



**Rediseño mecánico, montaje y caracterización metrológica de un
sistema inercial de captura de movimientos para aplicaciones
biomédicas**

Carlos Leonardo Domínguez Morales

Código 10562014739

Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica

Programa Ingeniería Biomédica

Universidad Antonio Nariño

Bogotá, Colombia

2022

Rediseño mecánico, montaje y caracterización metrológica de un sistema inercial de captura de movimientos para aplicaciones biomédicas

Carlos Leonardo Domínguez Morales

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

Ingeniero Biomédico

Director:

Ing. Sebastián Jaramillo Isaza Ph.D.

Codirector:

Ing. Andrés Ruiz Olaya Ph.D.

Líneas de Investigación:

. • Biomecánica. • Rehabilitación. • Bioinstrumentación

Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica

Programa Ingeniería Biomédica

Universidad Antonio Nariño

Bogotá, Colombia

2022

NOTA DE ACEPTACIÓN

El trabajo de grado titulado
Rediseño mecánico, montaje y caracterización metrológica de un sistema
inercial de captura de movimiento para aplicaciones biomédicas,
Cumple con los requisitos para optar
Al título de Ingeniero Biomédico

Firma del Tutor

Firma Jurado

Firma Jurado

Bogotá, 06 09 2022

NANKURINAISA

Agradecimientos

La vida y Dios me a premiado por poner en mi camino personas tan valiosas día a día, que con sus palabras precisas y consejos llenos de sabiduría han hecho de mí una mejor persona. Es por eso que quiero agradecerle en primer lugar a mis directores de trabajo de grado, al ingeniero Sebastián Jaramillo y al ingeniero Andrés Ruiz por creer en mí desde el inicio del proyecto. Agradecerles por su paciencia durante el desarrollo del mismo y sin duda alguna mi admiración total como personas y como docentes muchas gracias.

Agradezco especialmente a mi mamá por esos momentos difíciles en los cuales se preocupó por mi formación académica, por ese apoyo incondicional y por creer en mí, te amo má, a mi papá por su apoyo a lo largo de este proceso, a mi hermana por la complicidad y su compañía en momentos difíciles y sin duda alguna a mi tía Pilar, gracias por todo ese amor y ese apoyo desinteresado, sin ti no hubiera sido posible este resultado.

Agradezco a la ingeniera Alejandra Vargas infinitamente por sus palabras, su tiempo y el apoyo que recibí durante todo el proceso formativo, agradezco a la universidad Antonio Nariño por darme la oportunidad de finalizar mi proceso formativo como profesional sin dudad alguna me siento muy orgulloso de finalizar mi pregrado en tan prestigiosa universidad.

Y por último, quiero agradecerme a mí mismo, por la resiliencia demostrada en todo el proceso formativo a lo largo de este lindo proyecto y poder tener el título de ingeniero Biomédico que este sea uno logra más, soñando muchos más por realizar.

Contenido

Preliminares	IV
Resumen	12
Abstract	14
Capítulo 1. Introducción	16
1.1 Introducción	16
1.2 Estado del arte	17
1.3 Planteamiento del problema	21
1.4 Justificación	23
1.5 Objetivos	24
1.5.1 Objetivo general	24
1.5.2 Objetivos específicos	24
Capítulo 2. Marco Teórico y Legal	25
2. Marcha Humana	25
2.1.1 Fase de apoyo y Subdivisiones	27
2.1.2 Fase de balanceo y Subdivisiones	28
2.1.3 Línea del centro de gravedad	29
2.1.4 Protocolos de análisis de marcha	29
2.1.5 Determinantes de la marcha	31
2.2 Análisis cinemáticos del movimiento de rodilla	32
2.2.1 Movimiento en el plano sagital despegue del pie del suelo intervalo II	33
2.2.2 Movimiento en el plano sagital durante la fase de balanceo	34
2.3 Sensores inerciales	35
2.3.1 Componentes de un Sensor Inercial	35
2.3.2 Ángulos de Euler	36
2.3.3 Los Cuaterniones	36

2.3.4 Matriz de Rotación	37
2.4 Presentación de Amplitud Articular de la Rodilla	39
2.5 Metrología Biomédica	40
2.6 Marco Legal y Normativo	41
Capítulo 3. Diseño Metodológico	44
3. FASE 1	45
3.1.1 Alcance y definición de los requerimientos y especificaciones del sistema	45
3.1.2 Normatividad para la adquisición y pruebas con personas	48
3.2 FASE 2	49
3.2.1 Mecanizado y componentes del sistema	49
3.2.2 Definición de la ubicación de los marcadores en sensores inerciales	55
3.3 FASE 3	56
3.3.1 Validación del sistema inercial	56
3.3.2 Validación del sistema óptico	59
3.4 FASE 4	60
3.4.1 Adquisición de datos	60
3.4.2 Procesamiento de los datos adquiridos	61
3.4.1 Cálculo del error de los sistemas	61
3.4.2 Cálculo del ángulo relativo del brazo	62
3.4.3 Cálculo del ángulo relativo de la rodilla	62
3.4.4 Método comparativo	63
Capítulo 4. Resultados y Discusión	64
4. Resultados de evaluación de desempeño	64
4.1 Cálculo de parámetros cinemáticos (ROM) para brazo Robótico	64
4.1.1 Cálculo de parámetros cinemáticos (ROM) para articulación de la rodilla	66
4.1.2 Resultados de análisis de marcha usando sistema inercial	67
4.2 Discusión de resultados	71

Capítulo 5. Conclusiones	73
5. 1. Conclusiones	73
5.2. Trabajos Futuros	74
5.3. Recomendaciones	75
6. Bibliografía	76
ANEXOS	80

INDICE DE FIGURAS

Figura 1.	Sistema portable para el análisis funcional del movimiento	21
Figura 2.	Fase de apoyo y fase de balanceo	26
Figura 3.	Ciclo de marcha	26
Figura 4.	Componentes de la marcha	27
Figura 5.	fase de apoyo y Subdivisiones	28
Figura 6.	Subdivisiones de la fase balanceo	29
Figura 7.	Posicionamiento de marcadores	30
Figura 8.	Desplazamiento pélvico	31
Figura 9.	Análisis cinemático en rodilla	33
Figura 10.	Estudio cinemático de rodilla en el intervalo II de la marcha	34
Figura 11.	Representación gráfica de las articulaciones en intervalo III	35
Figura 12.	Definición de los ángulos de Euler (θ , φ , ψ)	36
Figura 13.	Movimientos articulares de extremidad inferior	39
Figura 14.	Sistema inercial existente	44
Figura 15.	Carcasa de sensor portable	46
Figura 16.	Prototipo de unidad de control en 3d	46
Figura 17.	Vistas de la unidad de control	47
Figura 18.	Unidad de control actual vs la anterior	48
Figura 19.	Sensor inercial	49
Figura 20.	Conexión sensores	50
Figura 21.	Tarjeta Shield	50
Figura 22.	Tarjeta de desarrollo ChipKit Max32	51
Figura 23.	El módulo de recepción	53

Figura 24.	Batería de litio	53
Figura 25.	Posicionamiento de marcadores y IMUS	55
Figura 26.	Interfaz de inicio del sistema	56
Figura 27.	Reconocimiento de los sensores	57
Figura 28.	Flexión de brazo robótico	58
Figura 29.	Interfaz de trabajo en Kinovea	59
Figura 30.	Grafica de ángulos de la rodilla en una marcha de 1 segundo	60
Figura 31.	Flexo - extensión de rodilla basada en la literatura	62
Figura 32.	Ciclo de marcha lenta	68
Figura 33.	Ciclo de marcha moderada	69
Figura 34.	Ciclo de marcha rápida	70
Figura 35.	Vista superior: Carcasa Sensor	81
Figura 36.	Vista lateral derecha: Carcasa completa de sensor	82
Figura 37.	Vista superior: Unidad de control	82
Figura 38.	Vista lateral derecha: Unidad de control	83
Figura 39.	Vista Frontal: Unidad de control	83
Figura 40.	Unidad de control versión actual VS versión anterior	84
Figura 41.	Dimensión de cambios en la unidad de control	84
Figura 42.	Tiempo de los ciclos de Rodilla marcha lenta	85
Figura 43.	Tiempo de los ciclos Rodilla marcha moderada	85
Figura 44.	Tiempo de los ciclos Marcha Rápida	86
Figura 45.	Angulo de la rodilla	86
Figura 46.	Posicion de hiperextensión	86
Figura 47.	Fase apoyo	87
Figura 48.	Fase plantar medio	88
Figura 49.	Propulsion del despegue	88
Figura 50.	Fase balanceo aceleración	88
Figura 51.	Fase deceleración	89

INDICE DE TABLAS

Tabla 1.	Análisis cinemático de rodilla intervalo I	32
Tabla 2.	Análisis cinemático en rodilla intervalo II	33
Tabla 3.	Análisis cinemático en intervalo III	34
Tabla 4.	Ventajas y desventajas del sistema inercial	37
Tabla 5.	Normatividad vigente	42
Tabla 6.	Conexión de pines a las tarjetas	52
Tabla 7.	Indicadores al inicializar el sistema	54
Tabla 8.	Tabla de calibración	58
Tabla 9.	Incertidumbres en sistema IMU en brazo robótico	65
Tabla 10.	Incertidumbres en sistema óptico en brazo robótico	65
Tabla 11.	Datos de marcha con sistema óptico	66
Tabla 12.	Datos de marcha con sistema inercial	67

INDICE DE ECUACIONES

1. Ecuación diferencial que describe el comportamiento algebraico del filtro	61
1.2 Ecuación para el cálculo del error de los sistemas	61
1.3 Ecuación para el cálculo del ángulo relativo del brazo	62
1.4 Ecuación para el cálculo del ángulo relativo de la rodilla	62

RESUMEN

En el presente documento describe el desarrollo de un dispositivo para la captura de movimiento de 5 sensores inercial portables, con una unidad de control, la cual tiene en su interior dos tarjetas, una tarjeta Cheild de comunicación inalámbrica y otra de desarrollo Chit kit, para apoyar las áreas de biomecánica y rehabilitación en el estudio de marcha humana. Para el desarrollo del prototipo se presentaron conceptos de marcha humana y protocolos de captura como el de Davis, entre otros. Con la información teórica recolectada, se implementó un circuito electrónico con dos tarjetas y cinco sensores inerciales, teniendo en cuenta el prototipo previamente construido en el laboratorio de ingeniería de rehabilitación. Se realiza el diseño de carcasas para ser impresas por medio de la técnica de impresión 3D, buscando personalizar el dispositivo, garantizando la ergonomía de la unidad de control y la portabilidad de los sensores inerciales, además se seleccionó un material de alta resistencia a fuertes impactos para prevenir el dispositivo de posibles caídas y evitar rupturas o afectaciones en sus tarjetas y sensores inerciales.

Una vez implementado todo el mecanizado de los diferentes componentes, se realizaron las pruebas de usabilidad, para realizar la calibración del sistema, buscando un funcionamiento adecuado, para proceder hacer estudios de análisis de movimiento “características de marcha humana” específicamente la cinemática de la rodilla. Se determinaron cuatro factores de marcha, marcha lenta, marcha moderada, marcha rápida y un trote leve donde la velocidad de la caminadora incrementaba de acuerdo al rango a analizar. Teniendo en cuenta lo indicado anteriormente, se pudo evidenciar y documentar el funcionamiento de la captura, transmisión y visualización de los 5 sensores inerciales. De esta manera se pudo comprobar que el sistema implementado cumple con los requerimientos funcionales y fundamentales en la captura de movimientos en la posición angular de rodilla derecha en plano sagital. El dispositivo dispone de características de bajo costo obteniendo un sistema portable, lo que hace del equipo un prototipo ideal para estudiantes de ingeniería biomédica y profesiones afines, donde puedan desarrollar proyectos en espacios no especializados con diferentes enfoques académicos.

La implementación del dispositivo y el análisis de marcha pudo determinar diferencias entre el sistema óptico e inercial, determinando que los sistemas ópticos cuentan con un mayor grado de fiabilidad en la captura de datos. Así mismo, se analizó el comportamiento cinemático de la rodilla en la fase de apoyo y balanceo, en promedio se obtuvo un error mayor a 24.3° (RMSE) para marcha rápida en rodilla derecha en movimiento de flexo extensión lo cual, es alto el cualquier dispositivo de captura de movimientos. En este estudio se determinó la flexión máxima y el ángulo relativo con respecto al sistema óptico fue de 5° a una frecuencia angular de 5 rad/seg, "velocidad lenta" lo cual determina el desplazamiento del segmento del brazo de codo y muñeca. Este rango en comparación con lo informado por Roetenberg es razonable quien demostró que la integración de datos del giroscopio al cabo de los 10 minutos genera ruido, causando alteraciones notables en la calibración de cualquier dispositivo.

Palabras Clave: Marcha humana, sensores inerciales, sistema óptico, cinemática, impresión 3D, multiplexor, ergonomía

ABSTRACT.

This document shows the development of a device for capturing the movement of 5 portable inertial sensors, with a control unit, which has two cards inside, an Arduino Cheild type card for wireless communication and a Chit kit data card to support the concepts of biomechanics and rehabilitation in the study of human gait. For the development of the prototype, human gait concepts and capture protocols such as Davis, among others, were presented. With the theoretical information collected, an electronic machining was performed, taking into account a prototype already established in the rehabilitation laboratory. The design of casings to be printed by means of the 3D printing technique was carried out to make the device an ergonomic device, a material of high resistance to strong impacts was selected thinking about possible falls and to avoid breakages and affectations to the inertial sensors.

Once all the machining of the different components was implemented, component tests were carried out to calibrate the system, looking for optimal performance, to proceed with motion analysis studies "characteristics of human gait" specifically the kinematics of the knee, four gait factors were determined, slow gait, moderate gait, fast gait and a light jog, the speed of the treadmill increased according to the range analyzed. Taking into account the above, it was possible to demonstrate and document the operation of the capture, transmission and visualization of the 5 inertial sensors. In this way it was possible to verify that the implemented system meets the fundamental functional requirements, the capture of the angular position of the knee in the sagittal plane. The device has low cost and portable characteristics, which makes the device an ideal prototype for different engineering students to carry out projects in non-specialized spaces and with different academic approaches.

The implementation of the device and the gait analysis were able to determine differences between two optical and inertial systems, determining that the optical systems have a higher degree of confidence in data capture. Likewise, the kinematic behavior of the knee in the support and swing phase was analyzed, on average an error of approximately 24.3° (RMSE) was obtained for the knee in flexo-extension movement, which is high in any capture device. of movements.

The implementation of the device and the gait analysis were able to determine differences between two optical and inertial systems, determining that the optical systems have a higher degree of confidence in data capture. Likewise, the kinematic behavior of the knee in the support and swing phase was analyzed, on average an error of approximately 24.3° (RMSE) was obtained for the knee in flexo-extension movement, which is high in any capture device. of movements. In this study, it will be prolonged through maximum flexion and the relative angle with respect to the optical system was 5° at an angular frequency of 5 rad/sec, "slow speed" which determines the displacement of the elbow and wrist segment of the arm. Compared to what Roetenberg reported, this range is reasonable for those who believe that the integration of gyroscope data after 10 minutes generates noise and causes notable alterations in the calibration of any device.

Keywords: Human gait, inertial sensors, optical system, kinematics, 3D printing, multiplexer, ergonomics.

Capítulo 1. Introducción

1.1 INTRODUCCIÓN

En los últimos años, se ha evidenciado avances tecnológicos y científicos en diferentes áreas de estudios aplicados al comportamiento cinemático del cuerpo humano, en donde se ha presentado una evolución tecnológica en sistemas de medida, capaces de realizar adquisición de datos, permitiendo el análisis cinemático en el cuerpo humano en condiciones casi reales sin restricciones, en disciplinas como medicina, rehabilitación, el deporte, la industria, inclusive en puestos de trabajo, entre otras, en donde cada disciplina demanda un uso de registros goniométricos de las distintas articulaciones que por lo general son obtenidas mediante protocolos con movimientos dinámicos.[1] Estos registros proveen información primordial que ayudan a tener un proceso de rehabilitación exitoso, de acuerdo al seguimiento de alguna condición patológica o como método de algún tratamiento.

Los sistemas de referencia inerciales utilizan sensores (normalmente acelerómetros, giroscopios y magnetómetros en tres ejes ortogonales) que almacenan información como, aceleración, velocidad angular, evidenciando una gran ventaja frente a otras tecnologías, dado que no se necesitan dispositivos externos ni unidades estacionarias, como receptores o cámaras para la obtención de datos,[2] como en el caso de los sistemas ópticos que están articulados a una serie de marcadores especiales con ambientes controlados y mecanismos que cuenta con transmisores de alto impacto económico al momento de ser adquiridos.

Es por ello que una de las principales problemáticas del uso de tecnologías diferentes a las inerciales, como lo son los sistemas infrarrojos o sistemas optoelectrónicos, además de su alto costo de adquisición, es el no poder llegar a lugares donde por temas de desplazamiento o distancias, los pacientes o sujetos de estudio no tengan la posibilidad de poder hacer pruebas de

manera remota, como si lo podría proporcionar un sistema inercial, sin embargo, hay que reconocer que estas tecnologías presentan un alto grado de precisión en los diferentes estudios relacionados con el análisis cinemático en el ser humano y sus procesos de calibración altamente rigurosos que garantizan la obtención de los registros cinemáticos. Un sistema (IMU) o Unidades de Medición Inercial que integre componentes electromecánicos, permite desarrollar diversas aplicaciones biomédicas, con la particularidad que el costo para implementar este sistema es muy bajo en comparación a las tecnologías mencionadas, la reducción en tamaño de los sensores, la portabilidad del sistema y el no depender de ambientes controlados facilita los estudios relacionados al momento de medir variables cinemáticas del cuerpo humano. Cabe destacar que la orientación que brinda el sensor (IMU) se puede generar con sistemas de referencia locales con cada uno de los sensores o realizar estudios de movimiento que permita conocer la ubicación del sujeto a estudiar, bajo un método de coordenadas globales, garantizando una caracterización metrológica del dispositivo. [3]

Este trabajo de grado se enfoca en el desarrollo de un prototipo con caracterización metrológica para un sistema inercial de captura de movimientos para aplicaciones biomédicas, haciendo uso de unidades de medición inercial (IMUs), el cual este guiado con profesionales en electrónica y biomecánica. De esta manera, basado en desarrollos previos por la facultad FIMEB, este proyecto tiene varios componentes de trabajo, como un rediseño ergonómico del sistema, mejorando en la componente mecánica, realizando una caracterización metrológica junto con una validación del sistema mediante un análisis cinemático de acuerdo a los determinantes de la marcha en especial al comportamiento de la rodilla derecha. De esta manera, el trabajo de grado hace parte de las líneas de investigación en biomecánica, rehabilitación y bioinstrumentación.

1.2 ESTADO DEL ARTE

La necesidad de caracterizar el movimiento humano normal y patológico ha llevado a los investigadores a desarrollar nuevos sistemas de seguimiento riguroso. Estos sistemas deben ser precisos, discretos y adecuados para la monitorización continua durante largos periodos mientras los sujetos realizan sus actividades diarias normales. Para superar muchas de las limitaciones asociadas a las técnicas convencionales de medición del movimiento se ha trabajado con unidades de medida inercial, los cuales son dispositivos que integran giróscopos y acelerómetros. La información suministrada por una IMU es utilizada para identificar la orientación del sistema, y para el cálculo de variables cinemáticas como la aceleración lineal y la velocidad angular correspondiente a cada uno de los ejes ortogonales del sistema, adicionalmente con esta información se pueden medir ángulos de diferentes segmentos adyacentes usando aproximaciones matemáticas como los ángulos de Euler o los cuaternios [2]. Este tipo de tecnologías desarrolladas para la medición de variables cinemáticas son utilizadas en áreas de medicina, biomecánica, rehabilitación, robótica, entre otras. K. Correa. y F. Velasco. [4], mencionan que el uso de sensores inerciales en aplicaciones médicas, es un campo en auge debido a las ventajas que este tipo de sensores presentan y a las características de estos sensores,

la mayor parte de aplicaciones en medicina envuelven medición de movimiento en tareas tales como rehabilitación, diagnóstico, entre otras. Tras años de evolución tecnológica se han desarrollado herramientas orientadas a la terapia y rehabilitación de extremidades superiores y una aplicación de tecnología de sensores inalámbricos en robótica de rehabilitación. Tal como lo presenta en el trabajo reportado por M. A. Frisoli, C. A. Cifuentes, A. Frizzera, A. Santiago, y A. A. Braidot [5], con un diseño basado en unidades de medición inercial que comunica con una Red ZigBee, que permite obtener variables biomecánicas del cuerpo humano, como medidas angulares de extremidades superiores, los autores analizaron diversas pruebas con sujetos, realizando un gesto para alcanzar y agarrar un objeto y obtener sus coordenadas en el espacio 3D, aumentando el proceso de evaluación del sistema con videografía de modo simultáneo. En el ámbito biomecánico son múltiples los desarrollos en este campo. En el año 2013 un grupo de investigadores propuso un sistema que integra la rehabilitación física con tecnologías de captura de movimiento humano e informático, como lo muestra M. C. Cuervo, A. F. R. Olaya, y R. M. G. en telefisioterapia[6].

En este mismo trabajo realizaron la evaluación del error de orientación de un sistema de sensores inerciales para el estudio de los distintos movimientos del cuerpo humano, como en escenarios de estática y dinámica. En particular, la prueba fue realizada para cuantificar la sensibilidad y el error en la orientación de la dirección y velocidad de rotación del sistema. La captura de movimiento es una técnica ampliamente usada en la biomecánica, particularmente para aplicaciones en animación digital, deportes, análisis clínicos, rehabilitación físico motora, investigaciones, entre otras. Para la captura de variables asociadas al movimiento como la trayectoria, la velocidad y aceleración se suele utilizar un sistema basado en cámaras de video e infrarrojos llamado por sus siglas en inglés sistema MOCAP (Motion Capture System) y en la actualidad los sistemas de captura (MOCAP), han logrado que en las últimas dos décadas, estos sistemas sean perfeccionados para el registro y reconocimiento de los movimientos humanos a altas resoluciones espaciales y temporales.

Estos datos de captura de los movimientos resultantes se manipulan para el análisis de los diferentes movimientos humanos en otras áreas como lo son, la ciencia del deporte y datos biométricos de individualización (sujeto o persona), y para resumir series de movimiento equilibradas en la animación por ordenador apoyadas en datos. Los cuales permiten el registro del movimiento de cada parte del cuerpo, para remitir a un procedimiento informático y crear una simulación de movimientos humanos en el computador [6]. Estas tecnologías para la captura de movimiento cuentan con un proceso de grabación de una acción o movimiento, que se convierte en términos matemáticos mediante el seguimiento de una sucesión de puntos en el espacio a través del tiempo y el acoplamiento de ellos para obtener una única representación en tres dimensiones. Como se evidencia en [2]. Donde se pudo evidenciar que se enfocó en realizar una evaluación a través del uso de sensores inerciales, las diferencias en variabilidad de la amplitud en las extremidades superiores e inferiores en condiciones de flexión y extensión, fueron evaluadas aplicando dos métodos de adquisición una óptica y la segunda en captura por

medio de sensores inerciales, llegando a la conclusión que los sistemas ópticos tiene la ventaja de que la información recogida es más precisa pero, la principal ventaja de usar sistemas inerciales es que estos son de bajo costo, la exactitud es razonablemente buena y se puede usar en entornos ambulatorios y en la academia estos métodos son muy comunes a investigar. Por ejemplo, en la facultad FIMEB de la Universidad Antonio Nariño sede Bogotá, el programa de ingeniería biomédica y el grupo de investigación de Bioingeniería, desarrollaron hace algunos años un sistema de registro de información cinemática basado en unidades de medida inercial, analizando la marcha humana y la validación del mismo, el sistema utilizado se basó en IMU y se comparó con un sistema de captura óptico para obtener datos cinemáticos articulares en la marcha, obteniendo como resultado un sistema basado en IMU de bajo costo para la monitorización de ángulos en articulaciones. Tal como se destaca en el trabajo J. J. Castañeda, A. F. Ruiz, C. N. Lara, y F. Z. Roldán [7], mencionando que para los sistemas MoCap basados en unidades inerciales es de especial importancia realizar una caracterización que incluya diversas pruebas que permitan cuantificar diferentes características de la marcha y poder realizar una evaluación metrológica con especificaciones de operación del sistema. En este orden de ideas, el trabajo realizado por L. Contreras, B. Lopez y J. Jimenez [8], menciona que los resultados de la caracterización realizada, donde proporcionaron un valor promedio de error absoluto de $0,348^\circ$ en estática y en dinámica de $1,532^\circ$, con un porcentaje de error relativo en estática de 2,5% y en dinámica de 2.2%. Los valores obtenidos de repetibilidad (r) y reproducibilidad (R), muestra que el sistema presenta proximidad de concordancia entre las mediciones. Llegando a la conclusión y comprobando que tiene fiabilidad el uso del equipo; Por consiguiente, se pudo desatacar que el sistema implementado fue adecuado y óptimo para pruebas en sujetos.

De igual manera, Favre et al. [9] integraron los datos de velocidad angular y corrigieron las estimaciones de los ángulos basándose en las restricciones anatómicas conocidas de las articulaciones y en los datos de inclinación de los acelerómetros durante períodos estáticos [9]. Luinge et al. [10] utilizaron restricciones físicas en el codo para medir la orientación del antebrazo en relación con la parte superior del brazo [10,11]. En donde minimizaron el error alrededor del eje vertical utilizando la articulación del codo, que no permite el movimiento de abducción/aducción. Aunque informaron de una mejora en la estimación del error medio de orientación fue del 20%. Mientras tanto, Cooper et al. [12] también utilizaron restricciones biomecánicas para estimar la flexión/extensión de la articulación de la rodilla con 2 IMU con acelerómetros triaxiales y giroscopios fijados al muslo y la rodilla [12].

El rendimiento del algoritmo se evaluó con datos obtenidos de 7 sujetos sanos durante la marcha y una marcha rápida en periodos de 5 minutos. El error medio de medición osciló entre $0,7^\circ$ para la marcha lenta y $3,4^\circ$ para la marcha rápida [12]. En otros estudios relacionados, se utilizaron sistemas con acelerómetros, giroscopios y magnetómetros para medir la orientación de diferentes segmentos del cuerpo [13,14]. Se utilizaron acelerómetros y giroscopios para estimar la inclinación y la orientación. Bachmann et al [15] investigaron el efecto de la perturbación magnética en la precisión de los sistemas de seguimiento de la orientación y observaron errores

que oscilaban entre 12° y 16° [15]. Yun et al. presentaron un algoritmo simplificado para la estimación de la orientación utilizando únicamente acelerómetros y mediciones del campo magnético [16]. El sistema, que no contaba con giroscopio, solo era adecuado para el seguimiento de movimientos lentos, como lo demostraron en su trabajo Cutti et al [17] donde utilizaron datos inerciales y magnéticos para medir la cinemática del brazo en un sujeto que realizaba tareas que implicaban movimientos de una sola articulación del hombro y el codo y obtuvieron un $RMSE \leq 3,6^\circ$ [17]. Sin embargo, en otros estudios relacionados con el uso de sensores inerciales, combinaron modelos cinemáticos diseñados para el control de brazos robóticos con métodos de espacio de estados para estimar los ángulos de las articulaciones humanas utilizando dos unidades de medición inercial portátiles. Cada IMU consistía en giroscopios triaxiales y acelerómetros, donde utilizaron el filtro de Kalman no perfeccionado (UKF) para estimar los ángulos de las articulaciones de hombro y codo de ocho sujetos que presentaban en la articulación una preexistencia, donde se realizó un movimiento con el brazo durante un tiempo de 2 minutos. Y en comparación con los ángulos obtenidos a partir de un sistema de referencia óptico, obtuvieron un error angular RMSE de menos de 8° . Aunque los errores entre las estimaciones de los ángulos ópticos e inerciales son mínimos, algunos de estos errores podrían atribuirse a que los marcadores se movieron independientemente unos de otros, especialmente durante los movimientos rápidos [18].

Sin embargo, se evidencia que los modelos para realizar estudios biomecánicos basados en sensores inerciales cuentan con diferentes propósitos dentro del ámbito comercial, buscando llevar el análisis de movimiento a un campo más evolucionado, tal como lo menciona [19], donde mediante un traje de captura de movimiento Xsens MVN, el cual cuenta con un sistema de captura de movimiento humano de cuerpo completo, basado en un sistema inercial en miniatura de última generación mediante el uso de sensores inerciales con modelos biomecánicos y algoritmos de fusión entre sensores. El sistema MVN no necesita cámaras, emisores o marcadores externos. Por lo tanto, puede ser utilizado en espacios exteriores poco convencionales, como en espacios cerrados para determinar un ejercicio específico o determinar una posición a evaluar, además no hay restricciones en cuanto a la iluminación y no sufre problemas de oclusión o marcadores faltantes. Actualmente, es el único con esta tecnología de captura de movimiento ‘sensor y traje’ y lo innovador es que realiza la captura de cualquier tipo de movimiento, incluyendo acciones rápidas como correr, saltar o acciones lentas como gatear, caminar y giros completos del cuerpo humano [19].

El sistema es único en su línea para estimar la orientación y la posición de los segmentos corporales o cambios por integración de señales de giroscopio y acelerómetro que se actualizan continuamente mediante el uso de un modelo biomecánico basado en el cuerpo humano. El sistema se ejecuta en tiempo real con una frecuencia máxima para todas las variables cinemáticas de 120 Hz, El software permite que el usuario pueda observar, registrar y exportar fácilmente los movimientos en 3D y consta de 17 sensores y el sensor inercial que utiliza cuenta con una unidad de medición magnética y comprende giroscopios 3D, Acelerómetros 3D y magnetómetros 3D,

maneja una comunicación inalámbrica con el sistema de cómputo. Los sensores y cables están integrados en un traje de licra y el peso total del sistema (incluidas 8 pilas AA) es 1,9 kg. [19] En este ámbito comercial y científico se observa gran interés en desarrollar nuevos dispositivos cada vez con un alto grado tecnológico buscando certificar que la toma de medidas del movimiento humano sean precisas y fiables, como los sistemas desarrollados por la compañía BtsBioengineering con su producto G-Walk el cual fue desarrollado con un sistema inercial inalámbrico para la evaluación funcional de movimiento, con un sensor inercial que es colocado a un paciente permitiendo realizar exámenes clínicos como el Timed UP and Go y en 6 minutos walking test y obtener en tiempo mínimo de las variables cuantificadas primordiales de marcha, en condiciones dinámicas. [20] Con este dispositivo G-WALK se obtienen al instante información fundamental para un respectivo análisis clínico del paciente. Las pruebas son de fácil uso y adaptación para el paciente y los resultados son comparables de manera inmediata con el rango de normalidad. Los protocolos que están asociados al sistema brindan la posibilidad de hacer estudios íntegros y detallados de las primordiales pruebas clínicas.



Figura 1. Sistema portable para el análisis funcional del movimiento[20].

1.3 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Actualmente, en el mercado existen tecnologías de alta precisión basados en videografía y sistemas dedicados a la captura y análisis del movimiento humano enfocados al área de la salud, la rehabilitación, la fisioterapia o en el área deportiva. Sin embargo, los costos asociados a dichos sistemas dificultan la accesibilidad a dichas herramientas y a la masificación de su uso. Adicionalmente estas tecnologías presentan otro tipo de limitaciones en cuanto a su movilidad y portabilidad. La mayoría de estos sistemas deben ser instalados de forma fija en laboratorios o centros de investigación, lo que termina por convertirse en un impedimento para aplicaciones de campo o para situaciones donde los sujetos de medición o pacientes no pueden ser trasladados a las ubicaciones de dichos sistemas. Los sensores inerciales o unidad de medición inercial (IMU) son una serie de dispositivos capaces de medir la posición, la amplitud de movimiento, la aceleración lineal y la velocidad angular; siendo útiles en el área de la salud para cuantificar los

parámetros requeridos en la estimación de la actitud/orientación y valoración objetiva del movimiento corporal humano. Sin embargo, los sistemas de medición inercial presentan un rendimiento más bajo en cuanto a funcionalidad respecto a los sistemas ópticos como lo describe [2] y existen condiciones operativas que puede cambiar según la rapidez del movimiento a registrar. Por lo tanto, las especificaciones funcionales y de medición deben conocerse para identificar la fiabilidad de las mediciones proporcionadas por un sistema de medición inercial. Actualmente la Universidad Antonio Nariño cuenta con un sistema de captura de movimiento basado en 5 sensores inerciales, el cual es muy robusto en sus dimensiones, siendo poco ergonómico al momento de adaptar el sistema al cuerpo humano y cuenta con una autonomía limitada en operación constante menor a 2 horas. Su unidad de control tiene una dimensión física que dificulta el movimiento natural al momento de la adquisición de datos y la geometría de su carcasa no es de fácil ajuste al sujeto. Finalmente, el sistema solo ha sido evaluado para movimientos lentos.

Es por ello que, pese a ser un sistema funcional requiere de una mejora en la componente mecánica, que permita mejorar características de usabilidad y de su diseño a fin de ser más ergonómico y funcional en la adquisición de los datos. Además, requiere incorporar modularidad en la conexión con los sensores inerciales, el sistema necesita un rediseño mecánico. En primer lugar, la elaboración del modelo mecánico de las cajas tanto para sensores como para la unidad de control, la fabricación aditiva con el método de 3D con el objetivo de ajustar el modelo a la medida del sensor inercial y a la medida de la unidad de control, mejorando la ergonomía del sistema, dentro de este rediseño se implementarán elementos electrónicos que permitan que sea completamente modular, de esta manera se mejorara la usabilidad y la fiabilidad será mayor que la actual. Finalmente, la autonomía del sistema se incrementará mediante la adaptación de una batería de mayor capacidad.

¿Cuál es la fiabilidad y la exactitud de medición de un sistema de captura de movimiento de relativo bajo costo, basado en sensores inerciales aplicado a estudios biomédicos, de un estudio de marcha?

1.4 JUSTIFICACIÓN

Dentro de las diferentes líneas de trabajo en ingeniería biomédica se tienen múltiples áreas de interés, algunas de ellas son los campos de la biomecánica y la rehabilitación. Estos campos integran conocimientos de diferentes áreas a la investigación y el análisis del movimiento del cuerpo humano, especializándose en ramas de estudio para la salud, el deporte, la industria, entre otras. Estas investigaciones orientadas a los movimientos usan registros y mediciones de diferentes articulaciones donde en lo habitual son obtenidos durante estudios de movimientos dinámicos. Estos datos proporcionan información que ayudan al diagnóstico de una patología, la mejora de una acción o una rehabilitación exitosa. Es por ello que, bajo el conocimiento del funcionamiento y el uso de diversas funciones de los sensores inerciales IMU y como herramientas de relativo “bajo costo” que permiten la captura, registro y análisis de diversos movimientos, se propone rediseñar un sistema inercial, con el fin de potencializar un sistema ya existente y que permita movimientos en espacios no especializados (laboratorios), buscando mejorar la confiabilidad de los resultados obtenidos sin afectar los movimientos naturales, evitando interferencias en la toma de datos ya que en un sistema tan robusto como el actual y poco ergonómico impide al sujeto ejecutar los movimientos de manera libre y natural durante la captura de los datos. Por consiguiente, el propósito de este proyecto nace de la necesidad de mejorar la componente mecánica de un sistema ya existente, que tenga la capacidad de intervenir lo menos posible en el movimiento natural de la persona y que la estructura del dispositivo sea de fácil ajuste para proporcionar parámetros fiables relacionados al momento de realizar estudios de marcha como caminar, correr o saltar, es decir, en condiciones dinámicas.

Para ello es necesario rediseñar el sistema en su estructura, buscando que sea ergonómica bajo la fabricación aditiva con el método de impresión 3D, con un material basado en resina de alto impacto para prevenir rupturas de posibles caídas, serán 5 sensores inerciales con una estructura independiente y modular para cada uno de ellos y de un tamaño menor al actual. Adicionalmente se aumentará el rango de duración de batería para hacerlo más autónomo por el rango superior a 5 horas productivas. Con esto se busca obtener un sistema completamente portable, modular, ergonómico de fácil manejo, práctico y económico, esto hace que este proyecto tenga una gran ventaja contra otras tecnologías de medición de variables cinemáticas. Es así como esta propuesta se convierte en una oportunidad para mejorar el sistema inercial actual de la Universidad Antonio Nariño sede Bogotá. Buscando mejorar su usabilidad, autonomía y ergonomía para facilitar su uso y la identificación de nuevas aplicaciones en el ámbito no solo de la investigación sino también en las funciones académicas.

1.5 OBJETIVOS

1.5.1 OBJETIVO GENERAL

Realizar el rediseño mecánico, el montaje y la caracterización metrológica de un sistema inercial de captura de movimiento, mejorando la precisión en el proceso de adquisición de datos para aplicaciones biomédicas.

1.5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Construir las componentes mecánicas del sistema, mediante producción aditiva con el método de impresión 3D, para un sistema completamente modular.
- Realizar el montaje electrónico y mecánico del prototipo de un sistema de captura de movimiento basado en 5 sensores inerciales.
- Cuantificar los parámetros metrológicos calculando error absoluto, error relativo, repetibilidad y reproducibilidad para el sistema implementado.
- Definir un protocolo de medida de la marcha, evaluando el sistema en un análisis cinemático de marcha.

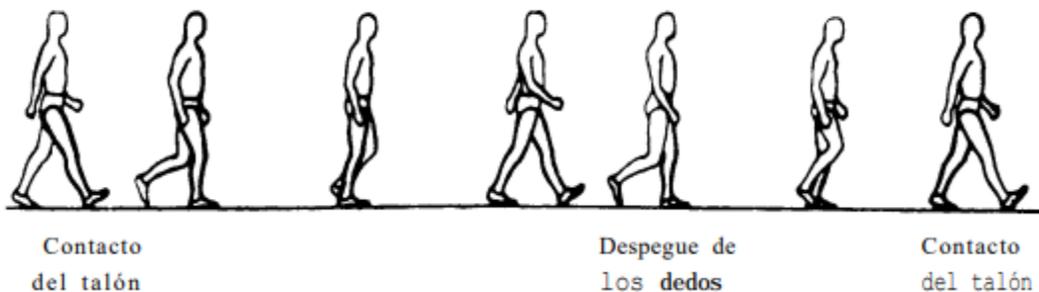
Capítulo 2. Marco Teórico y Legal

2. Marcha Humana.

La locomoción bípeda o marcha, es descrita como una tarea funcional que demanda interacciones con un nivel alto respecto al grado de coordinación que existe entre la mayoría de las articulaciones del cuerpo humano, especialmente si se habla de las extremidades inferiores [21]. El movimiento o locomoción humana, con parámetros normales, la detallan como una secuencia de movimientos rítmicos o que alternan las extremidades y el tronco dispone de un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad. La marcha humana la describen algunos autores en expresiones de periodos y fases que constituyen un ciclo de marcha, esto quiere decir que, el periodo de tiempo en el que suceden acciones consecutivas alternas y desiguales, suele utilizarse el contacto inicial de un pie para indicar su inicio y culminación [22].

Actualmente, se pudo contar con múltiples estudios en relación a la marcha humana lo cual implica trabajar con herramientas que permite evaluar y diagnosticar patologías neuro músculo esqueléticas, ya sean transitorias, permanentes, locales o generales. Se define como marcha normal o ciclo normal al período de tiempo de un evento, usualmente contacto inicial de un pie hasta la subsecuente ocurrencia del mismo pie, esto es comúnmente representado de 0 a 100% del ciclo de marcha. Cada secuencia de acción de un miembro (llamado ciclo de marcha) incluye un período de carga de peso (estancia) y un intervalo de traslado del cuerpo (oscilación) Fig1. Durante el ciclo de marcha normal el 60% del tiempo es ocupado por la fase de apoyo y el 40% restante por la fase de balanceo.

Figura 2. Fase de apoyo y fase de balanceo



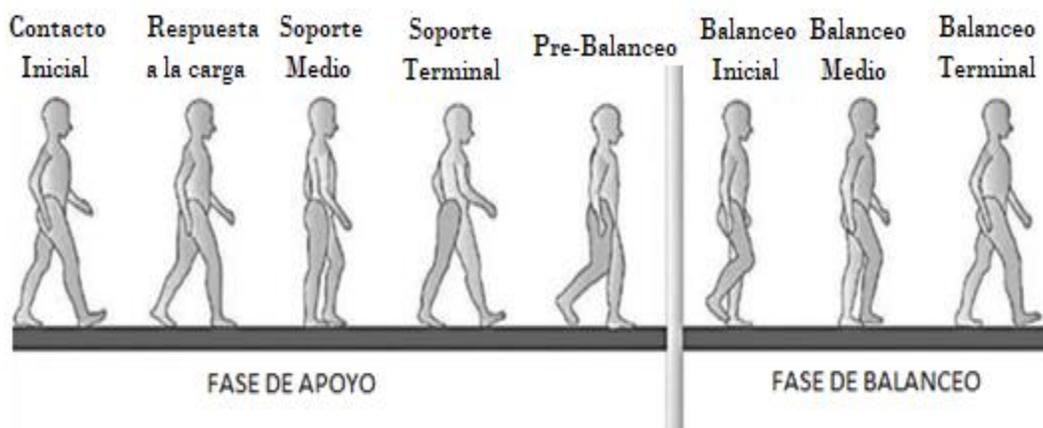
Fuente: descripción de las fases, marcha humana. Tomado de [21].

El tiempo relativo empleado durante cada fase del ciclo en la marcha, a velocidad promedio normal, es:

1. En la fase de apoyo: describe un mayor porcentaje con un 60% del ciclo.
2. En la fase de balanceo: asocia el restante que es de un 40% del ciclo.

La descripción en el ciclo de marcha varía dependiendo del autor [7] emplea como guía. El ciclo de marcha que la divide en dos periodos: Soporte y balanceo.

Figura 3. Ciclo de marcha

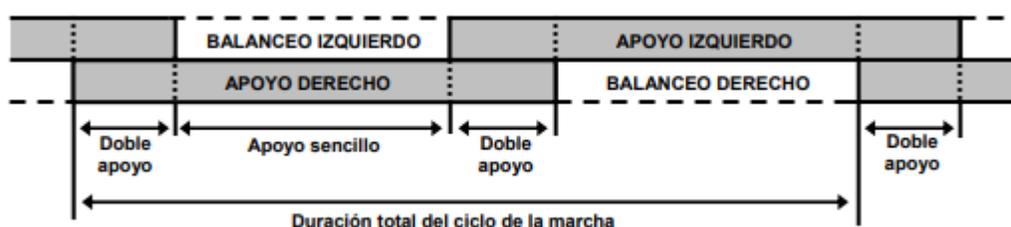


Fuente: Serie de movimientos, rítmicos de las extremidades y del tronco. Tomado de [23]

Fase de apoyo: Se define como el periodo de tiempo en el que dura el apoyo plantar en contacto con el suelo, proporcionando que la carga corporal se transfiera de una extremidad a otra generando un avance sobre el apoyo plantar de soporte, establece el 60% o 62% del ciclo total. [22].

Fase de balanceo: Se establece como el tiempo durante el cual una de las extremidades inferiores se eleva y oscila en el aire para avanzar hacia adelante, establece el 40% o 38% del ciclo. [22] Dentro de los componentes de la marcha también se registra el apoyo sencillo, lo cual describe el tiempo cuando un solo pie toca la superficie. No obstante, el período de doble apoyo se desarrolla cuando ambos pies entran en contacto con la superficie en un mismo momento. Lo cual significa que para la relación del pie durante la menor cantidad de tiempo, la primera parte de la fase de bipedestación o apoyo, mientras que para el pie opuesto, también estará en contacto con el suelo (Fig. 4). La ausencia de una etapa de soporte dual caracteriza la carrera y la marcha [22].

Figura 4. Componentes de la marcha.



Fuente: Representación de los principales componentes de la marcha. Tomado de [23].

En cualquier marcha normal con el incremento de la velocidad existe un incremento limitado en el tiempo que se gasta en la fase de balanceo, y con la reducción de la velocidad una relativa disminución. Mientras que en la duración del doble apoyo disminuye conforme aumenta la velocidad de la marcha.

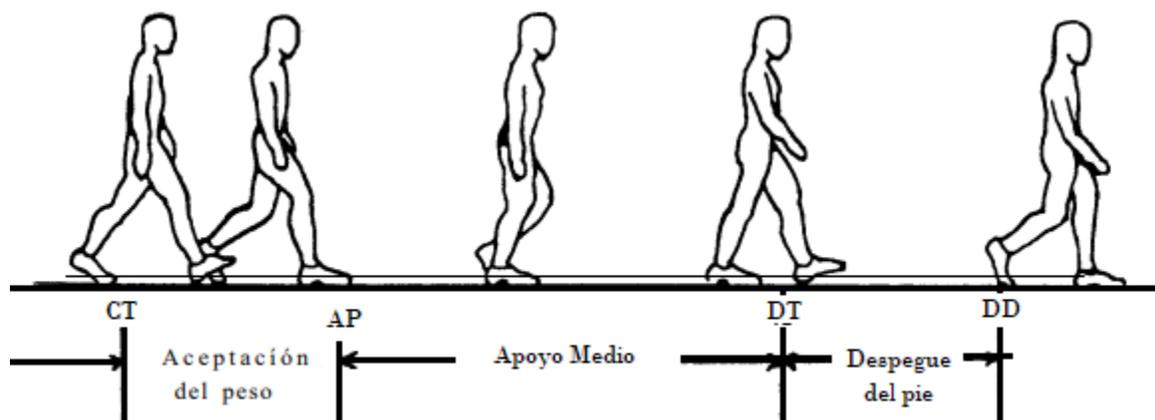
2.1.1 Fase de apoyo y Subdivisiones.

En la literatura algunos autores indican cinco momentos de gran importancia al subdividir la fase de apoyo:

- *Primer contacto del talón*, menciona el preciso momento en que el talón de la extremidad inferior realiza un primer contacto con el suelo.
- *Apoyo plantar*, describe el momento en el cual se realiza el contacto de la parte anterior del pie con la superficie plana.
- *Apoyo medio*, se hace referencia a este apoyo siempre y cuando se analice el apoyo medio desde un plano sagital y ocurre cuando el trocánter mayor se alinea de manera vertical con el centro del pie.
- *Elevación del talón*, ocurre en el momento preciso de elevación del talón de la superficie plana.

Despegue del pie, sucede de manera taxativa, al momento en que los dedos del pie se elevan totalmente del suelo. Durante la fase de apoyo también se puede dividir mediante distancias y términos en cuanto a la aceptación del peso, apoyo medio y despegue. Estas distancias de aceptación del peso dan inicio con el contacto del talón y finaliza con el apoyo plantar. Esta distancia de apoyo medio inicia con el apoyo plantar y finaliza mediante la elevación del talón al despegue del mismo. El inicio se prolonga desde el ascenso de los dedos ver (fig. 5). [24]

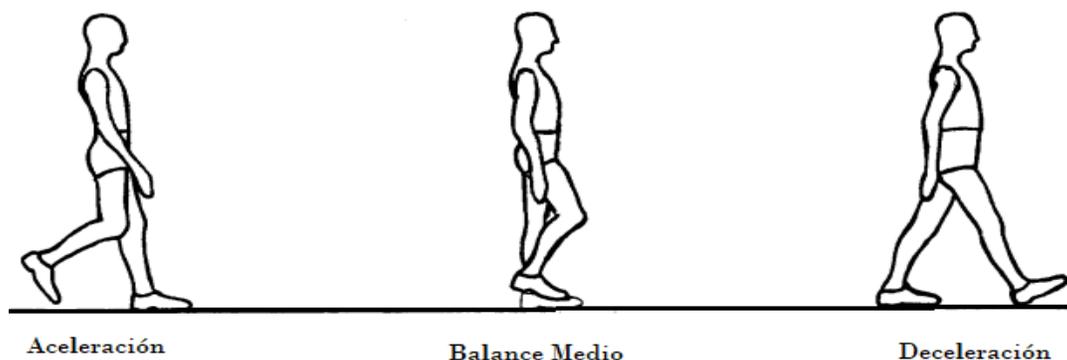
Figura 5. fase de apoyo y Subdivisiones



Fuente: Estructura temporal, subdivisión de la fase de apoyo. Tomado de [23]

2.1.2 Fase de balanceo y Subdivisiones.

En la literatura, la fase de balanceo la describen en tres momentos o intervalos donde se describen los siguientes términos: Aceleración, balanceo medio y deceleración. Cada una de estas etapas representa alrededor de un tercio de la fase descrita. La primera etapa, se describe como etapa de aceleración, se caracteriza por una rápida aceleración del extremo de la pierna y de manera casi inmediata posterior de que los dedos dejan de estar sobre la superficie de apoyo. En el tiempo que transcurre el tercio medio de la fase de balanceo, ese tiempo o momento del balanceo medio, la pierna balanceada sobrepasa a la otra pierna, generando un movimiento hacia adelante, ya que está en etapa o fase de apoyo. El tercio final de la etapa de balanceo se define por la deceleración de la pierna que está en movimiento y rápidamente cuando se acerca al final del momento o intervalo descrito desde el inicio de esta fase (fig.6). [24]

Figura 6. Subdivisiones de la fase balanceo

Fuente: Descripción de la subdivisión en relación a la aceleración, balance medio y deceleración. Tomado de [23].

2.1.3 Línea del centro de gravedad.

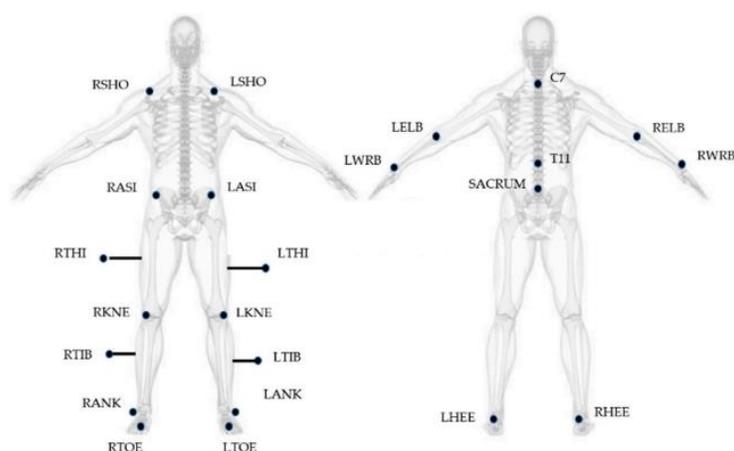
La literatura muestra que, en las leyes de la mecánica, la mínima disipación de energía se obtiene cuando un cuerpo se direcciona en línea recta, sin que el centro de gravedad presente alguna desviación, en cualquier dirección. Esta tendencia genera una recta en el patrón de marcha normal, si las extremidades inferiores culminaran con un grado alto de asimetría, pero como este factor no ocurre, el eje central de gravedad del cuerpo se aleja de esta recta, pero para preservar la energía, el desplazamiento debe mantenerse a un nivel óptimo. En la marcha normal el centro de gravedad presenta movimientos en dos direcciones arriba y abajo, de forma sincrónica, generando un movimiento hacia adelante. El momento máximo se ocasiona cuando la extremidad que tiene a cargo el peso máximo está en el centro de su etapa o fase de apoyo, mientras que el punto mínimo ocurre en el momento del doble apoyo, cuando los dos pies entran en contacto con la superficie. [24] Cabe aclarar que el desplazamiento vertical difiere mucho entre hombre y mujer dado que la cadera de la mujer presenta una morfología fisionómica diferente a la del hombre.

2.1.4 Protocolos de análisis de marcha.

Cuando se establecen protocolos para el análisis de marcha se pretende valorar la funcionalidad a través del estudio detallado de todos y cada uno de los movimientos que están involucrados al momento de estudiar de forma precisa los parámetros del ciclo de la marcha, un protocolo que integre diversas pruebas permite un informe detallado sobre el estado del paciente. Uno de los aspectos con mayor fiabilidad en la recopilación de datos durante el proceso de adquisición en los análisis mediante videogrametría, es el protocolo de ubicación de los marcadores que son utilizados mediante un sistema de detección con mayor facilidad en los puntos anatómicos. Para la colocación de los marcadores se ha determinado algunos de los protocolos, los más conocidos en el mercado de análisis de movimiento son Newington, Gage, Davis, Helen Hayes, Kadaba o

el modelo VCM (Vicon Clinical Manager) [25]. Entre los protocolos mencionados, el protocolo Davis tiene ventajas en cuanto a posicionamiento de marcadores lo brinda fiabilidad al momento de realizar los respectivos análisis de marcha humana[26,27]. Este protocolo es útil ya que se implementa para que los diferentes marcadores sean ubicados en puntos anatómicos con elevaciones óseas como es el caso del acromion, la pelvis, la primera vértebra sacra, los calcáneos, la cabeza del peroné, entre otros. En diferentes estudios se utilizan también marcadores situados en la mitad del muslo derecho e izquierdo y la mitad de la pierna derecha e izquierda por medio de una banda elástica. Estos marcadores reflectivos, son colocados sobre las elevaciones óseas o prendas de vestir en los puntos anteriormente mencionados [28].

Figura 7. Posicionamiento de marcadores



Fuente: Protocolo Davis tomado de [29]

La ubicación de los marcadores es un punto esencial para lograr movimientos con mayor precisión para que la prueba y los movimientos sean lo más natural posible, sin embargo como todo protocolo existen desventajas y son evidentes una de ellas y la más reiterativa es la pérdida del posicionamiento del marcador ya que se corre el riesgo que en movimientos rápidos y bruscos se pueda generar alguna perturbación y en la adquisición de datos se presentarían alteraciones los cuales llevarían a repetir la prueba que se esté desarrollando [30]. Otras investigaciones han arrojado análisis con una similitud entre los en estudios donde los marcadores fueron ubicados directamente en la piel frente a estudios donde los marcadores fueron ubicados en telas elásticas, y han reportado errores relativos 70% en rotación interna y externa, 63% en aducción-abducción y del 21% en movimientos de flexo-extensión, cabe aclarar que los desplazamientos dependen del movimiento que se realice [30]. Se ha confirmado con investigaciones adicionales que en el plano transversal es donde ocurre la mayor inestabilidad, seguido por el frontal, y en el plano sagital no es tan relevante [31,32].

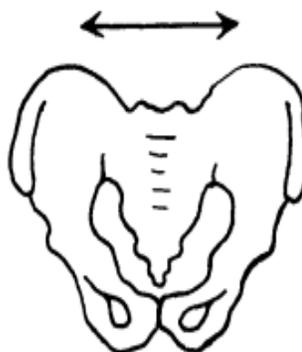
Para equilibrar este inconveniente, se propone implementar arreglos en los protocolos en los marcadores situados en las superficies solidas o componentes de estas redes con marcadores individuales [30]. De esta manera se contribuye a que la precisión sea más eficaz, ya que los movimientos de los marcadores no son independientes [30].

2.1.5 Determinantes de la marcha

La Marcha produce desplazamientos y todo desplazamiento requiere un gasto de energía. Si los desplazamientos verticales y laterales se requerirá un menor gasto energético. Los determinantes de la marcha son mecanismos que obtienen varios aspectos a tener en cuenta.

- *Rotación pélvica (horizontal)*: En este determinante se eleva el cuerpo en su punto más bajo dentro del ciclo de marcha, la pelvis realiza un giro hacia el frente en relación al plano horizontal, cerca de 8 a 10 grados de extensión, en cuanto a la fase de balanceo. Este comportamiento de marcha normal permite un paso levemente más prolongado, sin reducir el centro de gravedad [23].
- El segundo mecanismo de la pelvis sucede en el plano frontal y radica en una inclinación pélvica hacia el lado de la extremidad oscilante. El rango del movimiento es cercano a 5° y favorece a reducir el desplazamiento vertical del centro de gravedad en 5mm. respecto al protocolo teórico [23].
- *Caída contra lateral de la pelvis*: En este determinante se considera que el cuerpo baja en su punto más alto dentro del ciclo de marcha. Esto ocurre cuando el peso se transfiere de una pierna a la otra y se produce una desviación de la pelvis y el tronco hacia el lado donde el centro de gravedad del cuerpo es mayor sobre él, mientras que el movimiento hacia el lado antes de que aumente rítmicamente y cae hacia abajo, pero también se balancea de un lado a otro. El desplazamiento total de este movimiento horizontal es 5 cm. Como se puede observar en la (Fig. 8), los movimientos horizontales del centro de gravedad se dan cuando cada extremo está en el fulcro central y la línea del centro de gravedad también en este caso[23].

Figura 8. Desplazamiento pélvico



- *Flexión de la rodilla en la fase de apoyo:* En este determinante, el cuerpo baja en su punto más alto dentro del ciclo de marcha. Seguidamente después de golpear los talones, inicia realizar la flexión de rodillas y continua hasta el comienzo de la fase de apoyo alcanzado que la flexión sea de unos 18-20 grados. Esta característica de marcha regular suaviza el centro de gravedad y reduce el desplazamiento hacia arriba a medida que el cuerpo se mueve con el apoyo del pie. [23].

2.2 Análisis cinemáticos del movimiento de rodilla

En el análisis de marcha, el cuerpo humano es modelado como un sistema mecánico de segmentos anatómicos unidos entre sí por las articulaciones, en el análisis de marcha se hace uso de la cinemática angular y los movimientos en el plano sagital entre:

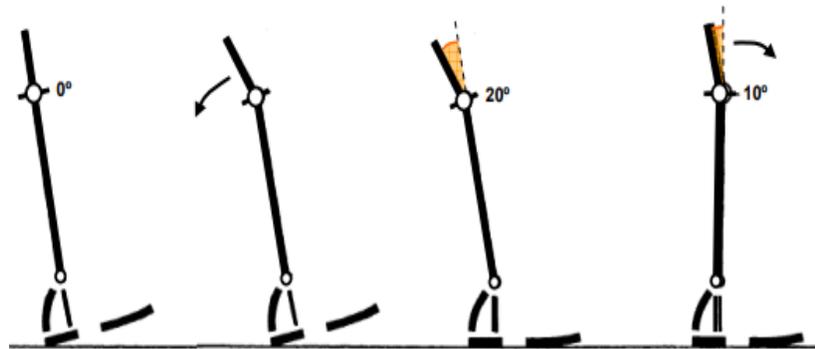
A) Análisis cinemático en rodilla ver fig. 9.

Tabla 1. Análisis cinemático de rodilla intervalo I

Inmediatamente antes de que el talón contacte con el suelo.	➤ La rodilla se encuentra en una extensión completa.
A la par con el contacto del talón.	➤ La articulación inicia la flexión y persiste flexionando hasta que la planta del pie está completamente plana sobre la superficie.
Seguidamente de haber logrado la ubicación plana del pie.	➤ La rodilla está alrededor de haber alcanzado la postura a 20 grados de flexión e inicia el movimiento de extensión.
En el apoyo medio.	➤ La rodilla está alrededor de 10 grados de flexión y persiste en un movimiento hacia la extensión.

Fuente: Relación del análisis de la cinemática de la rodilla al momento de realizar la marcha.
Tomado de [23]

Figura 9. Análisis cinemático en rodilla



Fuente: Estudio cinemático de rodilla intervalo I. Tomado de [23]

2.2.1 Movimiento en el plano sagital entre apoyo medio y despegue del pie del suelo intervalo II.

A) Análisis cinemático de rodilla intervalo II ver fig. 10.

Tabla 2. Análisis cinemático en rodilla intervalo II

En el apoyo medio.	➤ La articulación de la rodilla se encuentra en 10 grados de flexión aproximadamente. Generando una extensión.
Inmediatamente antes de que el talón pierda contacto con el suelo.	➤ La rodilla tiene 4 grados de extensión completa.
Entre el despegue del talón y el de los dedos.	➤ La articulación de la rodilla se desplaza de casi una completa extensión a unos 40 grados de flexión.

Fuente: Estudio cinemático de rodilla antes de que el talón contacte con el suelo y después de haber alcanzado la posición plana del pie.

Figura 10. Estudio cinemático de rodilla en el intervalo II de la marcha



Fuente: Representación gráfica cinemático de rodilla en intervalo II de la marcha. Tomado de [23].

2.2.2 Movimiento en el plano sagital durante la fase de balanceo

Describe el movimiento de las articulaciones en el plano sagital en la etapa de balanceo.

A) Análisis cinemático en intervalo III ver fig. 11

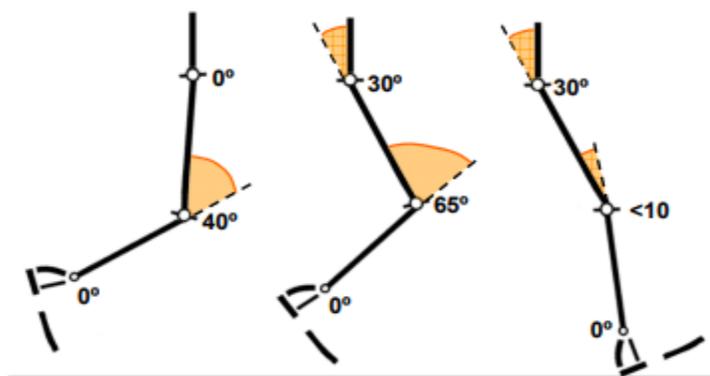
Tabla 3. Análisis cinemático en intervalo III

RODILLA	
Despegue del pie y la parte media de la etapa de balanceo.	<ul style="list-style-type: none"> ➤ La rodilla se flexiona desde la posición inicial de aproximadamente 40 grados hasta el ángulo máximo de flexión de poco más de 65 grados. El movimiento del cuádriceps ayuda a prevenir una elevación excesiva del talón y también ayuda a acelerar la pierna hacia adelante.
Durante la fase media de balanceo y el contacto del talón con la superficie plana.	<ul style="list-style-type: none"> ➤ La rodilla está completamente extendida al final del giro. Trabajar los músculos isquiotibiales durante la última parte de este período ayuda

	<p>a disminuir la rotación del pie hacia adelante y ayuda a controlar la posición del pie a medida que se acerca al suelo.</p>
--	--

Fuente: Descripción del estudio de las articulaciones en el intervalo III. Tomado de [23]

Figura 11. Representación gráfica de las articulaciones en intervalo III.



Fuente: Descripción grafica de las articulaciones en el intervalo III .Tomado de [23]

2.3 Sensores inerciales

En la últimos década, las unidades de medición inercial han desarrollado herramientas importantes y ampliamente utilizada en diferentes campos de estudio, ya sea en industria, ergonomía, biomecánica, animación y realidad virtual, por nombrar algunas. [33] En el estudio del movimiento, se ha integrado el uso de este tipo de sensores como medio alternativo para superar las restricciones de otros sistemas tipo MoCap [34]. Los sensores inerciales se caracterizan por su tamaño dado que son pequeños, portables, de bajo costo, de fácil configuración y admite una adquisición de datos libre de cámaras. La facilidad de estos sistemas en cuanto a la ubicación de varios sensores en diferentes segmentos del cuerpo que permiten estudiar y evaluar el movimiento dentro o fuera de un ambientes controlados o especializados, logrando hacer un registro de datos continuo mientras un individuo realiza actividades diarias en cualquier ambiente por un periodo prolongado de tiempo [34].

2.3.1 Componentes de un Sensor Inercial

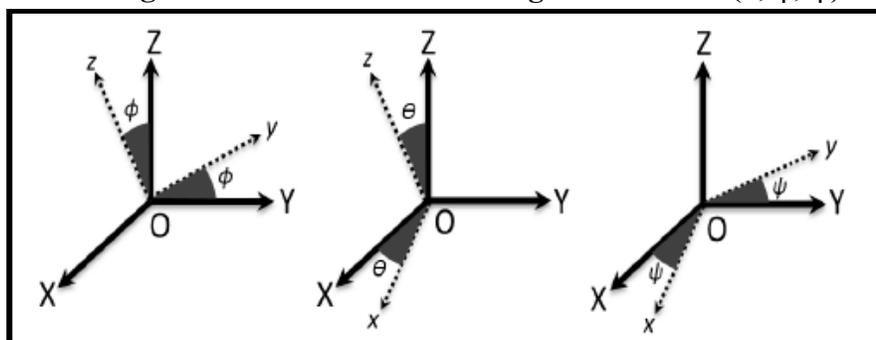
Una IMU se compone de un acelerómetro y un giroscopio, aunque no está limitada solo a eso, y es posible incluir magnetómetros, brindando una medición completa de orientación relativa a la orientación de la gravedad y al campo magnético de la tierra. Las IMUs evalúan la aceleración, la velocidad angular y el vector del campo magnético en su propio sistema de coordenadas

locales tridimensionales. Con la calibración adecuada, los ejes de estos sistemas de coordenadas locales representando una base ortonormal que por lo general está alineada con la carcasa exterior del sensor. Además de las señales de medición inerciales nombradas, algunos dispositivos comerciales integran algoritmos que facilitan las estimaciones de la orientación del sensor con relación a un sistema de coordenadas fijo global. Esta orientación se puede representar mediante ángulos de Euler, un cuaternión o una matriz de rotación [33].

2.3.2 Ángulos de Euler

Se define como una orientación o combinación de giros mediante tres ejes angulares X, Y, Z, que principalmente brindan una ubicación adecuada en tres dimensiones, sirven para especificar la orientación de un sistema de referencia ortogonal normalmente móvil respecto a otros sistemas normalmente ortogonales fijos, se conocen hasta 12 tipos de representación, las letras usadas en los tres ejes de la representación deben ser leídas de izquierda a derecha. Implican una serie de rotaciones consecutivas sobre el sistema de referencia, cuando se usa esta representación. De esta manera se puede definir también los ángulos de Euler son descritos como tres ángulos que representan mediante la orientación ubicación de un cuerpo rígido, y la manera más común para poder describir un movimiento se citara un ejemplo en un brazo robótico mediante el teorema de rotación de Euler, lo cual indica que cualquier combinación puede ser descrita en tres rotaciones seguidas una de la otra. Por ejemplo, la Fig. 12 describe una serie de rotaciones que cambia la ubicación del cuerpo a partir del sistema de coordenadas sistema de coordenadas (θ, ϕ, ψ) también son catalogados como ángulos de pitch, roll, y yaw.[7]

Figura 12. Definición de los ángulos de Euler (θ, ϕ, ψ).



Fuente: tomado de [7]

2.3.3 Los Cuaterniones

Son números complejos, de rango 4, usados ampliamente como parámetros de representación de ubicación de cuerpos rígidos. Pertenecen a una matriz de 4×4 formado en una parte escalar s y una parte vectorial \mathbf{v} . Basado en el teorema de Euler, la parte vectorial es el eje de rotación normalizado y la parte escalar se basa en el ángulo de rotación [33]. Es decir, un cuaternión es

una matriz de cuatro elementos, que permite describir las rotaciones en el espacio tridimensional; por ese motivo se utilizan en gráficos por ordenador, robótica y permite un ahorro en la capacidad de almacenamiento de los cálculos matemáticos (multiplicación, rotación inversa o adición) computacionalmente menos complejos comparados con una matriz de rotación de 3×3 . Otra ventaja que resalta en el uso de cuaterniones, es que en aplicaciones de IMU, es el cálculo de la posición del sistema local de coordenadas gracias a la información entregada por el giroscopio de forma directa [33]. Por lo tanto, el cálculo y el ajuste de la posición están influenciados por errores de medición, fiabilidad de calibración del sensor y ruido, lo que produce un resultado que involucra la posición y lo que se conoce estadísticamente como (error acumulativo lineal) [32]. Por lo tanto, los investigadores implementaron diversos algoritmos que ajustan la información del giroscopio, acelerómetro y magnetómetro con el único objetivo de controlar de una mejor manera los errores que están asociados. Cabe mencionar que los IMUs contienen un filtro de ángulos cuaternarios desarrollado por Madgwick [34] y los algoritmos que usan o se basan en el filtro Kalman [35] buscan mejorar la calidad de la información entregada por IMUs en el cálculo de posición y poder expresar datos cinemáticos. Se han desarrollado diferentes técnicas, una de las más utilizadas es que el sujeto mantenga una posición neutral de pie con los brazos relajados a los costados [33].

2.3.4 Matriz de Rotación

Representa una rotación de un sistema de referencia en el plano fijo X, Y, Z , en este caso cuando se genera la rotación se generara nuevos espacios de referencia, manteniendo un comportamiento característico en un eje dependiendo de la configuración del eje, esto con el fin de garantizar que los otros dos ejes estén alineados, en el momento en que esto ocurre de manera inmediata se obtendrá una matriz de referencia de 3×3 y desde el punto de vista algebraico en concreto tanto sus columnas como sus filas siempre son vectores unitarios, además son ortogonales entre sí por tanto el producto escalar va ser 0, su determinante siempre va ser 1 y la inversa va ser fácil de calcular porque es igual a su transpuesta y por tanto una matriz de rotación inversa en realidad está representando un giro en sentido contrario.

Tabla 4. Ventajas y desventajas del sistema inercial

VENTAJAS	DESVENTAJAS
<ul style="list-style-type: none"> • Determinan velocidad, aceleración, posición y eje de giro. • No usa cámaras ni marcadores. 	<ul style="list-style-type: none"> • Presenta error en la operación que relaciona la derivada de integración, lo cual quiere decir que los errores se pueden acumular.

<ul style="list-style-type: none"> • Costo reducido en comparación a otros sistemas mocap. • Es un sistema portátil. • Fácil de poner y usar. • No genera interferencia en el movimiento del paciente. • Buena respuesta en frecuencia. • No requiere muchos sensores para dar una medición correcta. 	<ul style="list-style-type: none"> • No es posible medir traslaciones globales. • Sensibles a cambios en los campos magnéticos. (Aquellos que tienen magnetómetros)
---	---

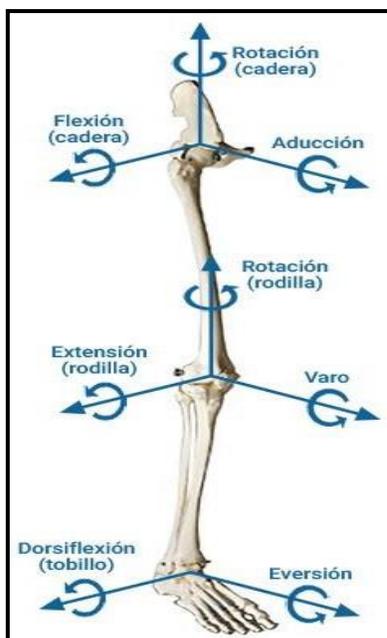
Fuente: Descripción de las diferentes tecnologías para el uso de medición de la marcha. Tomado de [2]

En cuanto a la instrumentación de los sensores inerciales, presentan una particularidad importante frente a otras tecnologías y es la compatibilidad con una serie de dispositivos que ofrecen diversas alternativas a la hora de ser utilizados, las nuevas tecnologías cuentan con tarjetas que son configurables a estos sensores permitiendo procesar información y en algunos casos estos sensores trabajan de manera independiente a una unidad de control y tienen con un consumo de corriente mínimo del orden de los 950 μA , todo depende del fabricante, lo que los hace fuertes en el uso de aplicaciones médicas. En medicina deportiva, brinda múltiples variables como altura máxima y mínima de las extremidades inferiores, cantidad de pasos en determinado tiempo, en el tronco el grado de inclinación al momento de generar un movimiento técnico, velocidades y cadencia. y con ciertos parámetros permite detectar comportamientos inusuales en la actividad deportiva, y gracias a estos sensores brindan información que permite perfeccionar un movimiento optimizando el gasto energético del atleta, si hablamos de instrumentación de sensores en el campo de rehabilitación podemos traer a colación todas las aplicaciones que sirven como herramientas para el diagnóstico y seguimiento de pacientes que presenten algún trastorno no solo en la marcha también en el equilibrio. Esto quiere decir que dependiendo de la tecnología del sensor se puede lograr una instrumentación inalámbrica o alámbrica eliminando posibles alteraciones al movimiento natural que otros sistemas más robustos logran causar. Es por ello que gracias a la instrumentación de los sensores inerciales y la variedad de usos que brindan, no solo en la medicina sino también en la industria, garantizan que con el paso de los años evolucionan e influyen en desarrollos y patrones de medida con alto impacto a la sociedad, brindando soluciones de manera casi inmediata.

2.4 Presentación de Amplitud Articular de la Rodilla

La articulación de la rodilla, o articulación femorotibial, incorpora la unión entre la pierna con el fémur y cuenta con tres segmentos óseos como superficies articulares, la rodilla cuenta con dos movimientos principales, los cuales son flexión y extensión, a los cuales deben añadirse movimientos de rotación y de inclinación laterales (varo-valgo) que son muy limitados. La flexión y extensión son desplazamientos por los cuales la cara posterior de la pierna se acerca a la cara posterior del muslo, en el primer caso, y se separa de la misma en el segundo [35,36]. El desplazamiento ascendente del pie es parte de la sinergia flexora primitiva, lo cual indica, que aquella que acompaña la flexión de la cadera y rodilla. Además, el movimiento del pie hacia abajo es parte de la sinergia extensora de la extremidad. Por eso, la literatura la denomina plantarflexión al desplazamiento que incrementa el ángulo existente de la parte dorsal del pie, tibia y dorsiflexión al desplazamiento inverso, en el que la parte dorsal se aproxima a la tibia [37]. El contacto originario del talón en la marcha sucede con el tobillo en posición neutral (0°), lo que es seguido por el arco inicial de plantarflexión. Al inicio del apoyo medio, la articulación presenta un cambio a una dorsiflexión, y se prolonga hasta la primera mitad del apoyo final, pero cabe aclarar que esta posición se mantiene hasta el final de la fase de apoyo simple. Posteriormente, en el inicio del apoyo doble, se provoca una abrupta plantarflexión logrando un máximo de $20^\circ - 30^\circ$ al finalizar la fase de apoyo. Al ascender los dedos, el tobillo adopta una posición neutral de 0° que se conserva durante la fase de balanceo [37]. Donde se involucra movimientos articulares de la extremidad completa como se observa en la fig. 13.

Figura 13. Movimientos articulares de extremidad inferior.



Fuente: . Comportamiento de articulaciones del miembro inferior en el plano sagital durante la marcha. Tomado de [35].

En el Anexo A, se muestra un esquema del ciclo de marcha con los pertinentes ángulos de rodilla en el plano sagital de cada fase y curvas angulares normales asociadas.

2.5 Metrología Biomédica

La metrología es denominada por muchas fuentes literarias como la ciencia de las mediciones, en función a aplicaciones o estudios relacionados con medidas teóricas y prácticas, la metrología biomédica hace parte del área de la metrología industrial. Lo cual indica que es el área especializada de la metrología en garantizar y estudiar todas las mediciones relacionadas con señales emitidas por dispositivos médicos, por magnitudes físicas, químicas, biológicas o señales que son generadas por el propio cuerpo. Así mismo, se encarga de garantizar que todos los equipos médicos que tengan intervención directa e indirecta con el cuerpo humano se encuentren con los estándares de calidad exigidos por las entidades internacionales y nacionales para garantizar cualquier evento adverso en donde se involucre un ser humano. De esta manera exige a los fabricantes que cumplan con los rangos exigidos a nivel mundial, brindando seguridad en los resultados y garantizar un diagnóstico a seguir.[38]

Vocabulario Internacional De Metrología.

Los definen a nivel mundial para dictar conceptos en el área metrológico, fundamentalmente se conocerán como:

- *Magnitud*: Se define como la característica de un fenómeno, que tiene un cuerpo o sustancia que puede indicarse con un valor o referencia de manera cuantitativa
- *Medición*: Es todo aquel proceso realizado por medio de ensayos de tipo experimental sin importar el número que sean, donde se pueden atribuir valores expresados bajo una magnitud.
- *Incertidumbre*: Se define como un parámetro positivo que proporciona como característica una dispersión en sus valores atribuidos a una magnitud que quiere ser medible, desde información previamente conocida.
- *Calibración*: Es todo proceso en donde se conocen unas condiciones específicas, donde se establecen relaciones entre valores, incertidumbres o magnitudes asociadas a un patrón de medida bajo condiciones controladas y certificadas. Obteniendo como resultado valor en magnitud
- *Trazabilidad*: Se define como un atributo de un resultado de medición por el cual un resultado de medición puede vincularse a una referencia a través de una serie continua y documentada de calibraciones, cada una de las cuales contribuye a la incertidumbre de cualquier medición realizada.

- *Repetibilidad*: Capacidad de volver a una misma ubicación donde se ha realizado una misma condición. Es una propiedad básica que requieran sin número de repetición continuas en diferentes actividades. El origen de la baja repetibilidad puede ser problemas mecánicos en la transmisión, ataques, ranas, tarde.
- *Exactitud*: Se define como el grado de concordancia entre el valor teórico o valor de referencia y el valor experimental, es decir, que un dispositivo es exacto si las medidas realizadas con él son todas muy próximas al valor de referencia de la magnitud medida.
- *Fiabilidad*: Se refiere al número de veces con la que un método o proceso mide cualquier tipo de ensayo experimental y de acuerdo al resultado si es muy cercano a las mediciones anteriores, la medida dada por el dispositivo puede considerarse fiable.

2.6 Marco Legal y Normativo

En el marco legal la constitución de Colombia de 1991, propone y estipula deberes y derechos para garantizar los principios fundamentales para una sociedad, para ello se han organizado entidades ministeriales con el fin de construir, garantizar y delegar funciones con el fin de garantizar el cumplimiento de lo establecido en la constitución. Bajo el concepto de universalidad se han establecido una serie leyes, decretos, agendas, en el ministerio de salud y protección social con el fin de cumplir las normas científicas y administrativas para todo proceso investigativo desarrollado en el área de la salud. Por ende el ministro de salud y protección social en el ejercicio y sus atribuciones de carácter legítimo y mediante el decreto 2164 de 1992 con su respectiva ley 10 de 1990, propone que toda aquella entidad que realice técnicas, métodos, estudios entre otras, en temas relacionados con el sector salud debe regir su proceso bajo la resolución de 8430 de 1993 y debe hacerla cumplir taxativamente, con base en las políticas decretadas en el país Colombia y de acuerdo al artículo 5 del capítulo 1 de la Resolución 8430 del 4 de octubre de 1993 del Ministerio de Salud de Colombia (actualmente Ministerio de Salud y Protección Social) relacionando todos con los aspectos éticos de la investigación en seres humanos, en este trabajo de grado predomina el criterio del respeto a la dignidad, protección de los derechos y el bienestar humano.[39]

Tabla 5. Normatividad vigente

TIPO DE LEY	ESTABLECE
Resolución número 8430 de 1993	<p style="text-align: center;">LA INVESTIGACION EN SERES HUMANOS.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Capítulo I <p>ARTICULO 5. Sin importante en los procesos de estudio en el que el ser humano sea participe, se tendrá que prevalecer criterios éticos para la no vulneración de los derechos a su bienestar.</p> <p>ARTICULO 6. Toda investigación en seres humanos se tendrá que desarrollar con principio éticos que justifiquen los principios científicos. Los cuales tendrán vinculados consentimientos sin excepción alguna.</p> <p>ARTICULO 8. En las diferentes investigaciones que se realicen con seres humanos se conservara total privacidad tanto del sujeto y sus datos como la del estudio realizado.</p> <p>ARTICULO 10. Los investigadores o el encargado de los estudios a practicar, deberá tener conocimiento de los riesgos a los cuales expone al sujeto en el proceso de investigación.</p>
Resolución número 8430 de 1993	<ul style="list-style-type: none"> • Capítulo II. <p>Todo proceso de investigación en seres humanos debe tener un comité de ética que aprueba dicho estudio, de lo contrario el estudio no se realizará.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Capítulo III. <p>Deberá tener presente un comité de ética, que establezca los anterior y adicional los estudios a practicar deberán contar con altas</p>

	probabilidades para mejorar la condición del menor de edad.
Decreto 919 de 2004	Por la cual se reglamenta cualquier tipo de donaciones internacionales de involucre tecnología médica.
Decreto 4725 de 2005.	Toda tecnología biomédica deberá contar con un número de identificación o registro sanitario y su permiso de comercialización que será proporcionado bajo los parámetros permitidos establecidos por el Invima.
Resolución 4002 de 2007	En esta norma todo aquella comercializadora de tecnología biomédica deberá contar con un certificado acondicionamiento para tener almacenada dicha tecnología.
Resolución 1441 de 2016	Define los estándares que debe cumplir cualquier entidad prestadora de salud para la habilitación de los diferentes servicios, incluidos los servicios que se presten para procesos de terapia o rehabilitación.

Capítulo 3. Diseño Metodológico

Para las diferentes etapas del proyecto: rediseño mecánico, ensamble, caracterización, validación y la elaboración del documento se realizó una planificación de trabajo, la cual está dividida en las siguientes cuatro fases, las cuales permitieron alcanzar cada uno de los objetivos específicos.

Actualmente la UAN cuenta con el sistema inercial como se muestra en la fig 14. Durante el proceso de este capítulo se evidenciará las condiciones de portabilidad y de ergonomía del nuevo dispositivo.

Figura 14. Sistema inercial existente



Fuente elaboración propia

3. FASE 1:

En esta fase se explica la metodología utilizada para definir el diseño del mecanizado buscando que el sistema fuera completamente modular y que las propiedades del material para la impresión 3D cumpliera con características como alta resistencia a posibles caídas o golpes.

3.1.1 Alcance y definición de los requerimientos y especificaciones del sistema.

La impresión 3D en resina, también llamada estereolitografía (SLA), es la primera tecnología de impresión en 3D que salió al mercado. Su creador Chuck Hall, en 1980 no imaginó que hoy en día fuese de las técnicas más utilizadas para mecanizados, reemplazos de piezas u otros procesos industriales que requieren alta precisión. Como parte fundamental de este trabajo de grado y buscando mejorar los espacios de cada uno de sus componentes para obtener un diseño completamente ergonómico y miniaturizando las carcasas de los sensores ver fig. 15, de igual manera el diseño de la carcasa de la unidad de control, ver fig. 16 (anexo B), para ello se diseñó su estructura en el software TinkerCAD teniendo en cuenta las dimensiones del sensor inercial MPU9150, la tarjeta inalámbrica de comunicación, la tarjeta de adquisición de datos, la batería y los cables de conexión entre otros componentes, de esta manera se garantiza que los espacios sean aprovechados al máximo, que la unidad de control fuese lo más ergonómica posible y que la carcasa del sensor fuera portable.

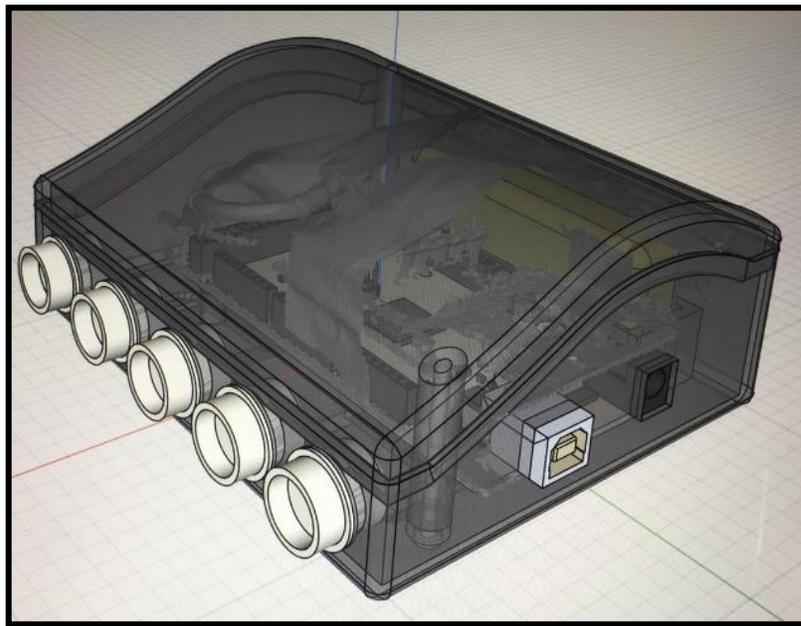
Una vez finalizado el diseño se estudiaron los posibles materiales que garantizaran una resistencia y el componente de la resina tendría que presentar una alta dureza para prevenir posibles fisuras de la carcasa ante posibles caídas y poder realizar la impresión 3D y se pudo establecer que en la gama de resinas para la industria de ingeniería, la resina Tough 1500 presenta una respuesta particular ya que es un material rígido y flexible, resiliente y con alta resistencia al impacto. Una de sus diversas ventajas es su capacidad de recobrar su forma original después de ser expuesto a altas fuerzas de tensión y contiene una serie de características similares a las del polipropileno (PP), un polímero termoplástico que ostenta rigidez y alta resistencia al impacto, esta resina es muy utilizada en el sector industrial. Es por ello que se definió que esta resina era la ideal para la fabricación de las piezas dado que sus características de rígidas y de alta resistencia a impactos ayudan a la protección de los diferentes componentes del sistema. En la fig. 16 se muestra el prototipo de la unidad de control en 3d con los diferentes componentes electrónicos antes de la impresión, todos los detalles de diseño fueron hechos a medida lo cual garantizaba que los componentes electrónicos no fueran a generar algún tipo de conflicto al momento de anclar las dos piezas de la unidad de control, finalmente se generó la impresión como se pueden evidenciar en la fig.17 con sus diferentes vistas. Los planos del sistema se pueden observar a detalle en los anexos B.

Figura 15. Carcasa de sensor portable



Fuente: Sensor inercial con estructura en resina Touch 1500 color gris. Tomada del autor.

Figura 16. Prototipo de unidad de control en 3d



Fuente: Diseño de unidad de control para la impresión en 3d los planos a detalle se pueden ver en el anexo B. realizada por el autor.

Figura 17. Vistas de la unidad de control

Vista Superior



Vista frontal



Vista lateral derecha



Vista lateral izquierda



Vista posterior

Fuente de autor propio

Figura 18. Unidad de control actual vs la anterior.

Fuente: Unidad de control realizada por el autor.

3.1.2 Normatividad para la adquisición y pruebas con personas

La constitución colombiana mediante el ministerio de salud y protección social estipula, mediante la resolución 8430 de 1993, que todos los procesos de investigaciones de estudio científico que contemplen pruebas en seres humanos deben contar con un comité ético en donde predomine el criterio del respeto a la dignidad, protegiendo los derechos y el bienestar humano. De acuerdo a lo anterior, en este proyecto de grado se deja establecido que, bajo ningún proceso investigativo en donde se analice de marcha, ningún sujeto tendrá un efecto perjudicial para la

salud física, mental o psicológica y se mantendrá en privacidad la información que sea suministrada del sujeto como los procedimientos y resultados de dicho proceso investigativo en caso tal de que la persona los quiere divulgar será bajo un consentimiento del sujeto de estudio. [39] (Ver anexo D)

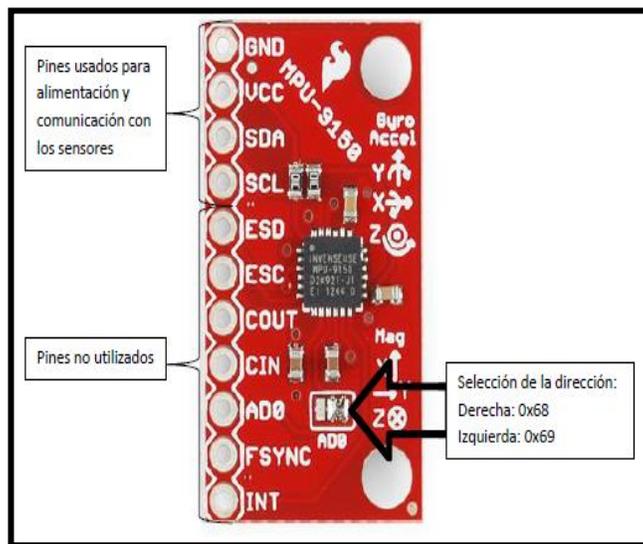
3.2 FASE 2:

En esta fase se explica el proceso de ensamblé de las tarjetas electrónicas y las diferentes conexiones entre los sensores, se explica también el protocolo utilizado para la ubicación de los marcadores.

3.2.1 Mecanizado y componentes del sistema

Los sensores inerciales son parte fundamental del sistema, son dispositivos basados en sistemas microelectromecánicos MEMS. El sensor utilizado en esta versión del producto es el MPU9150 distribuido por SparkFun Electronics. La tarjeta que contiene al sensor (ver fig.19).

Figura 19. Sensor inercial



Fuente: Sensor inercial utilizado en el proyecto. Tomado de [40].

Se cuenta con tres líneas SDA para la lectura de cinco sensores. Para lograr esto, se hace uso de un multiplexor analógico para trasladar las tres líneas (o dos líneas en caso de hacer la lectura de cuatro o tres sensores) a una única línea SCL (ver fig.20) que llega finalmente a la tarjeta de comunicación ver fig. 21. El multiplexor utilizado fue el HCF4051 o CD4051 es decir, independiente de la cantidad de sensores que se tenga, todos los sensores comparten líneas en común como GND, VCC y SCL, la línea SDA comparte comunicación entre los sensores 1-2 (SDA1) y 3-4 (SDA2); la línea SDA del sensor 5 es independiente de los demás [40]. Por las

aplicaciones en las que es utilizado el sistema, es necesario que se comunique de forma inalámbrica con un computador. Por esto es usada una tarjeta shield con comunicación inalámbrica por un módulo XBee PRO S2B para hacer esta proceso, esta shield ha sido modificada para poder cambiar entre comunicación inalámbrica y comunicación por USB, poniendo un interruptor en el pin de alimentación de la shield (El cual se conecta al pin de 5V de la tarjeta de adquisición de los datos) [40]. Este interruptor siempre debe estar ubicado en la dirección izquierda (Modo de conexión serial: micro) ya que cuando se va a trabajar en forma alámbrica, solo basta con inhabilitar la corriente que va hacia el módulo de comunicación.

Figura 20. Conexión sensores

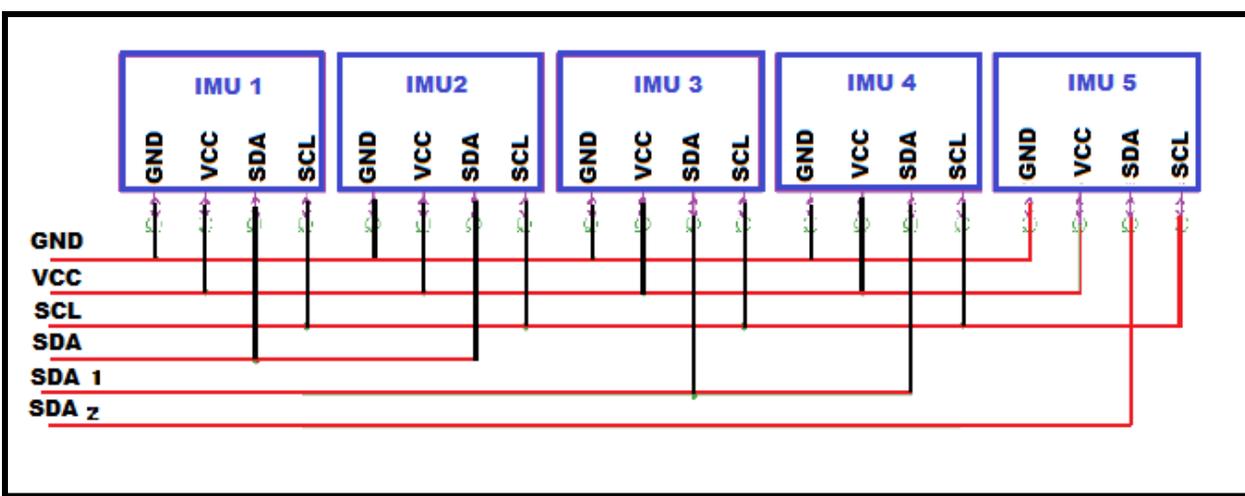
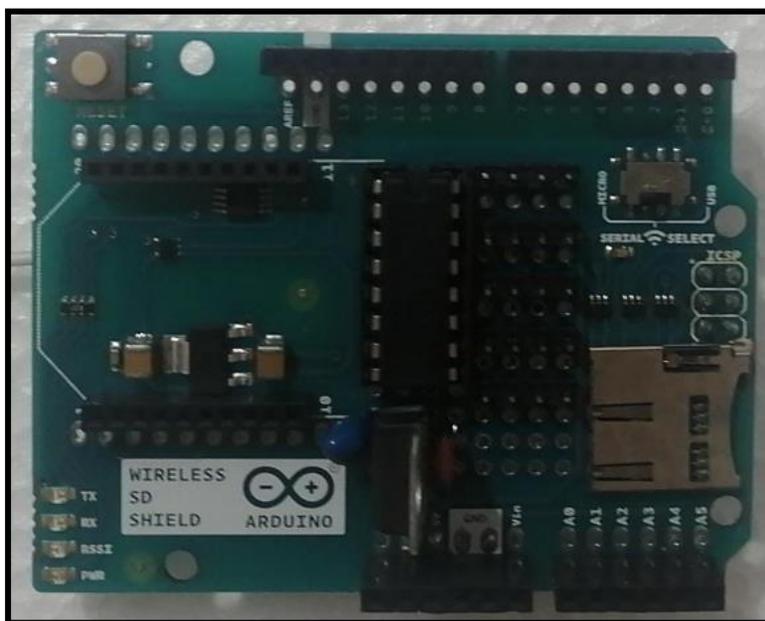


Figura 21. Tarjeta Shield



Fuente: Tarjeta de comunicación inalámbrica. Tomada del autor.

Las líneas de conexión son tres, para los canales que fueron utilizados en el multiplexor, canal 0 (Sensores 1 y 2), canal 1 (Sensores 3 y 4) y el canal 2 (Sensor 5). Posterior a ello se comunicará a la tarjeta de datos ChipKit utilizando los estados A y B siendo A el pin 42 de la tarjeta ChipKit y B el pin 40 de la tarjeta ChipKit. Como se mencionó anteriormente, la tarjeta que se utilizó para adquirir, procesar y transmitir los datos de los sensores es la tarjeta ChipKit Max32 de Digilent inc, ver fig. 22. Esta tarjeta cuenta con un microcontrolador PIC32MX795F512L de Microchip, programable a través del software MPIDE suministrado por el mismo Digilent inc. Este microcontrolador tiene una velocidad de 80MHz, entorno de trabajo de 32bits, cinco puertos I2C, cuatro puertos seriales UART, un puerto USB (conectado al UART1), entre otras características. La tarjeta es diseñada para ser compatible con la mayoría de los shield que se fabrican para Arduino, incluso su entorno de programación utiliza el mismo lenguaje usado en el Arduino IDE.

Figura 22. Tarjeta de desarrollo ChipKit Max32



Fuente: Tarjeta que se utilizó para adquirir, procesar y transmitir los datos tomada de [40].

Los pines utilizados en el sistema y su respectiva conexión con las shield son descritos por la tabla 6.

Tabla 6. Conexión de pines a las tarjetas

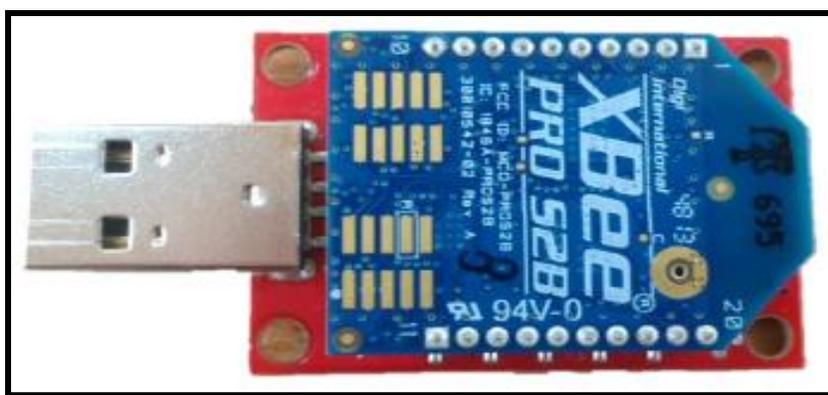
Pin ChipKit Max32	Descripción	Conexión final	Shield conexión
0	UART-RX	DIN XBee (pin 3)	Comunicación
1	UART-TX	DOOUT XBee (pin 2)	Comunicación
10	Digital 10	LED Please Reset	Caja hardware
11	Digital 11	LED End OK	Caja hardware
12	Digital 12	LED Error	Caja hardware
13	Digital 13	LED Status	Caja hardware
20	I2C1-SDA	HCF4051-pin 3	Multiplexación
21	I2C1-SCL	SCL Todos los sensores R2.2K pull up SCL	Multiplexación Multiplexación
40	Digital 40	HCF4051-pin 10 (A)	Multiplexación
42	Digital 42	HCF4051-pin 11 (B)	Multiplexación
3V3	Fuente 3.3V	VCC todos los sensores	Multiplexación
5V	Fuente 5V	VDD HCF4051-pin 16 Switch shield comunicación R2.2K pull up SCL VCC XBee (pin 1)	Multiplexación Caja hardware Multiplexación Comunicación
GND	Tierra	HCF4051-pines 6 al 9 GND XBee (pin 10) GND todos los sensores Cable negro batería	Multiplexación Comunicación Multiplexación Batería

Fuente: Conexión a tarjetas de comunicación y de datos. Tomado de [40].

Para que exista la comunicación inalámbrica, es necesario tener un módulo emisor y otro receptor. El módulo emisor en todos los casos es el módulo que se encuentra en la tarjeta (Shield

de comunicación). El módulo receptor se encuentra en una pequeña tarjeta que tiene un puerto USB ver fig.23, la cual es conectada al PC para dar inicio a una toma de datos. Antes de iniciar el programa es necesario que este módulo esté conectado y enlazado al PC. Con este módulo se tiene la pareja Emisor-Receptor necesaria para lograr la comunicación. Bajo la parte frontal del XBee, el módulo tiene un pequeño pulsador con el cual se puede resetear el módulo XBee en caso de ser necesario. Este es todo el hardware que tiene el sistema inercial de captura de movimiento cinemático. La ubicación de los sensores depende del protocolo a utilizar [40]

Figura 23. El módulo de recepción



Fuente: Módulo de recepción XBee utilizado en el proyecto. Tomado de [40].

El sistema cuenta con una batería de litio- polímero recargable de dos celdas (7.4V) ver fig.24, la cual tiene una capacidad de 2000mAh, la batería tiene una autonomía hasta de 8 horas en funcionamiento inalámbrico continuo, aunque se recomienda cargar la batería una vez sea utilizado el sistema

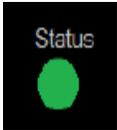
Figura 24. Batería de litio



Fuente: Batería utilizada en el proyecto. Tomado del autor.

Esta batería dispone de un cargador especial con el cual se recarga la batería, Este cargador tiene una entrada de voltaje de 11 a 18V, para cargar la batería, se debe programar para que la carga se realice a 0.5A, adicional debe verificar que la batería a cargar sea de tipo LiPo de dos celdas en serie (2S). Todos los componentes descritos anteriormente (a excepción del cargador de la batería) están acoplados y almacenados dentro de la unidad de control. Desde esta unidad de control se puede controlar la entrada de voltaje desde la batería (Switch power enable), la comunicación inalámbrica (Switch conection), conexión del sistema por puerto USB, alimentación del sistema con adaptador de 5 a 12V a 500mA y también se pueden ver los estados de la tarjeta (LED Status, End Ok, Error y Please Reset) ver tabla. 7 [40].

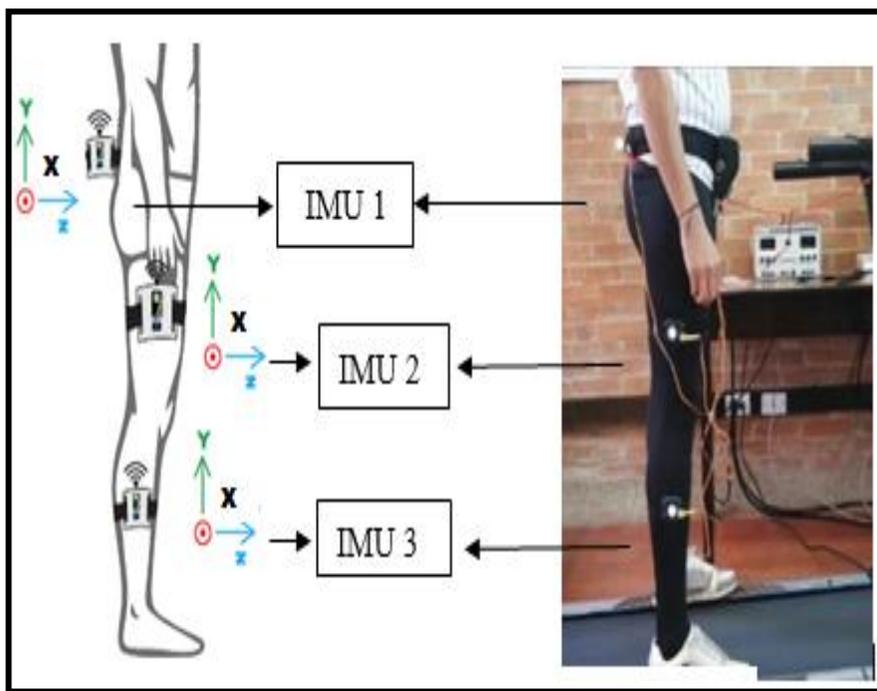
Tabla 7. Indicadores al inicializar el sistema.

ESTADO DEL SISTEMA	INDICADOR
	<p>Cuando el led tiene una luz fija, le indica al usuario que la tarjeta está lista para iniciar una toma de datos y que se puede arrancar el programa. Si el led parpadea, indica que está inicializando el sistema.</p>
	<p>Le indica al usuario que ha ocurrido un error inicializando los sensores o durante la toma de datos en el sistema.</p>
	<p>Le indica al usuario que se ha realizado una toma de datos satisfactoriamente y que el programa finalizó de forma correcta. Este led al igual que el de Error se encenderá al mismo tiempo que se enciende el led de please reset.</p>
	<p>Este piloto ayuda al usuario a identificar cuando se debe hacer un reset en la tarjeta. Si este reset no se da y se trata de iniciar el programa así, el sistema no hará inicialización hasta que se haga un reset en la tarjeta como se indicará en la explicación de los botones.</p>

3.2.2 Definición de la ubicación de los marcadores en sensores inerciales

Partiendo de unos de los objetivos de esta investigación, donde se establece analizar un ciclo de marcha para obtener variables cinemáticas a partir de los movimientos en el plano sagital y empleando el protocolo de Davis que sugiere ubicar los marcadores sobre prominencias óseas y en los segmentos de la extremidades inferiores, se ubicaron 3 sensores inerciales en la extremidad inferior en el costado lateral derecho del cuerpo humano, que registraron datos en el eje Y, el 1er IMU fue ubicado a la altura de la cadera a nivel de la vertebra lumbar L5, el 2do IMU en el segmento del muslo a la altura del musculo tracto iliotibial y el 3er IMU a la altura del musculo peroneo largo (ver fig. 25)

Figura 25. Posicionamiento de marcadores y IMUS



Fuente: Marcadores reflectivos con sujeto. Tomado del autor.

Cada IMU fue ajustado mediante una banda elástica de manera cómoda aprovechando la portabilidad y la ergonomía del dispositivo logrando al máximo que los movimientos fueran lo más natural posibles con el único objetivo de que la captura de los datos fuera casi homogéneos al sistema óptico.

3.3 FASE 3:

En esta fase se explica cómo se definió el procedimiento experimental que permitió que permitió la calibración y validación los parámetros relacionados al desempeño funcional del sistema, se realizó la caracterización de los parámetros metrológicos.

3.3.1 Validación del sistema inercial

Los módulos inerciales IMU se sometieron a dos procesos de calibración previos a la validación del sistema. El primer proceso es una autocalibración al momento de inicializar el sistema, activando el botón de encendido de la unidad de control, este proceso demora entre 5 a 10 seg mientras que realiza el reconocimiento de los sensores para la toma de las lecturas y por medio de un led indica que ya se puede iniciar el proceso de marcha como se observa en la fig. 26.

Figura 26. Interfaz de inicio del sistema

The screenshot shows a window titled "Bienvenido" with a close button (X) in the top right corner. The main content area is divided into several sections:

- A header bar labeled "Estado Actual".
- A large table with a green header "Seleccione el puerto donde está conectada la tarjeta..." and several empty rows below it.
- A text prompt: "Seleccione el puerto donde se encuentra conectada la tarjeta".
- Two smaller tables side-by-side:
 - "Puertos Disponibles" containing a list of two Bluetooth ports:

Puertos Disponibles
1. /dev/cu.Bluetooth-Incoming-Port
2. /dev/tty.Bluetooth-Incoming-Port
 - "Estado Sensores" which is currently empty.

Estado Sensores

Fuente: Interfaz del sistema tomado del autor

El segundo momento de calibración consiste en la ubicación de cada sensor, deben estar alineados en un mismo sentido con respecto al eje Y, en este punto se aplica la teoría de los ángulos de Euler, debido que el eje Y fue utilizado como eje de medida. Luego se conectan los sensores para el reconocimiento del mismo y la inicialización de la calibración.

Figura 27. Reconocimiento de los sensores

The screenshot shows a software window titled "Bienvenido" with a close button (X) in the top right corner. The main content area is titled "Estado Actual" and contains a list of steps in green text:

- Seleccione el puerto donde está conectada la tarjeta...
- Selección de puerto OK
- Inicializando sensores...
- Inicialización de los sensores OK
- Estabilizando sensores. Por favor haga movimientos suaves en todos los sensores y espere.....
- Estabilización OK
- Seleccione datos para iniciar captura...

Below this list, there is a section titled "Seleccione el puerto donde se encuentra conectada la tarjeta" with two sub-tables:

Puertos Disponibles		Estado Sensores	
1. /dev/cu.Bluetooth-Incoming-Port		Sensor 1 inicializado OK	
2. /dev/cu.usbserial-2		Sensor 2 inicializado OK	
3. /dev/cu.usbserial-AJ03BM4U		Sensor 3 inicializado OK	
4. /dev/tty.Bluetooth-Incoming-Port			
5. /dev/tty.usbserial-2			
6. /dev/tty.usbserial-AJ03BM4U			

Below the tables, there is a label "Seleccione el tipo de datos que desea recibir:" followed by three buttons:

- 1. Ángulos
- 2. Aceleración
- 3. Velocidad Angular

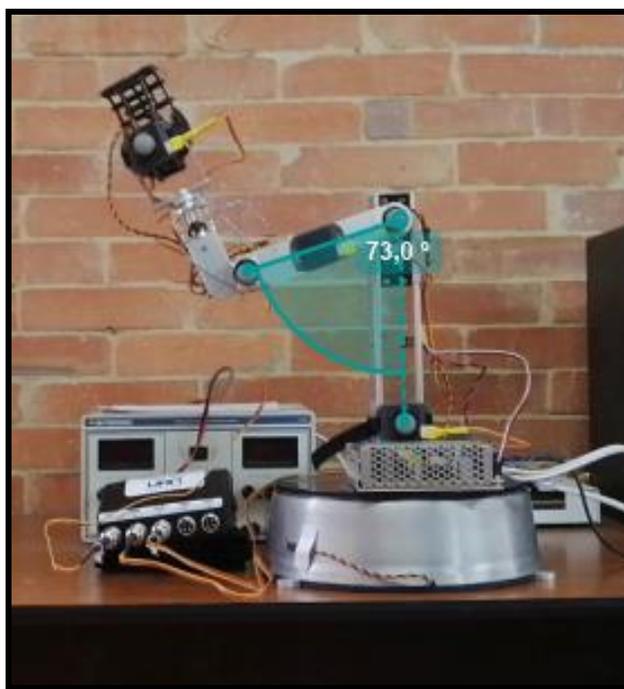
Fuente: detección de los sensores tomada del autor

El proceso de ubicación de los sensores fue realizado en el brazo robótico simulando una flexión de brazo, se realizaron diversas pruebas con 5 velocidades diferentes como se observa en la tabla 8, posterior a ello se ubicaron 3 IMU, el 1er IMU fue ubicado en la parte distal del brazo, el 2do en la parte proximal del antebrazo y el 3ro en el segmento medio del brazo (ver fig. 28) los marcadores fueron colocados en las articulaciones que simulan en el brazo completo en hombro, codo y muñeca

Tabla 8. Tabla de calibración

Velocidad	Frecuencia	Amplitud
1	1 rad/seg	30°
2	2 rad/seg	30°
3	3 rad/seg	30 °
4	4 rad/seg	30 °
5	5 rad/seg	30 °

Fuente: Tabla de calibración definida por el autor y tutores. Tomado del autor.

Figura 28. Flexión de brazo robótico

Fuente: Realizando la calibración del sistema. Tomado del propio autor.

Cada velocidad fue sometida a una repetibilidad para poder analizar datos relacionados a la exactitud entre la toma de datos. Ambos sistemas fueron registrados durante los movimientos de flexión con una frecuencia de muestreo de 30 Hz.

3.3.2 Validación del sistema óptico

El software Kinovea 9.05 permite realizar un análisis de fotogramas a detalle, de esta manera posibilita calibrar el punto exacto y el momento en que el sujeto inicia la marcha permitiendo la validación del sistema óptico y mediante herramientas digitales se pueda realizar la validación de los procesos y cálculos de las amplitudes, determinando la precisión de medida de los IMUs ubicados en la fase previa permitiendo un análisis óptico con diferentes intervalos y diferentes tiempos, permitiendo definir características en común en las diversas fases de la marcha a analizar. En el brazo robótico y en el análisis de marcha se cálculo la amplitud articular comparando las medidas obtenidas en cada uno de los sistemas, que serán detallados en la sección de procesamiento de los datos. Durante la validación del sistema óptico se utilizó un dispositivo móvil P30 marca Huawei para grabar el movimiento en los dos segmentos (brazo y muslo) cada toma independiente, se realizó una configuración en Kinovea ajustando la tasa de fotogramas a 60 frames por segundo, durante aproximadamente 15 segundos, a una distancia del brazo robótico y el dispositivo móvil de 1.30 metros, De esta manera, una vez establecidos estos parámetros se dio inicio a la fotometría digital he iniciar a trabajar sobre la imagen, con respecto a la ubicación de los marcadores y poder realizar las respectivas mediciones, calcular los ángulos que interesan para el desarrollo del estudio y variables cinemáticas anteriormente mencionadas.

Figura 29. Interfaz de trabajo en Kinovea

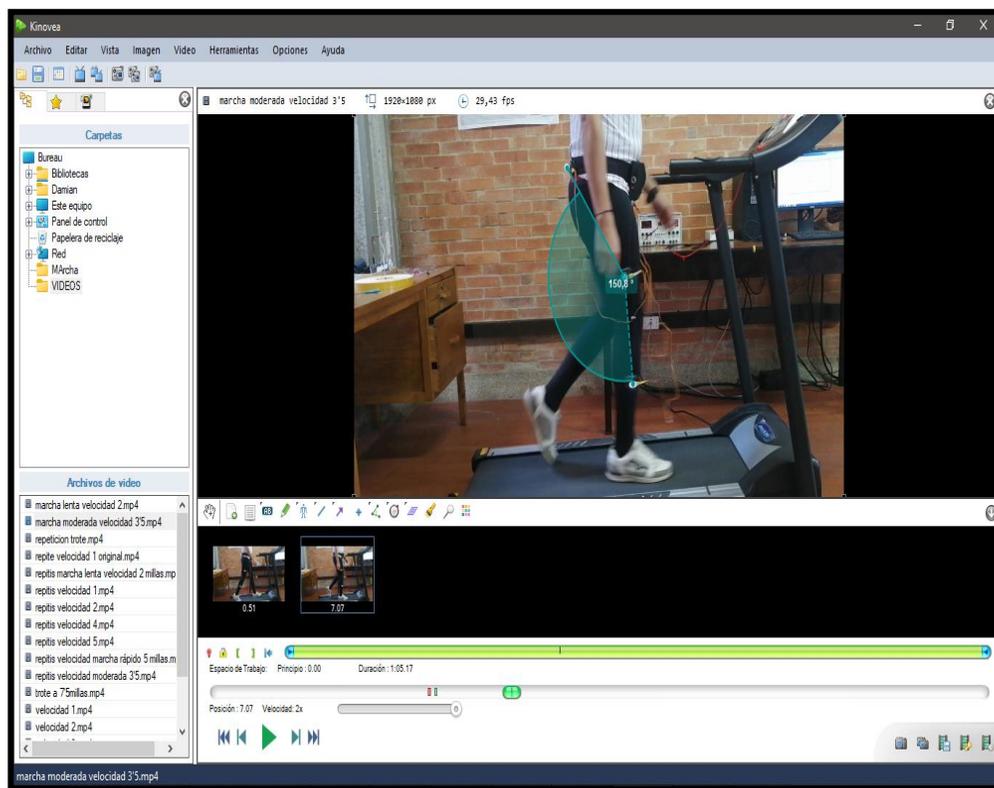
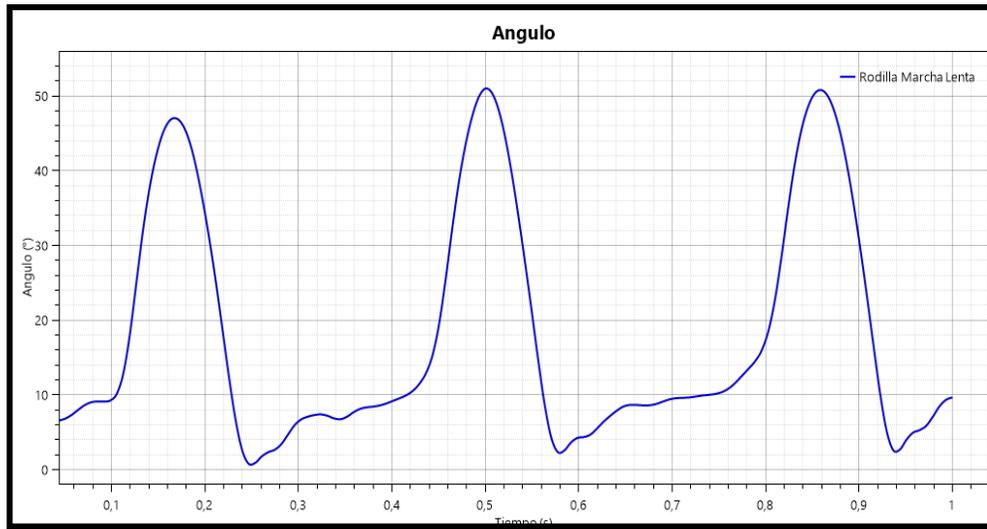


Figura 30. Grafica de ángulos de la rodilla en una marcha de 1 segundo

Fuente: Programa Kinovea. Tomada del autor

Como se mencionaba antes, esta herramienta es muy útil para cualquier tipo de estudio biomecánico dado que permite calcular amplitudes en ángulos, entre otras variables cinemáticas, en tiempos específicos durante el proceso de marcha, los resultados de la validación fueron analizados en el procesamiento de datos en la siguiente fase. Ambos sistemas fueron registrados durante los movimientos de la marcha, con diferentes velocidades que fueron llamados en este documento, lento correspondiente a 2millas/hora, moderado a 3.5millas/hora, rápido a 5 millas/hora y trote a 7millas/hora, todas las velocidades fueron configuradas con una frecuencia de muestreo de 30 Hz.

3.4 FASE 4:

En esta fase se explica el modelo que fue implementado de acuerdo al protocolo de marcha utilizado y evaluación de la usabilidad del sistema.

3.4.1 Adquisición de datos

Una vez ya establecida la fase de calibración y validación en los dos sistemas, se procedió a la obtención de la adquisición de datos suministrados por el sistema inercial y el sistema óptico, los datos obtenidos en formato (.txt) se procesaron con dos herramientas Excel y Matlab para un mejor procesamiento. En el sistema óptico se realizó una configuración en la cantidad de fotograma por segundo, con el fin de que las medidas cinemáticas fueran lo más exactas posibles. De igual manera se configuro el software utilizando herramientas que ayudaban a que el modelo estableciera coordenadas que permitían establecer los valores positivos y negativos

durante la marcha a realizar. Con la ayuda de la herramienta de ángulo, se colocaron guías de medida para obtener el ángulo anatómico en cada una de las fases de la marcha que serán analizadas posterior a la adquisición, cabe destacar que en esta adquisición se tuvo que realizar una modificación en el protocolo basado en Davis, para que las medidas fueran precisas y fiables claramente en el plano sagital, en posición de bipedestación. En el sistema inercial al adquirir los datos se estableció una condición inicial en la marcha en las 4 velocidades, esa condición inicial estableció que el sujeto estuviera en posición anatómica a la espera de iniciar el experimento, de manera sincrónica con los IMUs y el sistema óptico, con el único fin de que la captura de movimiento tuviera una sincronización desde un primer momento o momento 0, y con eso se buscaba tener un menor rango de error en el posterior análisis de los dos sistemas.

3.4.2 Procesamiento de los datos adquiridos

Una vez se obtuvo la señal original esta misma no proporcionaba mayor información, se requirió realizar un arreglo de datos mediante la herramienta computacional en Matlab utilizando, la función filter de media móvil. La cual permite implementar un filtro de media móvil, cuya particularidad es realizar un suavizado de los datos y eliminar todo ruido que se genere en el procesamiento. La ecuación diferencial 1 describe el comportamiento algebraico del filtro.

$$y[n] = \frac{1}{M} \sum x[n - k] \quad [1]$$

Donde: $y[n]$ la salida, M representa la longitud del filtro, n la cantidad de muestras de la salida del filtro y k número de muestras que se promediaran.

3.4.1 Cálculo del error de los sistemas

El sistema fue sometido a una comparación de exactitud entre los valores del sistema inercial y el sistema óptico, por medio del cálculo del error cuadrático medio (RMSE), el cual permitió cuantificar la similitud en las dos señales que tenemos, es decir permite comparar un valor conocido y un valor observado. Tomando la muestra de un sistema como estimador y la real, esta sumatoria va desde 1 hasta T , siendo T la longitud de los datos de la señal dinámica y elevando al cuadrado para evitar valores negativos en la operación y por último sacando su raíz cuadrada. El objetivo de este cálculo es observar la similitud entre estas dos señales y validar que tan cercana esta una de la otra.

$$RMSE = \sqrt{\sum_{t=1}^T \frac{(sistema\ optico(t) - sistema\ inercial(t))^2}{T}} \quad [1.1]$$

3.4.2 Cálculo del ángulo relativo del brazo

En el proceso de validación de los dos sistemas se obtienen ángulos absolutos de los segmentos, y observando la posición del brazo con respecto al codo en flexión es decir en un movimiento arriba y abajo, donde a partir de esto se calculó el ángulo relativo para el brazo por medio de la ecuación 1.2

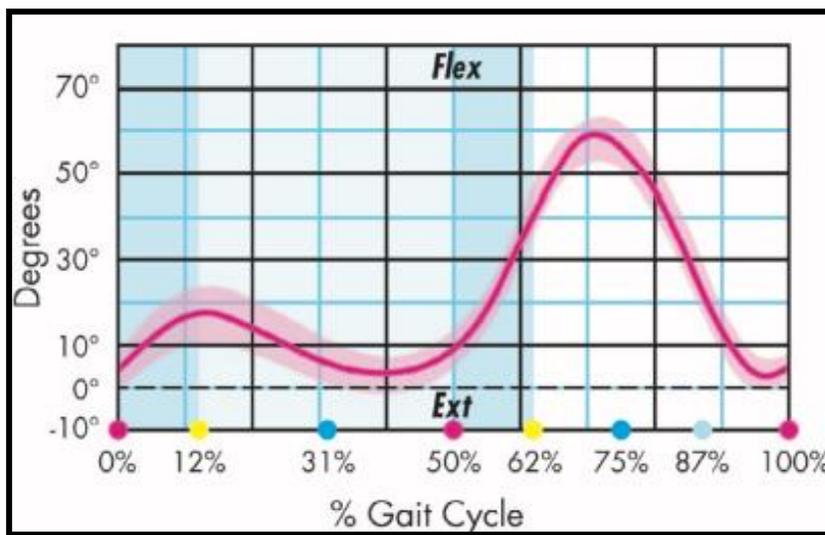
$$\theta_{brazo} = 90^\circ - \theta_{codo} \quad [1.2]$$

3.4.3 Cálculo del ángulo relativo de la rodilla

En el sistema inercial los sensores fueron ubicados en el segmento del muslo y pierna derecha del sujeto, de género masculino, obteniendo ángulos absolutos en estos segmentos, donde se calcula un ángulo relativo para la rodilla por medio de la ecuación 1.3.

$$\theta_{rodilla} = (\theta_{pierna} - \theta_{muslo}) + 180 \quad [1.3]$$

Figura 31. Flexo - extensión de rodilla basada en la literatura



Fuente: Flexión y extensión de rodilla en un ciclo de marcha. Tomada de [7]

El resultado de ello se observa en cada una de las gráficas del ciclo de marcha en la sección de resultados.

3.4.4 Método comparativo

De igual manera se ejecutó un proceso comparativo del sistema inercial y el sistema óptico en el brazo robótico, se realizó distintas tomas de medidas con el fin de obtener los puntos de correlación entre máximos y mínimos, en la amplitud articular del brazo robótico durante el tiempo configurado de 15 seg con diferentes velocidades y de esta manera poder contrastar las medidas obtenidas. (ver tabla 9, 10 en el capítulo 4) se podría validar las incertidumbres de los sistemas y determinar qué nivel de precisión tendría el sistema de captura.

Para el método comparativo en el estudio de la marcha se tomaron cuatro momentos en la marcha que se categorizaron como lenta, moderada, rápida y trote cabe aclarar que cada una de ellas la amplitud se tomaba al momento en que el sujeto terminaba cada ciclo de marcha. (ver tabla 11, 12 en el capítulo 4)

Capítulo 4. Resultados y Discusión

4. Resultados de evaluación de desempeño

En la implementación del rediseño mecánico del sistema inercial se elaboró un sistema ergonómico como se planteó en los objetivos del trabajo, con un diseño en la unidad de control, permitiendo que los movimientos fueran lo más naturales posibles minimizando la obstrucción al realizar gestos lentos o rápidos. La correa elástica que se ajusta a cualquier fisionomía humana permite al sujeto tener confianza para realizar cualquier movimiento ya sea leve o brusco dependiendo de la prueba a realizar dentro del análisis de marcha. Cabe resaltar que la modularidad que se adaptó a los 5 sensores IMU del sistema, permite tener un dispositivo más compacto, de fácil uso y manipulación e incluso de fácil reparación, la autonomía del dispositivo se incrementó a 8 horas de uso constante, lo cual mejora la toma de datos para exposiciones de larga duración, en caso de tener que realizar varias exposiciones en varios sujetos. La importancia de que este dispositivo tenga mejor ergonomía sirve en gran medida para realizar múltiples y diferentes análisis cinemáticos desde la parte biomecánica deportiva hasta la parte de rehabilitación y poder contrastar el comportamiento y la exactitud de un sistema inercial y un sistema óptico.

4.1 Cálculo de parámetros cinemáticos (ROM) para brazo Robótico

Para los cálculos de los parámetros cinemáticos en brazo robótico fue determinante utilizar los principios de repetibilidad con el fin de conocer las variaciones en las mediciones, teniendo en cuenta los parámetros mostrados en las tablas 9 y 10. Los resultados obtenidos para el cálculo del ángulo relativo del brazo se utilizó la (ecuación 3) y se determinó mediante la flexión máxima y el ángulo relativo con respecto al sistema óptico el cual fue de 5° a una frecuencia angular de 5 rad/seg, lo cual determina el desplazamiento del segmento del brazo en este caso codo y muñeca. En la tabla 9 y 10 es evidente que el sistema inercial presente mayores inexactitudes en la lectura de datos de la amplitud máxima y mínima. Este hecho explica que factores externos al sistema afectan las diferentes tomas de medición, el posicionamiento, la fijación de los marcadores y la orientación de los sensores influyen bastante para la captura de datos.

Tabla 9. Incertidumbres en sistema IMU en brazo robótico

Sistema IMU		1er Ensayo		Repetibilidad		Diferencia en la medida en grados	Diferencia en la medida en grados
Velocidad	Frecuencia	Amplitud Max en grados	Amplitud Min en grados	Amplitud Max en grados	Amplitud Min en grados	Diferencia en Amplitud max	Diferencia en amplitud min
1	1rad/seg	109,63	45,38	103,45	41,6	6,18	3,78
2	2rad/seg	107,14	40,63	107,65	39,76	-0,51	0,87
3	3rad/seg	106,06	41,9	105,87	41,69	0,19	0,21
4	4rad/seg	119,47	43,5	112,58	43,83	6,89	-0,33
5	5rad/seg	120,26	55,86	106,46	32,99	13,8	22,87

Tabla 10. Incertidumbres en sistema óptico en brazo robótico

Sistema Óptico		2do Ensayo		Repetibilidad		Diferencia en la medida en grados	Diferencia en la medida en grados
Velocidad	Frecuencia	Amplitud Max en grados	Amplitud Min en grados	Amplitud Max en grados	Amplitud Min en grados	Diferencia en Amplitud max	Diferencia en amplitud min
1	1rad/seg	91,58	84,34	91,34	84,34	0,24	0
2	2rad/seg	92,6	84,59	91,88	84,49	0,72	0,1
3	3rad/seg	91,56	84,54	97,9	87,57	-6,34	-3,03
4	4rad/seg	94,75	84,66	92,27	84,53	2,48	0,13
5	5rad/seg	92,93	84,75	93,24	84,34	-0,31	0,41

4.1.1 Cálculo de parámetros cinemáticos (ROM) para articulación de la rodilla durante la marcha

Para los cálculos de los parámetros cinemáticos de la articulación de la rodilla se calculó el ángulo relativo mediante la (ecuación 4) y se pudo determinar mediante la flexión máxima en la fase de balanceo en marcha lenta de 48.4°, lo cual indica dentro de los parámetros de la literatura que se encuentra en un rango esperado dado que el paciente presenta un patrón de marcha normal. Adicional, se pudo determinar mediante el cálculo de incertidumbres que el sistema inercial en comparación al óptico es inestable en las medidas dadas. Hay que tener en cuenta que los sensores se fijaron en el sacro, rodilla y pierna. De esta manera se pretendía tener un error mínimo ya fuera en el posicionamiento o de orientación de los sensores, dado que al momento de realizar las pruebas se podía evidenciar que al finalizar cada una de ellas, dependiendo del tipo de marcha, la fijación de los sensores inerciales generaba alteraciones en la orientación y esto afectó la captura de datos como se evidencia en los resultados de amplitud mínima de las tablas 11 y 12.

Tabla 11. Datos de marcha con sistema inercial

SISTEMA IMU	1ra Toma		Repetibilidad		Diferencia en (°)	
	Amplitud Max	Amplitud Min	Amplitud Max	Amplitud Min	Amplitud Max	Amplitud Min
Lenta	50,28	0,94	49,95	0,223	0,33	0,717
Moderada	54,04	17,79	56,89	10,15	0,15	7,64
Rápida	58,83	23,18	57,89	22,05	1,94	1,13
Trote	73,14	25,99	71,43	24,14	1,71	1,85

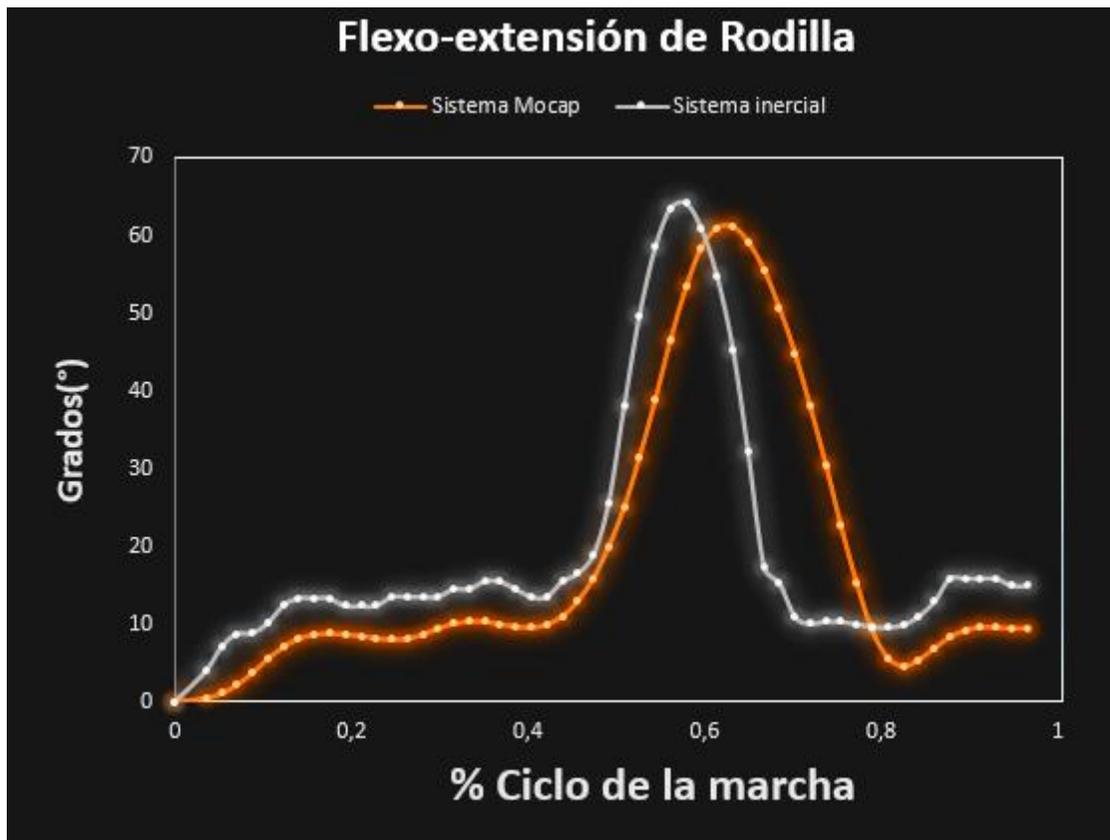
Tabla 12. Datos de marcha con sistema óptico

SISTEMA ÓPTICO	2da Toma		Repetibilidad		Diferencia en (°)	
	Amplitud Max	Amplitud Min	Amplitud Max	Amplitud Min	Amplitud Max	Amplitud Min
Lenta	51,06	16,32	50,7	10,52	0,36	5,8
Moderado	52,65	10,25	50,12	8,97	2,53	1,28
Rápida	50,31	0,879	48,63	0,769	1,68	0,11
Trote	68,79	29,1	65,07	27,4	3,72	1,7

4.1.2 Resultados de análisis de marcha usando sistema inercial

Como resultados finales se obtuvieron las siguientes gráficas de referencia de los datos suministrados por la lectura de los IMUs y se procesaron en Matlab desde una función “filter”, la cuál permite implementar un filtro de media móvil, suavizando la señal del sistema eliminando ruidos y ajustando una simetría característica entre las dos señales como se observa en la fig. 32.

Figura 32. Ciclo de marcha lenta

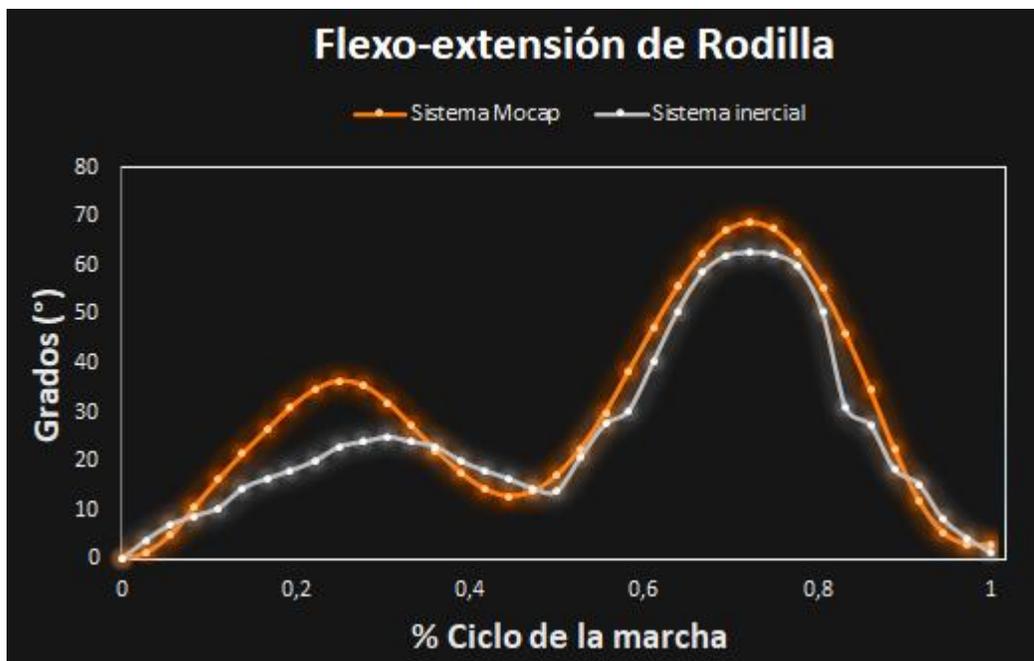


Fuente: Tomado del autor

En un análisis cinemático de rodilla, en el ejercicio de marcha lenta de acuerdo a lo registrado por el sistema óptico, se logra concluir que en la marcha de carácter lento en la fase de apoyo en el contacto inicial con respecto a la rodilla, hay una extensión de rodilla de $10,2^\circ$, que para este caso esta es un rango normal, ya que el paciente no presenta ninguna patología en su marcha y la teoría indica que entre 5° y 10° suponen un miembro relativamente rígido, en esta parte inicial del ciclo de la marcha, continuando con el análisis en el paso plantar medio se observó una leve flexión de rodilla de $7,3^\circ$ mientras se realiza el despegue plantar de la pierna opuesta. En el despegue la flexión de la rodilla aumenta muy pocos grados respecto a la flexión anterior que se había tomado, en el momento del soporte medio en la fase de apoyo la rodilla se encuentra en una extensión completa con un ángulo de $12,2^\circ$ ya en la propulsión y el despegue en el prebalanceo la extensión de rodilla es de $13,3^\circ$ aumentando con respecto a la anterior fase no presenta un aumento considerable. Hay que tener en cuenta que el movimiento de los brazos es independientemente del troco. Ahora en la propulsión de despegue de doble apoyo la rodilla tiene una leve flexión de $5,5^\circ$ y en la fase de balanceo inicial la rodilla tiene una veloz flexión que alcanzo los $38,1^\circ$ de manera casi inmediata. Continuando con el análisis, en el balanceo medio aumenta la flexión máxima de 47° para que posteriormente ocurra una deceleración y la

rodilla presenta una extensión para iniciar un nuevo ciclo de marcha. Con respecto a los datos registrados por sistema inercial, existe un desfase de aproximadamente 20° a la medida que arroja el sistema óptico y el error cuadrático medio es 14.74° , afirmando que el sistema inercial presenta una condición de fiabilidad apta para marcha lenta.

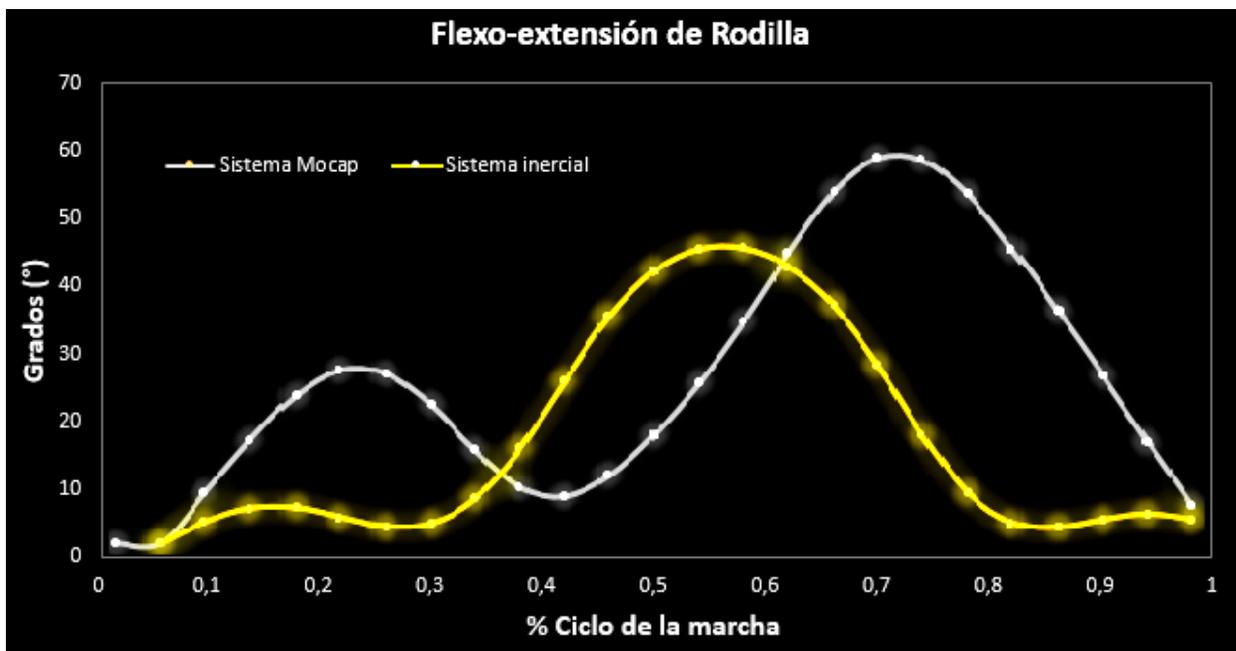
Figura 33. Ciclo de marcha moderada



Fuente: Tomado del autor

En la fig. 33 en la marcha moderada la cuantificación de su error cuadrático medio fue de $8,92^\circ$ indicando, que el sistema presenta un rango de exactitud en sus medidas acorde a lo esperado, dado que los datos no se encuentran muy dispersos presentando un desfase de aproximadamente 8° en la fase de apoyo y de 20° desde el momento que se inicia la marcha, mientras que en la fig. 32, la fase de apoyo y la de balanceo se encuentra muy lejos de la de referencia con un error cuadrático medio de $14,74^\circ$. Sin embargo, se logra concluir que, en la marcha de carácter moderado en la fase de apoyo en el contacto inicial con respecto a la rodilla, hay una extensión de rodilla de $7,2^\circ$ en el balanceo, la extensión de rodilla es de $43,4^\circ$ de manera casi inmediata posterior a ello en el balanceo medio disminuye la flexión a $29,8^\circ$ para que posteriormente ocurra una deceleración y e inicie un nuevo ciclo de marcha.

Figura 34. Ciclo de marcha rápida



Fuente: Tomado del autor

En la fig. 34 en la marcha rápida la cuantificación de su error cuadrático medio fue de $24,42^\circ$ indicando, que el sistema presenta un rango de inexactitud en sus medidas, dado que los datos se encuentran muy dispersos presentando un desfase de aproximadamente 10° en la fase de apoyo y de 30° desde el momento que se inicia la marcha. Sin embargo, se logra concluir que en la marcha de carácter rápida en la fase de apoyo en el contacto inicial con respecto a la rodilla, hay una extensión de $9,3^\circ$ donde se evidencia con respecto a la marcha moderada que a mayor velocidad en ángulo en la rodilla va a ser menor, dado que los movimientos son más cortos a mayor frecuencia, en el balanceo la extensión de rodilla es de $41,9^\circ$ de manera casi inmediata posterior a ello en el balanceo medio disminuye la flexión a $29,4^\circ$ para que posteriormente ocurra una deceleración y e inicie un nuevo ciclo de marcha.

4.2 Discusión de resultados

Los sistemas inerciales están contruidos con pequeños sensores (normalmente acelerómetros, giroscopios y magnetómetros en tres ejes ortogonales) lo cual presenta una ventaja en su uso, ya que no requieren de ambientes controlados o especializados, para (Callejas Cuervo, Ruiz Olaya, & Gutiérrez Salamanca, (2013), y esta investigación, es una ventaja este tipo de tecnologías, ya que por presentar características de bajo costo y presentar un sistema portable el dispositivo brinda la posibilidad de tener un acompañamiento personalizado en procesos de rehabilitación o investigaciones académicas, sin embargo, se encuentra una dificultad en común en esta investigación y es el tema relacionado con la calibración del dispositivo, donde en ambas investigaciones los sensores IMUs, dependen de una previa configuración la cual hace necesario implementar un filtro con el fin de que los datos procesados puedan ser analizados, en esta investigación se tuvo que realizar un filtro digital adicional por medio de la herramienta de matlab, el cual permitió procesar los datos de una mejor manera para obtener la curva característica del ciclo de marcha permitiendo hacer el análisis respectivo para los tres tipos de marcha lenta, moderada, rápida y permitió hacer una configuración con el fin de conocer el error cuadrático medio para cada estudio de marcha.

Otros estudios relacionados con análisis de la marcha y sensores inerciales como son los mencionados por L. Contreras, B. López y J. Jiménez, (2017) y H. Luinge, D. Roetenberg and P. Slycke,(2013) donde también sometieron sus estudios a determinar el error durante el proceso de calibración demostrando que durante movimiento lento del brazo al cabo de 10 minutos la vibración producía cambios en la orientación del sensor, lo cual perjudicaba la medición y el error aumentaba ligeramente durante el movimiento a mayor velocidad. En este estudio se determinó mediante la flexión máxima y el ángulo relativo con respecto al sistema óptico fue de 5° a una frecuencia angular de 5 rad/seg, “velocidad lenta” lo cual determina el desplazamiento del segmento del brazo de codo y muñeca. Este rango en comparación con lo informado por Roetenberg es razonable, quien demostró que la integración de datos de giroscopio al cabo de los 10 minutos generan ruido causando alteraciones notables en la calibración de cualquier dispositivo.

En esta investigación, cuando se realizó el rediseño mecánico, montaje y caracterización metrológica de un sistema inercial de captura de movimientos para aplicaciones biomédicas, el dispositivo contó con una unidad de control adaptable para 5 sensores inerciales. El uso de sensores IMU son tecnologías emergentes en el campo del análisis de movimientos y son muy utilizados en estudios que involucran extremidades en el plano sagital. Tal como lo describe Frisoli et al. (2012), en sus estudios, donde utiliza herramientas tecnológicas y sensores inalámbricos basados en unidades de medición inercial para obtener variables biomecánicas del cuerpo humano, donde se encuentra en común la particularidad del error que se presentó en ese estudio y en este proyecto, donde la ubicación y posicionamiento de los marcadores presentaban un error en el procesamiento de los datos y a su vez, llegando a la conclusión que la exactitud del sistema en comparación al sistema óptico era ampliamente marcada en marcha rápida con un error RMSE que alcanzaba un máximo de 9° , mientras que en esta investigación el error fue ampliamente mayor, generando una menor exactitud alcanzando un error RMSE de $24,42^\circ$.

Dentro del ámbito académico se encuentran un sin número de protocolos para aplicaciones en biomecánica, pero el que se utiliza con mayor frecuencia en este tipo de investigaciones es conocido como el protocolo de Davis Heel, como lo menciona S. Yañez (2018). En su estudio de marcha de flexión y extensión de la rodilla en marcha lenta, el error cuadrático medio de los ángulos medidos con IMUs y con cámaras, resultó aproximadamente 3° en la pierna normal del sujeto. Mientras que en este estudio el error cuadrático medio de los ángulos medidos con IMUs y con cámaras fue de $24,42^\circ$, lo cual quiere decir que el sistema inercial presenta un error alto con respecto a otros estudios, por lo cual se concluyen que el sistema basado en sensores inerciales puede medir ángulos con poca exactitud para estudios de marcha rápida.

En este estudio basado en sensores inerciales se pudo evidenciar que es de vital importancia que los sensores cuenten con un mejor mecanismo de fijación o puntos a medir, dado que en las marchas, sin importar la condición de ellas sean normales o rápidas, se evidenció que durante la captura de datos los sensores perdían la orientación y su ubicación inicial cambiaba, es por ellos que de alguna manera se evidencia un error en las mediciones en la marcha rápida y posterior a ello un desfase en las gráficas presentadas.

Es por ellos que los sistemas mocap, tienen y tendrán una mejor resolución y mitigación del error, porque sus puntos a analizar siempre estarán de manera fija y al momento de evaluar los resultados tendrán un error muy mínimo, es por ello que a la pregunta de investigación de este trabajo, se puede afirmar que la fiabilidad y la exactitud en el sistema de captura de movimiento de relativo bajo costo, basado en sensores inercial aplicado a estudios biomecánicos, en un estudio de marcha del sistema a estudiar es baja con respecto a otros trabajos realizados, ya que en diferentes estudios se encontraron errores menores a 8° lo cual indica que con errores en la medición superiores a 10° los sistemas inerciales son poco fiables e inexacto para estudios de marcha.

Finalmente, desde hace años la biomecánica se ha encargado de brindar respuestas a profesionales de salud como médicos especializados en ortopedia, fisioterapeutas, cirujanos, entrenadores en ciencias del deporte, para brindar valoraciones de postura, marcha, biomecánica deportiva, contribuyendo a un mejor desarrollo de la persona con protocolos y diferentes criterios evolutivos con instrumentos tecnológicos de alta calidad en laboratorios especializados, sin embargo, el uso de tecnologías emergentes y de bajo costo permiten medir y evaluar patrones cinemáticos en la marcha, BTS Bioengineering.(2022) utilizando sensores inerciales que permite realizar un análisis crítico de la marcha, en este estudio las medidas no fueron las esperadas dado que se presentó un desfase de 20° aproximadamente, lo cual podrá ser mejorado fijando de una mejor manera los sensores y marcadores a la extremidad para no alterar la captura de los datos de las futuras pruebas.

Capítulo 5. Conclusiones

5. 1. Conclusiones

En este trabajo se realizó el rediseño mecánico del sistema inercial de captura de movimientos, obteniendo la caracterización metrológica que en términos de calidad es bueno, sin embargo, los sensores, al no fijarse de manera segura a la extremidad, cambiaron la orientación inicial durante la marcha, lo cual generó una medición con un error de precisión el cual puede ser mejorado para el uso de aplicaciones biomédicas, de rehabilitación, entre otras. Mejorando la estructura de fijación del sensor, mejorará la precisión en el proceso de adquisición y reducirá de manera drástica la tolerancia al error que se pueda presentar.

El proceso de diseño e impresión en 3D facilitó que la unidad de control lograra una estructura ergonómica y que los sensores inerciales fueran modulares. De esta manera se garantizó la portabilidad del dispositivo con un cinturón especializado que se ajusta al paciente sin importar el físico de él, logrando que los movimientos al caminar, correr o saltar fueran lo más natural posible.

Se realizó todo el proceso de ensamble de las tarjetas de comunicación para el uso de 5 sensores inerciales, cada uno de los sensores por medio de las tarjetas, envía todos los datos a un ordenador conectado a través de su módulo de wifi; al final de cada análisis, se muestra un informe que contiene todos los parámetros registrados durante cada prueba. De esta manera se garantizó que el uso del dispositivo fuera óptimo para las pruebas metrológicas y de funcionamiento.

Si bien el dispositivo tuvo un funcionamiento óptimo en la toma de datos, en su mecanizado y en la ergonomía del sistema, se puede concluir que el sistema inercial de bajo costo implementado, presenta desventaja en la exactitud y fiabilidad de los registros obtenidos para marcha rápida, dado que el desfase en RMSE fue $> 24,4^\circ$, lo cual es alto frente a sistemas con características

similares que contempla un desfase en RMSE $<$ a 8° , sin embargo, no quiere decir que el sistema no pueda ser utilizado para futuros estudios de marcha.

En este trabajo se definió un protocolo de medida de la marcha, si bien en algunos aspectos el uso del protocolo de Davis presenta puntos de controversia, como en el argumento del posicionamiento de los marcadores donde es uno de los mayores problemas o principios de error, claramente pueden ser solucionados en futuras fases de estudio. Sin embargo, este protocolo permitió un desempeño aceptable y útil en la práctica, desarrollando marcha lenta, moderado y rápido.

Con estos resultados es posible concluir y responder a la pregunta de investigación afirmando que el sistema inercial presento un error en las mediciones mayor a 10° en marcha rápida, por lo cual el sistema inercial no es fiable ni brinda exactitud a las mediciones realizadas, sin embargo, se evidencia que el causante del error del sistema presentado fue la perdida de ubicación y orientación inicial de los sensores durante las pruebas realizadas, ya que el mecanismo de fijación a la extremidad es muy elástico permitiendo movimientos que alteraron los resultados y es un problema muy común en estos diseños y una desventaja frente a sistemas mocap, por esta cualidad es que los sistemas de captura de movimiento óptico son tan costos y más fiables y exactos en las mediciones.

5.2. Trabajos Futuros

Para los proyectos que continúen con esta misma línea de estudio, se propone mejorar software del sistema, modificando la interfaz gráfica de usuario por medio de herramientas que permitan una personalización del estudio que incluya datos básicos del sujeto a estudiar: nombre, edad, peso, estatura entre otros, y herramientas que permitan tener protocolos ya configurados para los diferentes estudios al cual va a ser sometido un sujeto.

La universidad cuenta con el profesional adecuado para implementar una tecnología en sensores inercial más avanzada, donde se sustituya la unidad de control y el sistema de análisis de marcha pueda ser más óptimo, de esta manera se elimina algún inconveniente en la ejecución de los movimientos, por ende, van a ser casi natural.

En el sentido de tener mayor interacción con aplicaciones móviles, sería posible diseñar un sistema preestablecido con varios parámetros almacenados en una APP, donde con inteligencia artificial realice procesos comparativos con parámetros de marcha normal, de acuerdo a rangos de edad, eso evitaría el uso de un sistema de cómputo, logrando de esta manera tener un sistema 100% portable con visualización en dispositivos móviles.

Para una futura unidad de control se podría pensar en la sincronización de todo el sistema desde el pc o dispositivo móvil, o en su defecto desde la unidad de control sincronizar el reinicio e inicio del sistema de manera completa, con respecto a los cálculos de los ángulos, se puede

realizar algoritmos que permitan brindar un diagnóstico casi de manera inmediata, esto implica que el sistema de programación sea robusto, pero a su vez más haría un sistema eficiente al momento de brindar una información al profesional de la salud.

5.3. Recomendaciones

Al momento de comenzar el mecanizado de las partes electrónicas a las tarjetas sugiero primero realizar pruebas de funcionamiento por etapas, esto servirá para optimizar tiempo y verificar el correcto funcionamiento del software y con ello no se tendrían retrasos en el cronograma de actividades.

Validar la continuidad de cada uno de los componentes antes de ensamblar todo el sistema, esto servirá para garantizar que el montaje de los dispositivos tengan un correcto funcionamiento y que las lecturas de los sensores sean los adecuados al momento de inicializar el programa para la adquisición de datos.

Al momento de realizar procesos de soldadura, tener presente el calibre de la misma, ya que si es muy gruesa puede generar encapsulaciones de material, el cual generara cortos al sistema y por ende la no inicialización de los sensores.

En el momento de realizar las pruebas con sujetos, validar la ubicación y la orientación de los sensores, para evitar datos erróneos en la lectura de las próximas interacciones o ensayos a realizar.

6. BIBLIOGRAFÍA

- [1] C. M. N. Brigante, N. Abbate, A. Basile, A. C. Faulisi and S. Sessa, "Towards Miniaturization of a MEMS-Based Wearable Motion Capture System", in *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 58, n°. 8, pp. 3234-3241, Aug. 2011, doi: 10.1109/TIE.2011.2148671
- [2] L. M. D. P. Sánchez Galvis, "prototipo basado en sensores inerciales para el seguimiento de la actividad física", universidad Autonoma de Manizales, Manizales 2019. Disponible https://repositorio.autonoma.edu.co/jspui/bitstream/11182/844/1/Prototipo_sensores_inerciales_seguimiento_actividad_f%C3%ADsica.pdf
- [3] J. E. Muñoz, O. A. Henao, and J. F. López, "System based on the Use of Biomechanical Analysis and Videogames through the Kinect Sensor", in *IEEE* pp. 43–54, 2013.
- [4] K. Correa A and F. Velasco C, "Diseño y Construcción de una Unidad de Medida Inercial para el Sensado de la Actitud/Orientación de un Pico-Satélite", *J. Ciencia. E Ing.*, vol. 01, no. 1, pp. 37–41, 2009.
- [5] M. A. Frisoli, C. A. Cifuentes, A. Frizzera, A. Santiago, and A. A. Braidot, "Sensor Portable para Registro Cinemático por Comunicación ZigBee", pp. 1–5, 2012.
- [6] M. C. Cuervo, A. F. R. Olaya, and R. M. G. Salamanca, "Métodos de captura de movimiento biomecánico enfocados en telefisioterapia", *Pan American Health Care Exchanges, PAHCE*, pp. 0–5, 2013.
- [7] J. J. Castañeda, A. F. Ruiz, C. N. Lara, and F. Z. Roldán, "Knee joint angle monitoring system based on inertial measurement units for human gait analysis", *IFMBE Proceedings*. vol. 60, pp. 690–693, 2017.
- [8] L. Contreras, B. Lopez and J. Jimenez, "Caracterizacion De Unidades De Medicion Inercial IMUS", *Ingenio Magno*, vol. 8 n°1, pp 92-102, 2017.
- [9] J. Favre, B. M. Jolles, R. Aissaoui and K. Aminian, "Ambulatory measurement of 3D knee joint angle", *Journal of Biomechanics*, vol. 41, n°. 5, pp. 1029-1035, enero de 2008.
- [10] H. Luinge, P. Veltink and C. Baten, "Ambulatory Measurement of Arm Orientation", *Journal of Biomechanics*, vol. 40, pp. 78-85, 2007.
- [11] H. Luinge, D. Roetenberg and P. Slycke, " Full motion human motion tracking system using miniature inertial sensors", *Xsens Motion Technologies BV*. 2013.
- [12] G. Cooper, L. Sheret, and L. et al. McMillan, "Inertial sensor based knee flexion/extension angle estimation,"*Journal of Biomechanics*, vol. 42, n°. 16, pp. 2678-2685, 2009.

- [13] E. R. Bachmann and R. B. McGhee, "Inertial and magnetic posture tracking for inserting humans into networked virtual environments", in *ACM Symposium on Virtual Reality Software and Technology*. ACM: Nueva York, NY, pp. 9-16, 2001.
- [14] H. Zhou and H. Hu, "Upper limb motion estimation from inertial measurements", *International Journal of Information Technology*, vol. 13, n° 1, pp. 1-14, 2007."
- [15] E. R. Bachmann, X. Yun, y C. Peterson, "An investigation of the effects of magnetic variations on Inertial/Magnetic orientation sensors", in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 1115-1122, 2004."
- [16] X. Yun, E. Bachmann and R. McGhee, "A Simplified Quaternion- Based Algorithm for Orientation Estimation From Earth Gravity and Magnetic Field Measurements", in *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 57, no. 3, pp. 638-650, 2008.
- [17] A. G. Cutti, A. Giovanardi, L. Rocchi, A. Davalli and R. Sacchetti, "Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors", *Medical & biological engineering & computing*, vol. 46, pp. 169-178, febrero de 2008.
- [18] M. El-Gohary y J. McNames, "Shoulder And Elbow Joint Angle Tracking with Inertial Sensors", in *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 59, no. 9, pp. 577-585, July 2012.
- [19] H. Luinge, P. Slycke and D. Roetenberg, "Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors", *Xsens MVN: Full 6DOF xsens motion technol. bv* pp. 1–7, 2009.
- [20] G-WALK Wearable inertial system *BTS Bioengineering*, *BTS Bioengineering.2022* [Online]. Available: <https://www.btsbioengineering.com/products/g-walk-inertial-motion-system/?gclid=CjwKCAjwq832BRA5EiwACvCWsctEbG1nwY6N1i1CEAW3gRRY5FevQTweZOHbCVFEiuxv2xcTc3iK>.
- [21] M. Nordin, V. H. Frankel and J.M. Tricas, "biomecanica de las articulaciones", *Biomecanica basica del sistema musculoesqueletico*, Tercera edicion, España, McGraw-Hill, 2001, pp. 180-370.
- [22] L. Vargas, P. Caicedo, S. A. Salinas, W. Sierra and L. Rodriguez "Protocolo de Evaluación de un Sistema para Medición de Parámetros de Tiempo de la Marcha Humana", *iberdiscap*, Bogotá, pp. 32–39, 2017.
- [23] M. H. Valencia, " Caracterización de variables cinemáticas de la marcha humana mediante un sistema computarizado de captura de imágenes subacuáticas en el tanque de marcha de la Clínica Universidad de la Sabana." *Universidad de la Sabana*, Chia. Disponible: https://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:mAIKWLMRG_gJ:https://intelectum.unisabana.edu.co/bitstream/handle/10818/6401/Mauricio%2520Hernando%2520Valencia%2520Agudelo%2520%2528Tesis%2529.pdf%3Fsequence%3D4%26isAllowed%3Dy+%&cd=11&hl=es&ct=clnk&
- [24] D. Sutherland, R. Olshen, E. Biden, et al. "The development of mature walking", *Clinic Develop Medicine*. Oxford, pp.27- 54.

- [25] R. Baker, "Gait analysis methods in rehabilitation", *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 3, n° 4, pp. 1-10, 2006, doi: 10.1186/1743-0003-3-4
- [26] V. L. Chester, M. Tingley and E. N. Biden, "Comparison of two normative paediatric gait databases", *Dynamic Medicine*, vol. 6, July 2007.
- [27] N. Tenore, F. Fortugno, F. Viola, M. Galli and S. Giaquinto, "Gait Analysis as a Reliable Tool for Rehabilitation of Chronic Hemiplegic Patients", *Clinical and Experimental Hypertension*, vol. 28, pp. 349-355, 2006.
- [28] RB, Davis, S, Ounpuu D, Tybursky JR. A. Gage, "gait analysis data collection and reduction technique". *Human Movement Science*, vol.10, pp 575-587, 1991, doi: 10.1016/0167-9457(91)90046-Z.
- [29] D.G.E. Robertson, G.E. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen and S.N. Whittlesey, "Three Dimensional Kinematics", *Research and methods in biomechanics* segunda edicion, Ottawa, 2004, pp. 35-59.
- [30] I. Sudhoff, S. V. Driessche, S. Laporte, J.A.D. Guise and W. Skalli, "Comparing three attachment systems used to determine knee kinematics during gait. *Gait & Posture*", vol. 25, pp. 533-543, 2007, doi:10.1016/j.gaitpost.2006.06.002.
- [31] B. Westhoff, M.A. Hirsch, H. Hefter, A. Wild, and R. Krauspe R, "How reliable are data from 3D-gait analysis," *Sportverletz Sportschaden* vol. 18, pp. 76-79, 2004, doi: 10.1055/s-2004-813229.
- [32] E. Vázquez and E. Wiecher, *Los amputados y su rehabilitación*. Mexico, pp. 85-93, 2016.
- [33] A. D. Rehués "aplicaciones docentes de la tecnología mocap," *Universita Politècnica de València*, Valencia 2020. Disponible:
<https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/156887/Rehues%20%20Aplicaciones%20docentes%20de%20la%20tecnologia%20C3%ADa%20Mocap.pdf?sequence=1>
- [34] X. Hu and G. S. Soh, "A study on estimation of planar gait kinematics using minimal inertial measurement units and inverse kinematics," 2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2014, pp. 6911-6914, doi: 10.1109/EMBC.2014.6945217.
- [35] M. A. El-Gohary, "Joint Angle Tracking with Inertial Sensors", *Portland State University Portland*, 2013. Disponible:
<https://www.proquest.com/openview/1bf88c7e0af13e267a76d3ccef5b9a94/1?pq-origsite=gscholar&cbl=18750>
- [36] S. Yañez, "Estudio Comparativo de Sistemas de Análisis de Marcha Basados en Sensores Inerciales y Cámaras Infrarrojas," *universidad de concepción* 2018. Disponible:
http://repositorio.udec.cl/bitstream/11594/359/1/Tesis_estudio_comparativo_de_sistemas.Image.Marked.pdf

- [37] L. Testut, A. Latarjet, Compendio de Anatomía Descriptiva, 22 ed, Barcelona, 1983.
- [38] A. Villa, E. Gutiérrez y J. C. Pérez, "Consideraciones para el análisis de la marcha humana. técnicas de videogrametría, electromiografía y dinamometría", Revista Ingeniería Biomédica, vol. 2, n°3, pp. 16 - 26, 2008.
- [39] "Metrología Abreviada", Centro Español de Metrología. Madrid, Proyecto EURAMET CEM, Madrid, pp. 54-82, 2008."
- [40] "Resolución número 8430 DE 1993", Ministerio de salud, Colombia, pp. 2-16, 1993.
- [41] "Manual tecnico sistema de captura de movimiento por medio de sensores inerciales" Universidad Antonio Nariño, Colombia, pp. 1- 27, 2018
- [42] P. K. Levangie and C. C. Norkin, "Joint Structure and Function A Comprehensive Analysis", Fifth Edition, Philadelphia: F.A. Davis Company, 2011.
- [43] RMSE (<https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/62818-rmse>), MATLAB Central File Exchange, 2022.

ANEXOS

Anexo A. Ángulos de Articulaciones Plano Sagital – Extracto “Joint Structure and Function” [41].

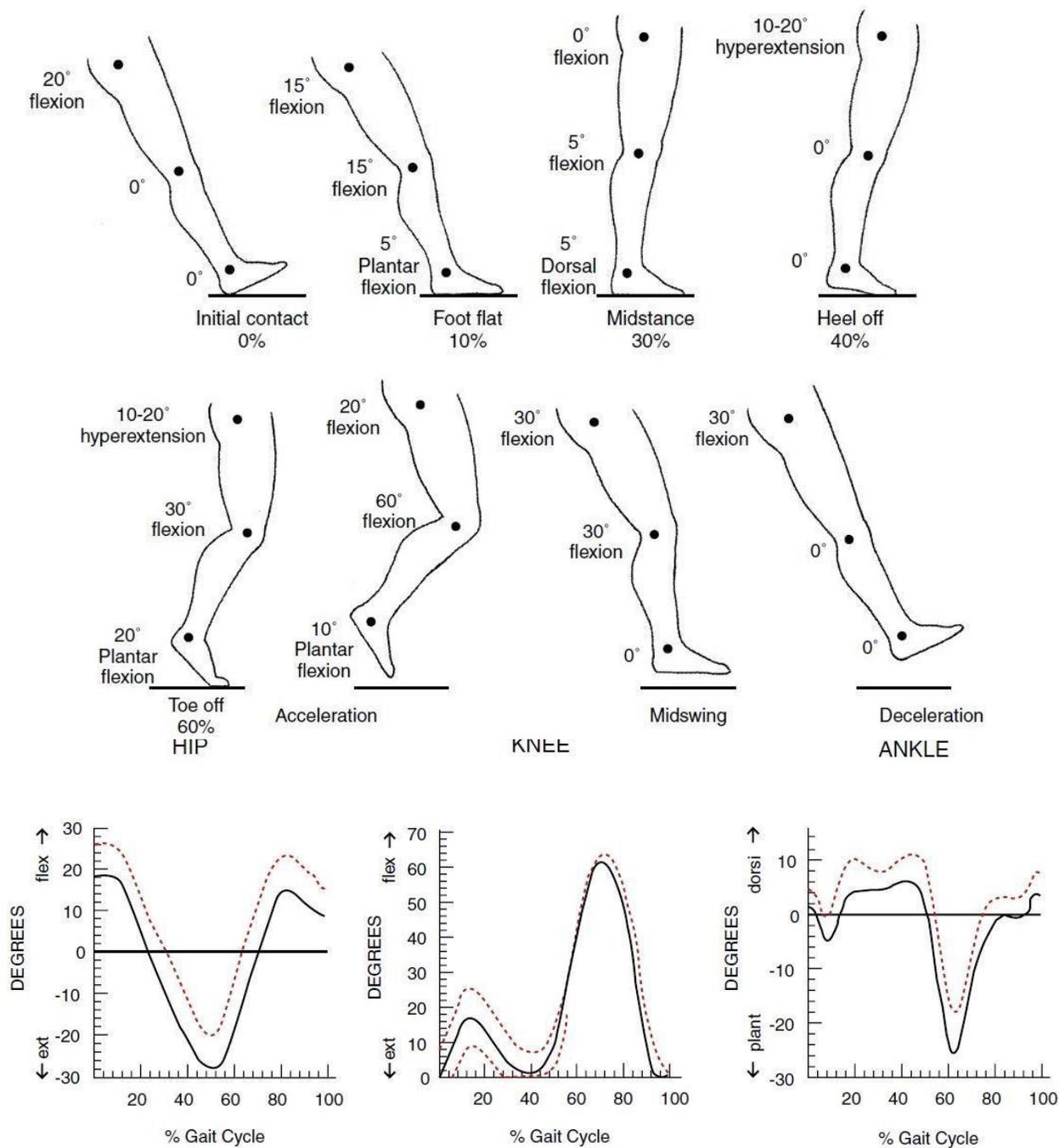
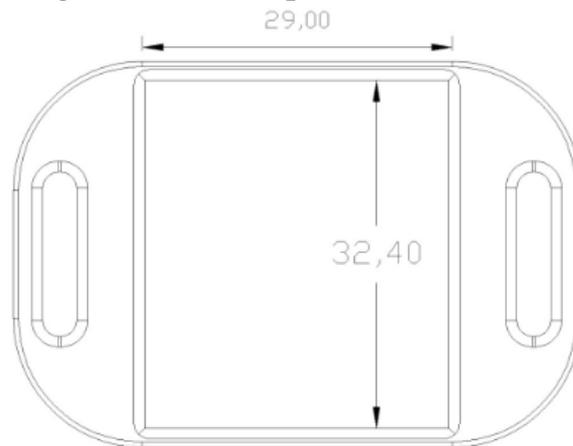
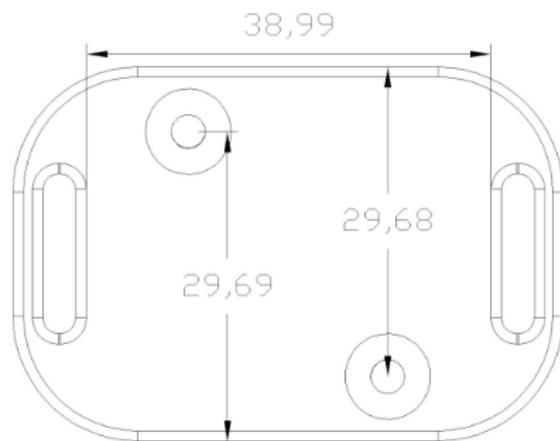


Fig. A.1 Ángulos de articulaciones del miembro inferior en el plano sagital durante la marcha [41].

Anexo B. Planos de Sensor y Unidad de control

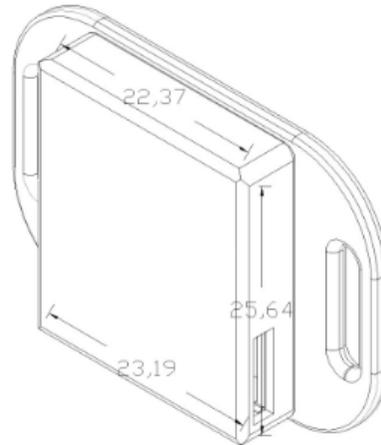
Figura 35. Vista superior: Carcasa Sensor.

Fuente: Autor propio



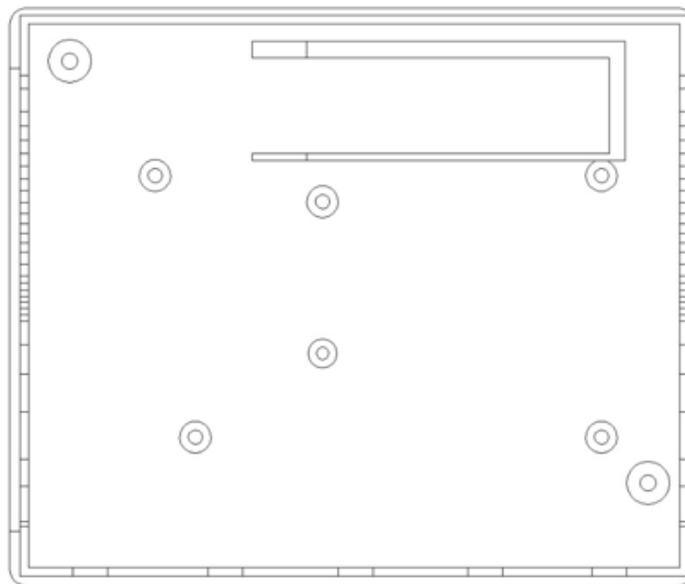
Fuente: Autor propio

Figura 36. Vista lateral derecha: Carcasa completa de sensor

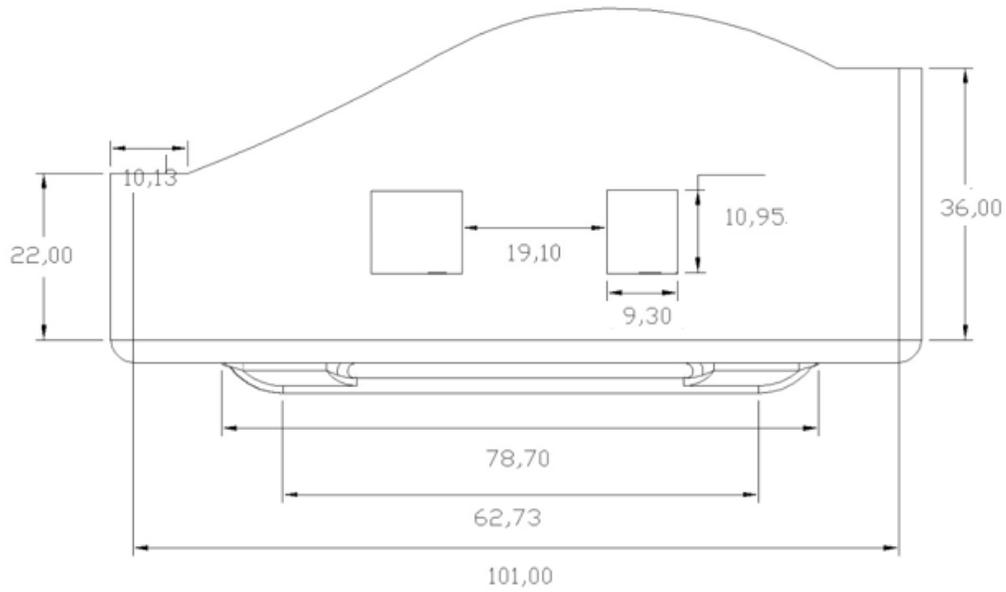


Fuente: Autor propio

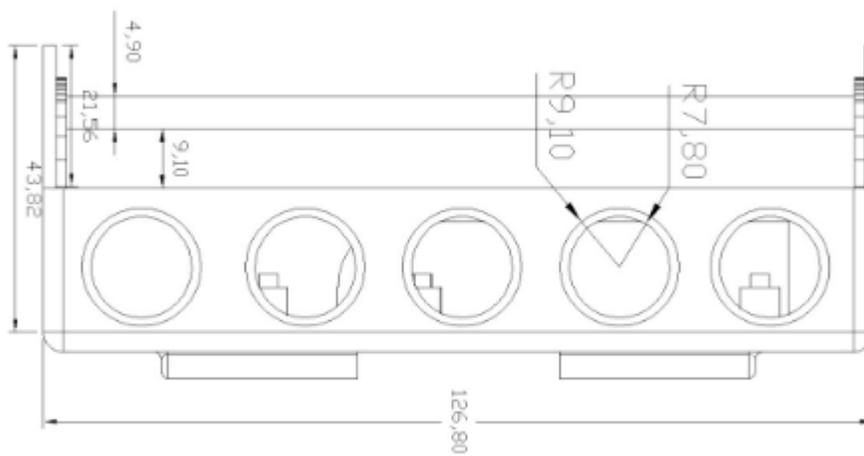
Figura 37. Vista superior: Unidad de control.



Fuente: Autor propio

Figura 38. Vista lateral derecha: Unidad de control.

Fuente: Autor propio

Figura 39. Vista Frontal: Unidad de control

Fuente: Autor propio

Figura 40. Unidad de control versión actual VS versión anterior

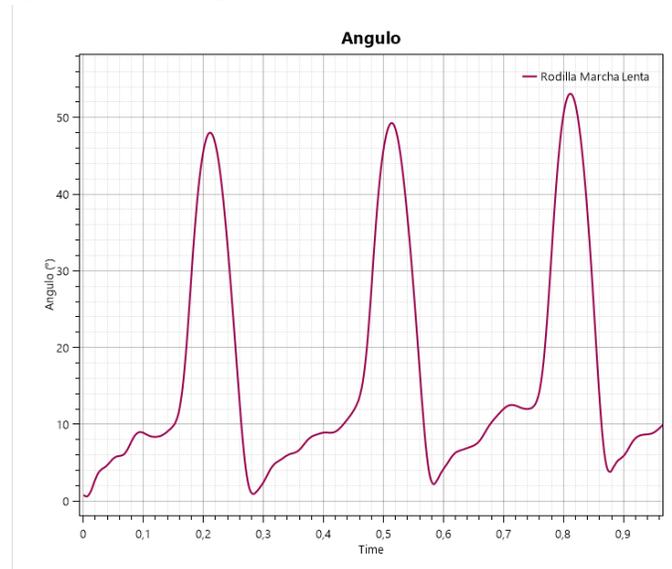


Figura 41. Dimensión de cambios en la unidad de control

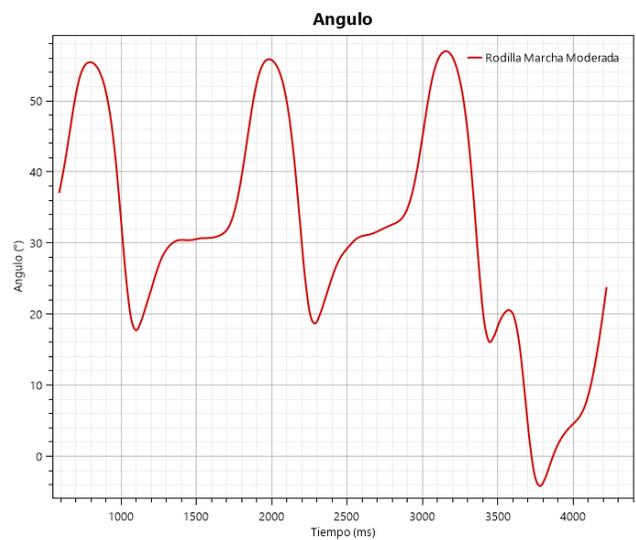


Fuente: Autor propio

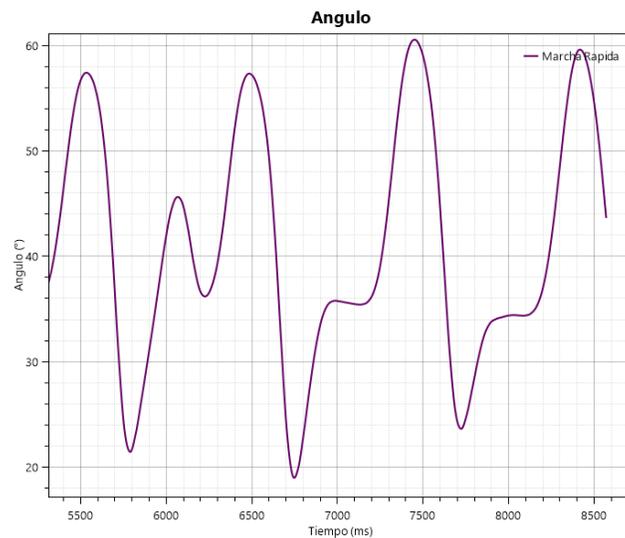
Anexo C. Gráficas De Marchas Realizadas

Figura 42. Tiempo de los ciclos de Rodilla marcha lenta

Fuente: Autor propio

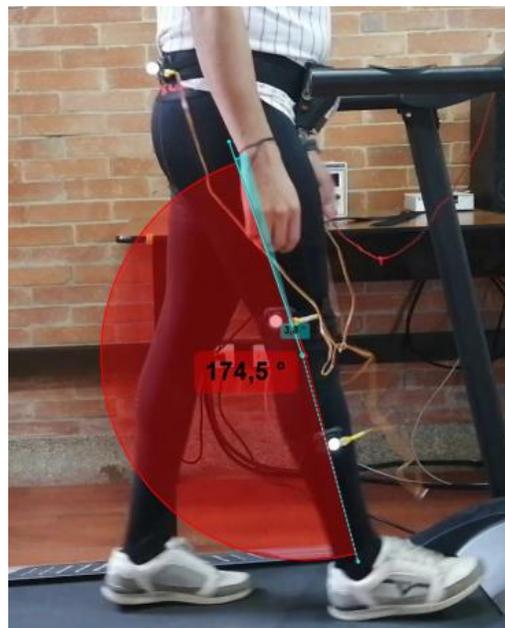
Figura 43. Tiempo de los ciclos Rodilla marcha moderada

Fuente: Autor propio

Figura 44. Tiempo de los ciclos Marcha Rápida

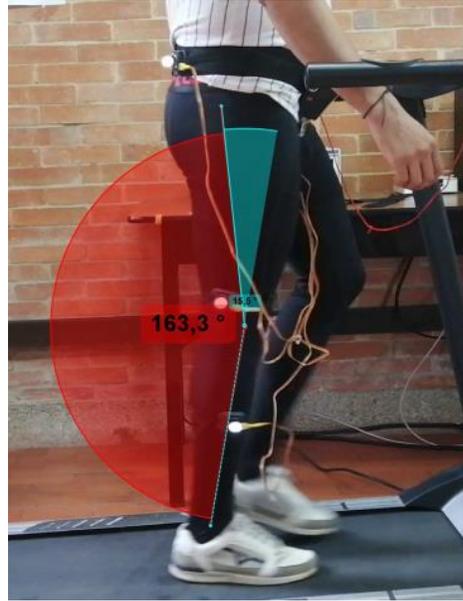
Fuente: Autor propio

Anexo D. Calculo error relativo de rodilla en marcha lenta en fase de balanceo

Figura 45. Angulo de la rodilla

Fuente: Autor propio

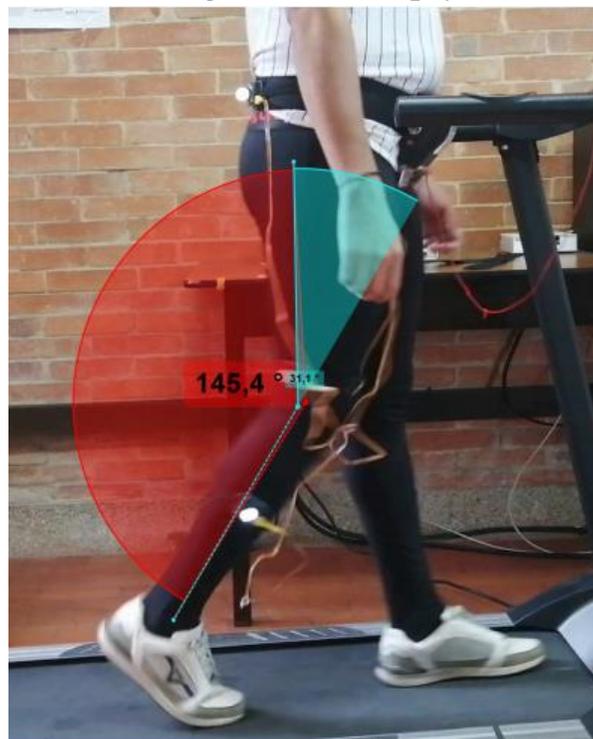
Figura 46. Posicion de hiperextención



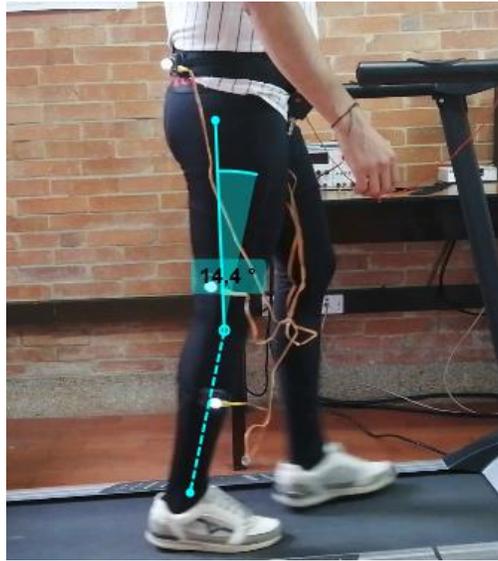
Fuente: Autor propio

Anexo E. Angulo de rodilla en marcha lenta

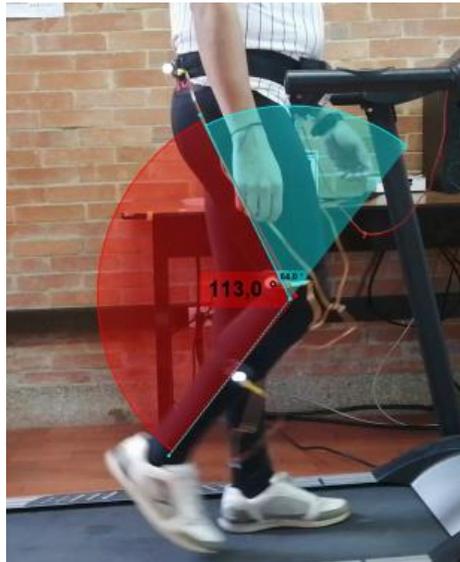
Figura 47. Fase apoyo



Fuente: Autor propio

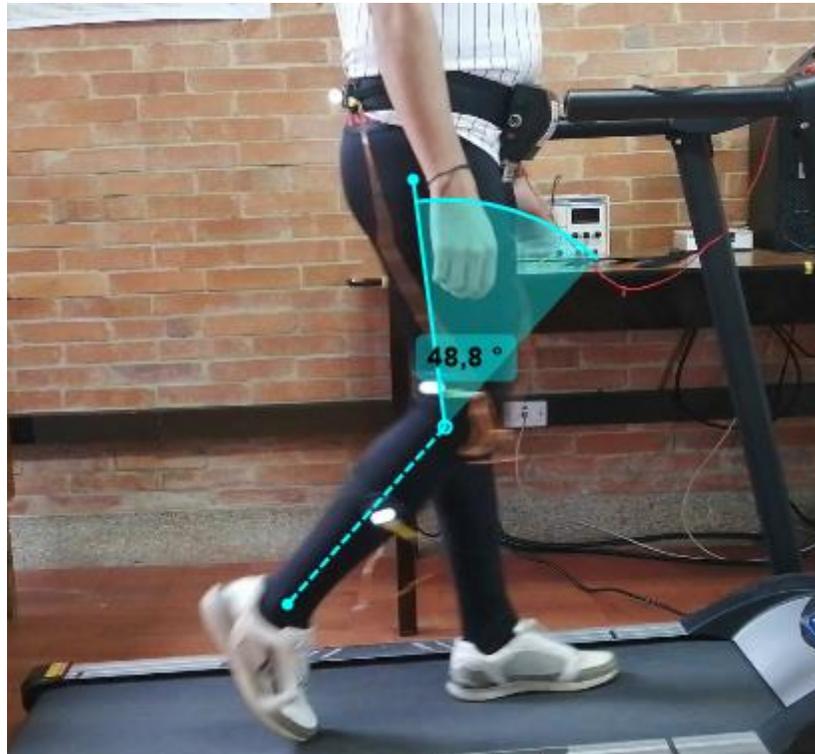
Figura 48. Fase plantar medio

Fuente: Autor propio

Figura 49. Propulsion del despegue

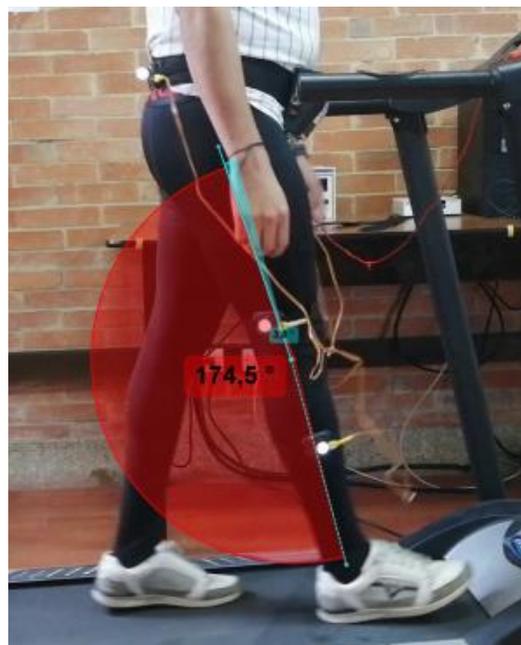
Fuente: Autor propio

Figura 50. Fase balanceo aceleración



Fuente: Autor propio

Figura 51. Fase deceleración



Fuente: Autor propio