la prueba de correlación de Pearson para la longitud de paso, con un coeficiente positivo igual a 0.832. El valor indica una relación directa entre las variables medidas.

Tabla 6.18 Prueba de Kolmogórov-Smirnov para dos muestras en longitud de zancada segunda prueba

D	0.349
P-value	0.570
Alpha	0.05

En la tabla 6.18 se detallan los resultados al aplicar la prueba K-S para la longitud de zancada, con un p-value de 0.570, superando el nivel de significancia. Esto indica que las muestras comparten la misma distribución.

Tabla 6.19 Prueba de correlación de Pearson para longitud de zancada segunda prueba

Variables	Longitud de zancada medida	Longitud de zancada teórica
Longitud de zancada medida	1	0.9
Longitud de zancada teórica	0.9	1

En la tabla 6.19 se observa el coeficiente de correlación de Pearson la longitud de zancada, con un valor de 0.9, reflejando una relación directa y positiva entre las variables.

Tabla 6.20 Prueba de Kolmogórov-Smirnov para dos muestras en velocidad de zancada segunda prueba

D	0.330
P-value	0.706
Alpha	0.05

La tabla 6.20 presenta los resultados de la prueba K-S para la velocidad de zancada, con un p-value igual a 0.706, superando el nivel de significancia. Esto sugiere que las dos muestras siguen la misma distribución.

Tabla 6.21 Prueba de correlación de Pearson para velocidad de zancada segunda prueba

Variables	Velocidad de zancada medida	Velocidad de zancada teórica
Velocidad de zancada medida	1	0.856
Velocidad de zancada teórica	0.856	1

En la tabla 6.21, se representan los resultados de la prueba de correlación de Pearson, con un valor de 0.856, indicando una relación directa y positiva entre las variables.

Al contrastar y analizar los datos obtenidos en las tablas 6.10 a 6.21, se percibe que los datos, aunque presentan que siguen la misma distribución respecto a la base de datos, no alcanzan la misma consistencia. Esto se visualiza en los resultados del p-value para la prueba K-S, ya que son significativamente pequeños en relación con el nivel de significancia establecido en 5%. En las pruebas de K-S, se destaca que

los resultados son más acertados en la segunda prueba, a partir del análisis realizado. En contraste, en la primera prueba, aunque se acepta la hipótesis nula, la cual especifica que siguen la misma distribución con la base de datos, el p-value es ligeramente inferior en comparación con la segunda prueba, aunque aún superior al nivel de significancia.

Respecto a la prueba de correlación de Pearson, se observa que, para las dos pruebas y todas las variables analizadas, el coeficiente supera el umbral de 0.7. Esto indica una correlación directa positiva entre la base de datos y todas las variables medidas y analizadas, reforzando la coherencia de los resultados visualizados.

Es importante resaltar que, a pesar de que se identifican algunos valores atípicos en las mediciones en comparación con la base de datos, estos no generan discrepancias significativas en el análisis estadístico realizado. Los resultados atípicos pueden ser debido a variaciones o condiciones específicas de las mediciones realizadas, pero no comprometen la validez de los datos obtenidos.

7. Conclusiones y Trabajos futuros

En esta sección se presentan las conclusiones obtenidas a partir de los objetivos planteados, el desarrollo y los resultados obtenidos

7.1. Conclusiones

Respecto al proceso analítico jerárquico, se evidencia la capacidad para cuantificar valores cualitativos, facilitando de esta forma la toma de decisiones a partir de asignación de ponderaciones y utilización de escalas de importancia [12]. El enfoque es una herramienta estadística que permite abordar problemas complejos, facilitando la identificación de manera objetiva la mejor opción a partir de los criterios establecidos. La aplicación de AHP proporciono un marco como referencia en la toma de decisiones para la resolución de problemas y su respectivo análisis.

La elaboración de un protocolo es fundamental para el desarrollo de un sistema, ya que permite garantizar la replicabilidad del proyecto, además de la confiabilidad y transparencia en el uso de este. El diseño metódico y detallado del protocolo facilita la implementación del sistema en ámbitos aplicables, permitiendo al igual la coherencia y recolección de los datos. De esta manera se respalda la integridad del análisis realizado.

La observación y análisis realizado a la base de datos recopilada, fue esencial para comprender mejor las variables medidas, y proporciono una referencia para la investigación realizada. La relevancia de la base de datos ha sido esencial en el proceso para la contextualización y comparación de los resultados obtenidos. Al igual, la exploración en la literatura demostró una falta en la claridad respecto a los patrones o distribuciones en la marcha. De esta forma se resalta la importancia en la contribución a estos datos, ya que se permite una mayor comprensión en la marcha y la necesidad en la investigación en este campo.

El uso de BLE para la conexión de los sensores inerciales permitió una mejora en el rendimiento y simplificación. Además, la elección de desarrollar el programa en Python brindo una mayor interpretación y generación de archivos, aparte de ofrecer una mayor flexibilidad. Python ofrece un amplio conjunto de librerías y herramientas, proporcionando una base sólida para la visualización y análisis de las variables obtenidas con los sensores, además de ser versátil si se requiere algún tipo de cambio o modificación, garantizando la adaptabilidad del sistema.

El análisis estadístico realizado proporciono un acercamiento detallado en la comprensión y visualización de los datos comparados. El uso de métodos no paramétricos resulto esencial en el análisis cinemático, ya que la marcha no sigue un patrón específico y varía dependiendo el individuo. Los factores como la edad, peso, estatura y algún tipo de limitación en la marcha representan algún cambio significativo en cada paso y ciclo, generando diversidad en los datos. Cada paso dado por una persona representa una instancia específica en términos de velocidad, distancia y tiempo, resaltando la importancia en el uso de métodos estadísticos que permitan observar la naturaleza de la marcha.

La aplicación de métodos no paramétricos y correlaciones permitió validar el sistema a partir de la comparación entre mediciones prácticas y valores teóricos. El análisis dio como resultado que los datos observados siguen la misma distribución que la comparación teórica. La convergencia entre la teoría y práctica, respaldado por los métodos estadísticos, valida el entendimiento y caracterización de la marcha realizado en el proyecto.

7.2. Trabajos futuros

Con relación a las áreas y trabajos futuros para el desarrollo, se puede crear una interfaz gráfica intuitiva e interactiva, destinada a usuarios no especializados en la aplicación del sistema, ya sea un paciente o individuo interesado en analizar la marcha. La interfaz podría proporcionar visualizaciones más comprensibles a partir de las variables medidas con los sensores, permitiendo una interpretación más sencilla. De esta manera el sistema podría ser más interactivo y gráfico, contribuyendo aún más a la comprensión de la marcha.

Otro trabajo valioso podría ser la contribución y expansión a los datos sobre la marcha. El proyecto se podría enfocar en la recopilación de datos adicionales a distintos individuos con características específicas como puede ser rangos de edad, o con condiciones médicas especiales. La creación de un conjunto de datos permitirá una mayor comprensión en las variaciones de la marcha humana. Al igual se podría colaborar con instituciones especializadas que permita crear una base de datos robusta y extensa. El enfoque ofrecería una mayor investigación y aporte al análisis de la marcha.

Por último, un trabajo futuro para el desarrollo consiste en la incorporación de más sensores en puntos de apoyo estratégicos para el proceso de la marcha. Al contar con una red más amplia se podría recopilar información más precisa sobre los movimientos. La adición de sensores permitirá abarcar otros análisis en la marcha, como lo puede ser las etapas de balanceo y apoyo. Esto ayudara en la interpretación del movimiento, brindando una perspectiva más amplia.

8. Referencias

- [1] C. J. Huang *et al.*, "Applications of machine learning techniques to a sensor-network-based prosthesis training system," *Applied Soft Computing Journal*, vol. 11, no. 3, pp. 3229–3237, Apr. 2011, doi: 10.1016/j.asoc.2010.12.025.
- [2] J. Ospina and F. Serrano, "The amputee patient: complications of its process of rehabilitation," 2009.
- [3] C. Quintero Quiroz, A. Jaramillo Zapata, M. T. De Ossa Jiménez, and P. A. Villegas Bolaños, "Estudio descriptivo de condiciones del muñón en personas usuarias de prótesis de miembros inferiores," *Revista Colombiana de Medicina Física y Rehabilitación*, pp. 94–103, 2015.
- [4] C. C. Fandiño, "La ingeniería biomédica: aplicación e impacto de la tecnología en salud," 2017.
- [5] K. De Pauw *et al.*, "Prosthetic gait of unilateral lower-limb amputees with current and novel prostheses: A pilot study: Kinetics and kinematics of prosthetic gait," *Clinical Biomechanics*, vol. 71, pp. 59–67, Jan. 2020, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2019.10.028.
- [6] J. H. Martin *et al.*, "Análisis biomecánico del pie protésico Bioc-dm2," *I+D Tecnológico*, vol. 15, no. 1, pp. 80–86, Jan. 2019, doi: 10.33412/idt.v15.1.2102.
- [7] T. Varrecchia *et al.*, "Common and specific gait patterns in people with varying anatomical levels of lower limb amputation and different prosthetic components," *Hum Mov Sci*, vol. 66, pp. 9–21, Aug. 2019, doi: 10.1016/j.humov.2019.03.008.
- [8] R. Rathor, A. Kumar Singh, H. Choudhary, C. Goswami, and G. Fekete, "A systematic review on gait analysis methods and assistive devices in lower limb prosthetics," in *Materials Today: Proceedings*, Elsevier Ltd, 2020, pp. 4251–4255. doi: 10.1016/j.matpr.2020.10.541.
- [9] N. T. Pickle, J. M. Wilken, J. M. Aldridge, R. R. Neptune, and A. K. Silverman, "Whole-body angular momentum during stair walking using passive and powered lower-limb prostheses," *J Biomech*, vol. 47, no. 13, pp. 3380–3389, Oct. 2014, doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.08.001.
- [10] J. C. Mertens *et al.*, "A novel portable sensor to monitor bodily positions and activities in transtibial prosthesis users," *Clinical Biomechanics*, vol. 99, Oct. 2022, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2022.105741.
- [11] L. Shelmerdine and G. Stansby, "Lower limb amputation and rehabilitation," *Surgery (United Kingdom)*, vol. 40, no. 7, Elsevier Ltd, pp. 445–449, Jul. 01, 2022. doi: 10.1016/j.mpsur.2022.05.015.
- [12] C. Vergara Rodríguez, G. Pablo Mendoza Ortega, and R. Salgado Ordosgoitia, "Implementación del Proceso Analítico Jerárquico (AHP) para la toma de decisiones en la gestión de abastecimiento; aplicación a una empresa productora de queso costeño Implementation Analytic Hierarchy Process (AHP) for decision making in managing supply; application to a company producer of queso costeño," 2018.
- [13] M. P. Atienza Morales, "Diseño y evaluación de un protocolo clínico," *Medicina Integral*, vol. 35, no. 9, pp. 405–408, 2000, [Online]. Available: <https://www.elsevier.es/es-revista-medicina-integral-63-articulo-diseno-evaluacion-un-protocolo-clinico-11677>

- [14] J. Saura Llamas and P. Saturno Hernández, "Protocolos clínicos: ¿cómo se construyen? Propuesta de un modelo para su diseño y elaboración," *Aten Primaria*, vol. 18, no. 2, pp. 94–96, 1996, [Online]. Available: <https://www.elsevier.es/es-revista-atencion-primaria-27-articulo-protocolos-clinicos-como-se-construyen-14307>
- [15] C. Cifuentes, ing electrónico, F. Martínez Msc, M. en ing Biomédica, eduardo Romero Msc, and en Ciencias Biomédicas, "ANÁLISIS TEÓRICO Y COMPUTACIONAL DE LA MARCHA NORMAL Y PATOLÓGICA: UNA REVISIÓN THEORETICAL AND COMPUTATIONAL ANALYSIS OF NORMAL AND PATHOLOGICAL GAIT: A REVIEW," 2010.
- [16] A. Paula Bermudez, P. Dolhagaray, V. Duque, and A. Panasiuk, "Material de Apoyo a la Asignatura Kinesiterapia (I) 179 Cap. 11. Marcha," 2008.
- [17] R. S. MURRAY and J. S. LARRY, "Estadística. Serie Schaum," *MCGRAW-HILL / INTERAMERICANA DE MEXICO*, vol. 4ta, 2009.
- [18] S. Siegel and N. J. Castellan, "ESTADÍSTICA NO PARAMÉTRICA Aplicada a las ciencias de la conducta," *Editorial Trillas*, 1995.
- [19] E. P. B. George, J. S. Hunter, and W. Gordon Hunter, *Estadística para investigadores: Diseño, innovación y descubrimiento*, 2nd ed., vol. 2. España, 2008.
- [20] K. Townsend, C. Cufí, and R. Davidson, "Getting Started with Bluetooth Low Energy," 2014.
- [21] C. Mora Picado, "Propuesta para la aplicación del método multicriterio AHP a la valoración de condominios verticales en Costa Rica," Dec. 2009.
- [22] Movella Inc., "Xsens DOT BLE Services Specifications," Jul. 2023.
- [23] Movella Inc., "Xsens DOT User Manual," Jun. 2022. [Online]. Available: www.xsens.com
- [24] F. Crespo Abril, "Métodos estadísticos: ejercicios resueltos y teoría Métodos estadísticos: ejercicios resueltos y teoría EDITORIAL UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA," Valencia, 2017. [Online]. Available: <http://www.lalibreria.upv.es>
- [25] J. Cámara, "Análisis de la marcha: sus fases y variables espacio-temporales," vol. 7, no. 1, pp. 160–173, Jun. 2011.
- [26] R. G. Cutlip, C. Mancinelli, F. Huber, and J. Dipasquale, "Evaluation of an instrumented walkway for measurement of the kinematic parameters of gait," 2000. [Online]. Available: www.elsevier.com/locate/gaitpos
- [27] P. O. Riley, U. Della Croce, and D. C. Kerrigan, "Propulsive adaptation to changing gait speed," 2001.
- [28] U. Della Croce, P. O. Riley, J. L. Lelas, and D. C. Kerrigan, "A refined view of the determinants of gait," 2001. [Online]. Available: www.elsevier.com/locate/gaitpost
- [29] H. S. Gill and J. J. O'Connor, "Heelstrike and the pathomechanics of osteoarthritis: A pilot gait study," *J Biomech*, vol. 36, no. 11, pp. 1625–1631, Nov. 2003, doi: 10.1016/S0021-9290(03)00189-1.
- [30] H. B. Menz, S. R. Lord, and R. C. Fitzpatrick, "Age-related differences in walking stability," 2003. [Online]. Available: <https://academic.oup.com/ageing/article/32/2/137/28914>
- [31] H. B. Menz, M. D. Latt, A. Tiedemann, M. M. S. Kwan, and S. R. Lord, "Reliability of the GAITRite walkway system for the quantification of temporo-spatial

parameters of gait in young and older people,” *Gait Posture*, vol. 20, no. 1, pp. 20–25, Aug. 2004, doi: 10.1016/S0966-6362(03)00068-7.

[32] P. M. Mills *et al.*, “Swing phase mechanics of healthy young and elderly men,” 2001. [Online]. Available: www.elsevier.com/locate/humov

[33] M. S. Orendurff, A. D. Segal, G. K. Klute, J. S. Berge, E. S. Rohr, and N. J. Kadel, “The effect of walking speed on center of mass displacement,” *J Rehabil Res Dev*, vol. 41, no. 6 A, pp. 829–834, Nov. 2004, doi: 10.1682/JRRD.2003.10.0150.

[34] F. E. Pollo, T. L. Gowling, and R. W. Jackson, “Walking Boot Desing: A Gait Analysis Study,” *Orthopedics*, vol. 5, pp. 503–507, 1999.

[35] P. O. Riley and D. C. Kerrigan, “The effect of voluntary toe-walking on body propulsion,” *Clinical Biomechanics*, vol. 16, pp. 681–687, 2001, [Online]. Available: www.elsevier.com/locate/clinbiomech

[36] N. Sekiya, H. Nagasaki, H. Ito, and T. Furuna, “Optimal Walking in Terms of Variability in Step Length,” *JOSPT Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, vol. 26, pp. 266–272, 1997, [Online]. Available: www.jospt.org

[37] C. J. van Uden and M. P. Besser, “Test-retest reliability of temporal and spatial gait characteristics measured with an instrumented walkway system (GAITRite®),” May 2004. [Online]. Available: <http://www.biomedcentral.com/1471-2474/5/13>

[38] W. Zijlstra, A. W. F. Rutgers, and T. W. Van Weerden, “Voluntary and involuntary adaptation of gait in Parkinson’s disease,” 1998.

9. Anexos

9.1. Código

```

import asyncio
import struct
import pandas as pd
import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt
from XSens_DOT_conex import XSens_DOT_conex
from glob import glob
from datetime import datetime
from bleak import BleakClient

#Dirección MAC 1: "d4:22:cd:00:45:8b"
#Dirección MAC 2: "d4:22:cd:00:44:55"

CHARACTERISTIC_CONTROL_UUID = "15172001-4947-11e9-8646-d663bd873d93" #Característica de control
CHARACTERISTIC_READ_UUID = "15172003-4947-11e9-8646-d663bd873d93" #Característica de medición
SENSOR_MAC_ADDRESS1 = "d4:22:cd:00:45:8b" #Dirección MAC del sensor 1
SENSOR_MAC_ADDRESS2 = "d4:22:cd:00:44:55" #Dirección MAC del sensor 2

#Variables Sensor 1
real_time_data1 = []
timestamp_data1 = []
euler_data1 = [[], [], []]
free_acceleration_data1 = [[], [], []]
angular_velocity_data1 = [[], [], []]

#Variables Sensor 2
real_time_data2 = []
timestamp_data2 = []
euler_data2 = [[], [], []]
free_acceleration_data2 = [[], [], []]
angular_velocity_data2 = [[], [], []]

flag_name = 1
name_c = None
archivo_seleccionado = None

tiempo1 = 0
tiempo2 = 0

def notification_handler(sender, data, sensor_id):
    global tiempo1
    global tiempo2

```

```

#Sensor 1
global real_time_data1
global timestamp_data1
global euler_data1
global free_acceleration_data1
global angular_velocity_data1
#Sensor 2
global real_time_data2
global timestamp_data2
global euler_data2
global free_acceleration_data2
global angular_velocity_data2

if len(data) != 40:
    print(f'Received invalid data length: {len(data)}')
    return

timestamp_bytes = data[0:4]
euler_bytes = data[4:16]
free_acceleration_bytes = data[16:28]
angular_velocity_bytes = data[28:40]

timestamp = struct.unpack('<I', timestamp_bytes)[0]
euler = struct.unpack('<3f', euler_bytes)
free_acceleration = struct.unpack('<3f', free_acceleration_bytes)
angular_velocity = struct.unpack('<3f', angular_velocity_bytes)

print(f'Timestamp: {timestamp}')
print(f'Euler (x, y, z): {euler}')
print(f'Free Acceleration (x, y, z): {free_acceleration}')
print(f'Angular Velocity (x, y, z): {angular_velocity}')
print(f'TAMAÑO DE DATOS: {len(data)}')

if sensor_id == "Sensor1":
    real_time_data1.append(tiempo1)
    timestamp_data1.append(timestamp)
    for i in range(3):
        euler_data1[i].append(euler[i])
        free_acceleration_data1[i].append(free_acceleration[i])
        angular_velocity_data1[i].append(angular_velocity[i])
    tiempo1 += 1

if sensor_id == "Sensor2":
    real_time_data2.append(tiempo2)
    timestamp_data2.append(timestamp)
    for i in range(3):
        euler_data2[i].append(euler[i])

```

```

        free_acceleration_data2[i].append(free_acceleration[i])
        angular_velocity_data2[i].append(angular_velocity[i])
    tiempo2 += 1

async def clean_variables():
    global tiempo1
    global tiempo2
    #Sensor 1
    global real_time_data1
    global timestamp_data1
    global euler_data1
    global free_acceleration_data1
    global angular_velocity_data1
    #Sensor 2
    global real_time_data2
    global timestamp_data2
    global euler_data2
    global free_acceleration_data2
    global angular_velocity_data2

    #Sensor 1
    real_time_data1 = []
    timestamp_data1 = []
    euler_data1 = [[], [], []]
    free_acceleration_data1 = [[], [], []]
    angular_velocity_data1 = [[], [], []]

    #Sensor 2
    real_time_data2 = []
    timestamp_data2 = []
    euler_data2 = [[], [], []]
    free_acceleration_data2 = [[], [], []]
    angular_velocity_data2 = [[], [], []]

    tiempo1 = 0
    tiempo2 = 0

    print("VARIABLES LIMPIAS")

async def start_read(client, sensor_id):
    global flag_notification
    flag_notification = 1
    print("Inicio de medición")
    await asyncio.sleep(5.0)
    await client.write_gatt_char(CHARACTERISTIC_CONTROL_UUID,
    bytearray([0x01, 0x01, 0x16]))
    #Inicio notificación

```

```

    await client.start_notify(CCHARACTERISTIC_READ_UUID, lambda sender,
data: notification_handler(sender, data, sensor_id))
    while flag_notification == 1:
        await asyncio.sleep(0.2)

async def stop_read(client, sensor_id):
    await client.write_gatt_char(CCHARACTERISTIC_CONTROL_UUID,
bytearray([0x01, 0x00, 0x16]))
    await client.stop_notify(CCHARACTERISTIC_READ_UUID)
    print("FINALIZANDO BUCLE")
    await save_csv(sensor_id)

async def disconnect(client):
    await client.disconnect()

async def save_csv(sensor_id):
    global name

    tiempo_en_segundos1 = [0.0]
    tiempo_en_segundos2 = [0.0]
    tiempo1_data = [0.0]
    tiempo2_data = [0.0]

    for i in range(1, len(timestamp_data1)):
        tiempo_en_segundos1.append((timestamp_data1[i] - timestamp_data1[i - 1])
/ 1000000.0)
    for i in range(1, len(timestamp_data2)):
        tiempo_en_segundos2.append((timestamp_data2[i] - timestamp_data2[i - 1])
/ 1000000.0)

    for i in range(1, len(tiempo_en_segundos1)):
        tiempo_anterior1 = tiempo1_data[i - 1]
        tiempo1_data.append(tiempo_en_segundos1[i] + tiempo_anterior1)
    for i in range(1, len(tiempo_en_segundos2)):
        tiempo_anterior2 = tiempo2_data[i - 1]
        tiempo2_data.append(tiempo_en_segundos2[i] + tiempo_anterior2)

#Dataframe
if sensor_id == "Sensor1":
    data_dict = {
        "Contador": real_time_data1,
        "Timestamp": timestamp_data1,
        "Tiempo segundos": tiempo1_data,
        "Euler_x": euler_data1[0],
        "Euler_y": euler_data1[1],
        "Euler_z": euler_data1[2],
        "FreeAcc_x": free_acceleration_data1[0],

```

```

        "FreeAcc_y": free_acceleration_data1[1],
        "FreeAcc_z": free_acceleration_data1[2],
        "AngularVel_x": angular_velocity_data1[0],
        "AngularVel_y": angular_velocity_data1[1],
        "AngularVel_z": angular_velocity_data1[2]
    }

    fecha = datetime.now()
    fecha_actual = datetime.strftime(fecha, '%d-%m-%Y')

    df = pd.DataFrame(data_dict)
    df.to_csv("C:/Users/duvan/Desktop/Visual/Bleak/Mediciones/datos_sensor
"+sensor_id+" "+name+" "+fecha_actual+".csv", index=False)
    print("Archivo guardado "+sensor_id)

elif sensor_id == "Sensor2":
    data_dict = {
        "Contador": real_time_data2,
        "Timestamp": timestamp_data2,
        "Tiempo segundos": tiempo2_data,
        "Euler_x": euler_data2[0],
        "Euler_y": euler_data2[1],
        "Euler_z": euler_data2[2],
        "FreeAcc_x": free_acceleration_data2[0],
        "FreeAcc_y": free_acceleration_data2[1],
        "FreeAcc_z": free_acceleration_data2[2],
        "AngularVel_x": angular_velocity_data2[0],
        "AngularVel_y": angular_velocity_data2[1],
        "AngularVel_z": angular_velocity_data2[2]
    }

    fecha = datetime.now()
    fecha_actual = datetime.strftime(fecha, '%d-%m-%Y')

    df = pd.DataFrame(data_dict)
    df.to_csv("C:/Users/duvan/Desktop/Visual/Bleak/Mediciones/datos_sensor
"+sensor_id+" "+name+" "+fecha_actual+".csv", index=False)
    print("Archivo guardado "+sensor_id)

async def name_csv():
    global flag_name
    global name_c

    while True:
        if flag_name == 1:
            name_c = input("Nombre: ")
            flag_name = 2

```

```

        break
    elif flag_name == 2:
        print(f"El nombre actual es: {name_c}")
        opcion = input(" ¿Desea cambiar el nombre? 1. Si - 2. No ")
        if opcion == "1":
            name_c = input("Nombre: ")
            break
        elif opcion == "2":
            break
    return name_c

async def files_csv():
    global archivo_seleccionado

    directorio = "C:/Users/duvan/Desktop/Visual/Bleak/Mediciones/"
    archivos_csv = glob(directorio + "*.csv")

    print("Archivos CSV en la carpeta:")
    for i, archivo in enumerate(archivos_csv, start=1):
        print(f"{i}: {archivo}")

    print("¿Desea seleccionar algún archivo?")
    print("1. Si")
    print("2. No")
    opcion = input("")
    while True:
        if opcion == "1":
            seleccion = int(input("Seleccione el número del archivo que desea: "))
            if 1 <= seleccion <= len(archivos_csv):
                archivo_seleccionado = archivos_csv[seleccion - 1]
                print(f"Ha seleccionado: {archivo_seleccionado}")
                break
            else:
                print("Número fuera de rango. Intente nuevamente.")
        elif opcion == "2":
            break
        else:
            print("Opción no valida.")

async def graph():
    df_gph = pd.read_csv(archivo_seleccionado)

    plt.plot(df_gph.iloc[:, 2], df_gph.iloc[:, 6], label = "Free Acceleration X")
    plt.plot(df_gph.iloc[:, 2], df_gph.iloc[:, 7], label = "Free Acceleration Y")
    plt.plot(df_gph.iloc[:, 2], df_gph.iloc[:, 8], label = "Free Acceleration Z")

    plt.title("Gráfico de Datos")

```

```

plt.xlabel("Tiempo")
plt.ylabel("Aceleración libre")
plt.legend()
plt.show()

async def main():
    global name
    global flag_notification
    global archivo_seleccionado

    conex1 = XSens_DOT_conex(SENSOR_MAC_ADDRESS1)
    conex2 = XSens_DOT_conex(SENSOR_MAC_ADDRESS2)

    await conex1.start()
    print(f"{conex1.client}")

    await conex2.start()
    print(f"{conex2.client}")

    while True:
        print("Menú:")

        print("1: Inicio de medición")
        print("2: Almacenar nombre")
        print("3: Enlistar archivos")
        print("4: Dataframe de archivo")
        print("5: Graficar")
        print("6: Salir")

        opcion = input("Seleccione una opción: ")

        if opcion == "1":
            if conex1.client.is_connected and conex2.client.is_connected():
                if flag_name == 2:
                    await clean_variables()
                    asyncio.gather(
                        start_read(conex1.client, "Sensor1"),
                        start_read(conex2.client, "Sensor2")
                    )
                user_input = await asyncio.to_thread(input)
                if user_input == "":
                    flag_notification = 2
                    await asyncio.gather(
                        stop_read(conex1.client, "Sensor1"),
                        stop_read(conex2.client, "Sensor2")
                    )

```

```

        else:
            print("No se ha asignado nombre al archivo")
        else:
            print("No está conectado al dispositivo.")

    elif opcion == "2":
        if not (conex1.client.is_connected and conex2.client.is_connected()):
            print("Primero debe conectar al dispositivo.")
        else:
            name = await name_csv()

    elif opcion == "3":
        if conex1.client.is_connected and conex2.client.is_connected():
            await files_csv()
        else:
            print("No está conectado al dispositivo.")

    elif opcion == "4":
        if archivo_seleccionado is None:
            print("Aún no se ha seleccionado un archivo")
        else:
            Dataframe_archivo_seleccionado = pd.read_csv(archivo_seleccionado)
            print(Dataframe_archivo_seleccionado)

    elif opcion == "5":
        if archivo_seleccionado is None:
            print("Aún no se ha seleccionado un archivo")
        else:
            await graph()

    elif opcion == "6":
        if conex1.client.is_connected and conex2.client.is_connected():
            await asyncio.gather(
                disconnect(conex1.client),
                disconnect(conex2.client)
            )
            break

    else:
        print("Opción no válida. Intente nuevamente.")

print("Saliendo del programa.")

if __name__ == "__main__":
    loop = asyncio.get_event_loop()
    loop.run_until_complete(main())

```

9.2. Plantilla protocolo

El anexo queda como archivo adjunto en formato PDF, titulado “Plantilla protocolo”.