



Implementación de un Sistema Basado en Sensores Inerciales para la Caracterización Biomecánica de la Marcha Normal y de Pacientes con Amputación del Miembro Inferior.

Julian Stevens Molina Acevedo

Universidad Antonio Nariño
Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica
Programa de Ingeniería Biomédica
Bogotá D.C, Colombia
2021

Implementación de un Sistema Basado en Sensores Inerciales para la Caracterización Biomecánica de la Marcha Normal y de Pacientes con Amputación del Miembro Inferior.

Julian Stevens Molina Acevedo

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

Ingeniero Biomédico

Director:

Ing. Sebastián Jaramillo Isaza Ph.D.

Codirector:

Ing. Andrés Felipe Ruiz Olaya Ph.D.

Línea de Investigación:

Biomecánica y Rehabilitación.

Universidad Antonio Nariño

Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica

Programa de Ingeniería Biomédica.

Bogotá, Colombia

2021

*Whatever you do, choose it! Don't let time
choose for you.*

Agradecimientos

Este trabajo que hoy finaliza es un logro y un reconocimiento por mi esfuerzo y dedicación, pues el desarrollo de este no se puede describir como fácil ni sencillo, por eso quiero agradecerme a mi mismo y resaltar la fortaleza y perseverancia durante los cinco años de estudio que representan haber concluido con éxito este objetivo personal.

Agradezco a mis padres porque gracias a ellos pude iniciar este gran proyecto que es mi futuro profesional, agradecer especialmente a mi madre por el amor y la paciencia día a día mientras se preocupaba por mis progresos en este trabajo. Agradezco a mi hermana por ser una inigualable compañera y amiga desde la infancia.

También a mis amigos, compañeros y personas especiales en mi vida porque con ellos disfrute cada momento y proceso durante el transcurso de este desarrollo profesional, agradezco su apoyo incondicional durante todos estos años de estudio que hoy terminan. Siembra una buena y sincera amistad, y con el tiempo te permitirá disfrutar una agradable cosecha.

Agradecimiento especial a mis directores por su paciencia y colaboración durante el desarrollo de todo el presente trabajo. Gratifico y enaltezco su complicada labor de transmitirnos sus conocimientos y sabiduría.

Mención especial a una persona inigualable. Cami, aunque no estés aquí hoy, me hiciste más feliz de lo que creí que podría llegar a ser.

No pido que vuelvas, pero como me gustaría que nunca te hubieras ido.

Resumen

Las personas con prótesis de miembro inferior presentan limitación de movilidad y una posible alteración en la marcha. Usar sensores inerciales puede apoyar la caracterización biomecánica de estas alteraciones. El presente trabajo busca implementar un sistema basado en sensores inerciales, que permita la caracterización biomecánica de los patrones de marcha de personas con prótesis de miembro inferior y obtener información cuantitativa para una intervención oportuna por parte del personal de la salud.

En este proyecto se realizaron dos experimentos, uno para la validación de la fiabilidad del sistema y otro para la cuantificación de la asimetría en la marcha.

Para la validación se presentó una comparativa entre dos sistemas de análisis de movimiento, un sistema óptico y el sistema basado en sensores inerciales. Al realizar la comparación para cuantificar la similitud se obtuvo que el sistema basado en sensores inerciales empleado en esta investigación cuenta con una precisión aceptable.

En los estudios de asimetría en la marcha se estudiaron tres adultos que presentan una marcha sana y uno que presenta una marcha con alteraciones. Adicionalmente, se hizo uso de una base de datos cinemáticos de personas con prótesis transfemoral, de allí se utilizaron los datos de dos sujetos para comparar con los resultados obtenidos en este proyecto.

Los primeros tres sujetos muestran consistencia en la amplitud articular de la rodilla y la cadera, los valores de asimetría indican inexistencia de esta. Los tres sujetos siguientes se observa alteraciones en la amplitud articular y valores de asimetría mayores.

Los resultados obtenidos demuestran que el sistema implementado y las variables de asimetría en la marcha podrían permitir el diagnóstico e intervención oportuna por parte de los profesionales de la salud.

Palabras clave: Sensor inercial, análisis biomecánico, marcha, asimetría, amputación.

Abstract

People with lower limb prostheses have limited mobility and possible gait disturbance. The use of inertial sensors can support the biomechanical characterization of these alterations. The present work seeks to implement a system based on inertial sensors, which allows the biomechanical characterization of the gait patterns of people with lower limb prostheses and to obtain quantitative information for a timely intervention by health personnel.

Two experiments were conducted in this project, one for the validation of the reliability of the system and the other for the quantification of gait asymmetry.

For the validation, a comparison between two motion analysis systems, an optical system and the system based on inertial sensors, was presented. When the comparison was made to quantify the similarity, it was found that the system based on inertial sensors used in this research has an acceptable accuracy.

In the gait asymmetry studies, three adults with a healthy gait and one with an impaired gait were studied. Additionally, a kinematic database of people with transfemoral prosthesis was used, from which the data of two subjects were used to compare with the results obtained in this project.

The first three subjects show consistency in the articular amplitude of the knee and hip, the asymmetry values indicate no asymmetry. The next three subjects show alterations in joint amplitude and higher asymmetry values.

The results obtained show that the system implemented and the asymmetry variables in gait could allow diagnosis and timely intervention by health professionals.

Keywords: Inertial sensor, biomechanical analysis, gait, asymmetry, amputation.

Contenido

CAPÍTULO 1 – INTRODUCCIÓN	1
1.1 INTRODUCCIÓN	1
1.2 ESTADO DEL ARTE	3
1.3 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	8
1.4 JUSTIFICACIÓN	13
1.5 OBJETIVOS	14
1.5.1 <i>Objetivo general</i>	14
1.5.2 <i>Objetivos específicos</i>	14
CAPÍTULO 2 – MARCO TEÓRICO Y LEGAL	15
2.1 MARCHA HUMANA, AMPUTACIÓN Y PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR	15
2.1.1 <i>Protocolos de análisis de marcha</i>	18
2.1.2 <i>Determinantes de la marcha</i>	20
2.1.3 <i>Amputaciones del miembro inferior y su clasificación</i>	20
2.1.4 <i>Partes de la prótesis para miembro inferior</i>	21
2.1.5 <i>Asimetría en la marcha</i>	23
2.2 ANÁLISIS CINEMÁTICOS DEL MOVIMIENTO	23
2.3 SENSORES INERCIALES	26
2.4 REPRESENTACIÓN DE AMPLITUD ARTICULAR DE LA RODILLA	28
2.5 MARCO LEGAL Y NORMATIVO SOBRE LA ATENCIÓN A PERSONAS CON DIVERSIDAD FUNCIONAL MOTORA	31
CAPÍTULO 3 – DISEÑO METODOLÓGICO	35
3.1 FASE 1	36
3.1.1 ALCANCE Y DEFINICIÓN DE LOS REQUERIMIENTOS Y ESPECIFICACIONES DEL SISTEMA	36
3.1.2 NORMATIVIDAD PARA LA ADQUISICIÓN Y PRUEBAS CON PERSONAS	38
3.2 FASE 2	38
3.2.1 DISEÑO DEL EXPERIMENTO	38
3.2.2 DEFINICIÓN DE LA UBICACIÓN DE LOS MARCADORES ÓPTICOS	39
3.2.3 DEFINICIÓN DE LA UBICACIÓN DEL SET DE SENSORES INERCIALES	40
3.3 FASE 3	41
3.3.1 CALIBRACIÓN Y MEDICIÓN CON EL SISTEMA INERCIAL	41
3.3.2 VALIDACIÓN CON SISTEMA ÓPTICO	43
3.4 FASE 4	46
3.4.1 ADQUISICIÓN DE DATOS	46
3.4.2 PROCESAMIENTO DE LOS DATOS ADQUIRIDOS	49
CAPÍTULO 4 – RESULTADOS	57
4.1 RESULTADOS	57

Contenido

4.2	DISCUSIÓN	72
CAPÍTULO 5 – CONCLUSIONES		74
5.1	CONCLUSIONES	74
5.2	RECOMENDACIONES	75
5.3	TRABAJOS FUTUROS	76

Capítulo 1 – Introducción

1.1 Introducción

La división geográfica y el empleo de las fuerzas armadas trajo orden a la población y al estado, sin embargo, generaron a su vez violencia debido a esa correlación histórica entre la política y la guerra [1]. Las consecuencias que generan las disputas de poder mediadas por conflictos armados pueden ir desde, impactos al sector económico y social, hasta el sector de la salud [2].

En el contexto nacional, una parte de los ciudadanos colombianos también padecen las consecuencias que originan los conflictos armados [3]. Esto puede verse reflejado en los datos entregados por la Oficina del Alto Comisionado para la Paz que es fuente de información de acción contra minas en Colombia. Hasta el año 2020 como fecha de corte, se registraron 11.892 víctimas por minas antipersonal [4], siendo en la mayoría de los casos accidentes con víctimas no fatales pero con pérdida parcial del miembro inferior a diferentes niveles, aumentando así la cantidad de personas en condición de discapacidad [5].

Sin embargo, existen otros factores que pueden conducir a la posible pérdida o amputación de un miembro inferior. Dentro de dichos factores se encuentran el flujo sanguíneo deficientes a las extremidades, infecciones mal tratadas o que no desaparecen, tumores, quemaduras, factores genéticos y algunas enfermedades tales como problemas vasculares y la diabetes mellitus. Esta última produce una lesión o ulceración del pie, que tiende a infectarse con facilidad. De esta diabetes se encuentran varios tipos, pero las más comunes son el tipo 1 y el tipo 2, en ambos casos esta es una enfermedad que acarrea problemas de

salud pública a nivel mundial [6]. Se ha demostrado que la diabetes mellitus, especialmente el tipo 2, incrementa el riesgo de amputación del miembro inferior y se estima que tienen entre 10 y 24 veces más probabilidad de perder el miembro en comparación a los no diabéticos [7].

Otra causa importante que conduce a la amputación de miembros inferiores son los accidentes viales. Un ejemplo es la infracción de velocidad máxima permitida en Bogotá, este es uno de los principales problemas de la seguridad vial en esta ciudad. En el año 2018 en Colombia las cifras de lesionados fueron de 4090 casos, esto representa un aumento comparado con las del año anterior que cerró con 3804 casos. En Bogotá la mayor parte de la población de discapacidad prolongada por causas de accidentes de tráfico corresponde a la población en edad de trabajar [8]. Por otro lado, en el boletín estadístico de agosto de 2019 de la agencia nacional de seguridad vial, se reportó una cantidad de 4213 fallecidas a causas de accidentes viales y 22107 personas lesionadas, esto quiere decir que por cada 100 mil habitantes colombianos existen aproximadamente 53 afecciones por siniestros viales, siendo cerca del 72% de los afectados jóvenes adultos (20-34 años) y adultos (35-60 años). Destaca además que los departamentos más afectados son Cundinamarca, Antioquia y Valle del Cauca [9].

La mayoría de personas con amputaciones de miembro inferior requieren de dispositivos de asistencia para caminar, en especial aquellos tipos prótesis. Si bien el uso de estos dispositivos mejora la calidad de vida de esta población, en la mayoría de los casos, el uso de este tipo de dispositivos también genera alteraciones en las características de la marcha, derivando en lo que normalmente se conoce como marchas patológicas [10].

Los patrones de marcha pueden ser descritos utilizando parámetros espacio-temporales como la velocidad de marcha, la longitud de paso, cadencia de marcha, entre otros, estos patrones son diferentes no solo al comparar diversos individuos sino también al realizar análisis en el mismo sujeto, esto puede deberse a factores físicos como el tipo de suelo, el tipo de calzado, psicológicos como el estado de ánimo y hasta características antropométricas de la persona como lo son la altura, el peso y la edad [11].

Como principales causas del rechazo en la utilización de prótesis tenemos que, según un estudio realizado en la Universidad Técnica de Ambato en Ecuador, la restricción en la realización de actividades cotidianas es de las principales causas de rechazo a las prótesis, además de otras como el dolor del miembro residual y las laceraciones en la piel del miembro residual [12]. Otras causas de rechazo pueden estar asociados a patrones mecánicos del dispositivo como los son los desalineamientos del sistema, la mala selección de materiales y los problemas en el diseño del socket. Particularmente, las alteraciones en los patrones de la marcha en paciencias con prótesis de miembro inferior puede proporcionar información predictiva acerca del riesgo de rechazo de la prótesis y la posibilidad de generación de trastornos musculoesqueléticos en otras zonas articulares de la persona.

El presente trabajo se realiza en la búsqueda de desarrollar un sistema de captura de movimiento que permita el diagnóstico oportuno de alteraciones de la marcha. Además, ayudar al personal de la salud en el seguimiento de patrones de marcha para un diagnóstico eficaz y oportuno.

1.2 Estado del arte

Las antiguas civilizaciones han dejado indicios de la concepción y la construcción de dispositivos protésicos. Ya en el antiguo Egipto se evidencia la creación de prótesis a medida para miembros amputados. Ya más adelante se puede destacar la creada en madera por un soldado en el año 484 a.C. quién busco reemplazar su pie amputado [13]. Las rodillas protésicas fueron las primeras en ser instrumentadas, sus principales avances radican en la actuación durante la fase de apoyo y balanceo para así permitir un ciclo de marcha más armónico. Actualmente también existen pies protésicos que han incorporado diversos tipos de tecnología lo que les permite detectar variaciones en el terreno y responde con movimientos de dorsiflexión o plantiflexión [10].

Hoy por hoy la prótesis es el método de rehabilitación más utilizado, esto trae como consecuencia la necesidad de un ajuste adecuado entre el muñón residual y la prótesis para

así proveer estabilidad y, en el caso del miembro inferior, una correcta distribución de peso que actúa sobre las articulaciones y los segmentos residuales. Esto debido a que la alineación de estos elementos afecta directamente la posición de los segmentos óseos [14]. De no lograr un ajuste adecuado se corre el riesgo de que la persona abandone este método de rehabilitación, ya que el dolor en el segmento remanente y la incomodidad en la marcha pueden ser insostenibles. Es sabido que en pacientes con prótesis existe una mayor probabilidad de rechazo al dispositivo durante los primeros meses de uso del sistema [50] [15]. Según un estudio realizado a 32 niños de entre 0 y 18 años acerca del rechazo de prótesis en población pediátrica y joven, se pudo encontrar que existe una alta probabilidad de rechazo en los primeros meses de uso y que los principales factores de rechazo son la falta de ganancia funcional y el mal ajuste de la prótesis [16].

Generalmente en el análisis de movimiento se emplea diversas tecnologías para la adquisición de datos, como por ejemplo los sistemas constituidos por cámaras de video o cámaras optoelectrónicas infrarrojas. Estos sistemas a pesar de ser los más utilizados y confiables (se conocen como el Gold Standard) tiene como desventajas el alto costo, la limitación de espacio de movimiento, que no son inalámbricos ni portátiles, además de los largos procesos de calibración y preparación de las personas a las que se les realiza el análisis [17].

En contraste a estos sistemas, nuevos estudios realizados implementando métodos basados en sistemas mas asequibles como los sensores inerciales (IMU) han mostrado buenos resultados en comparación con otros métodos de captura de movimiento llevados a cabo en laboratorios de movimiento, pero basados en plataformas de fuerza, cámaras fijas o electromiografía [17].

Los sensores inerciales o Inertial Measurement Unit (por su nombre en ingles) son dispositivos pequeños, portables y de bajo costo, compuestos por varios sensores, entre ellos un acelerómetro, un giróscopo y en algunos casos un magnetómetro, los cuales permiten registrar valores variables cinemáticas como la aceleración lineal y angular sin necesidad del uso de una cámara. Además, su registro portatil, la facilidad con la que registra datos

fuera de un laboratorio son una importante ventaja de dichos dispositivos [18]. El principio de funcionamiento de esta clase de estudios realizados con sensores inerciales está basado en la recolección y procesado de datos generados por la adhesión de los dispositivos a la extremidad del paciente que proporcionan valores de aceleración y velocidad relativa a un marco de referencia [19]. Por otra parte, diversos estudios afirman que los sistemas basados en sensores inerciales han demostrado ser de gran ayuda para lograr la caracterización de la marcha y al ser sistemas portables se han usado en la valoración de trastornos ocasionados por diversas patologías [20].

La utilización de sensores inerciales aportaría información valiosa a los profesionales de la salud, pues estos sensores son capaces de detectar múltiples variables en la marcha, y utilizar dichos datos para calcular diferentes variables de interés, entre ellas, la elevación máxima y mínima de las piernas, número de pasos, amplitud de paso, el grado de inclinación del tronco, giro, velocidad y cadencia, además de ángulos articulares [21].

Para el cálculo de dichos parámetros de interés usando los datos de brindados por los IMU, se suelen utilizar métodos de cálculo como los ángulos de Euler o el método de los cuaterniones. Cada uno de ellos con usos y limitaciones específicas según la aplicación.

Un trabajo realizado en la Universidad Abierta Interamericana donde se compara la utilización de ángulos de Euler y cuaterniones, menciona que desde hace unos años hasta la actualidad ha aumentado la utilización de cuaternios en áreas como la robótica, los videojuegos y la navegación aeroespacial y por tanto su elevada importancia. Menciona además que a pesar de las ventajas de la utilización de cuaternios todavía es desplazado por otros métodos que describen la rotación de objetos en tres dimensiones como lo son los ángulos de Euler y las matrices de rotación [22].

Adicionalmente, en una investigación llevada a cabo en la universidad Juárez Autónoma de Tabasco mostraron la aplicación de sensores inerciales para el análisis de la marcha humana en sujetos sanos, ellos realizaron esto a través de estimaciones de ángulos articulares con la información suministrada por acelerómetros colocados en el muslo y pierna de los sujetos

de pruebas. Dicha estimación de la amplitud articular de la rodilla la realizaron con la longitud de los segmentos, las aceleraciones normales y tangenciales suministradas por los sensores y la utilización de funciones trigonométricas (Ley del coseno). Para la adquisición de datos utilizaron cuatro acelerómetros electromecánicos (MEMS), una tarjeta de adquisición de datos PCI con una frecuencia de muestreo de 250 Hz y una computadora para guardar, manejar y visualizar los datos. Finalmente, llegaron a la conclusión de que con este sistema es posible y factible estimar, en personas con amputaciones de miembros inferiores, los parámetros de marcha y utilizarlos para la creación de dispositivos biomédicos como ortesis o prótesis, por otra parte, las limitaciones de su sistema implementado tenemos que es alámbrico por lo que dificulta enormemente la adquisición de datos en condiciones cotidianas del sujeto e interfiriendo en los movimientos analizados debido a que estos no son los más naturales posibles, por lo que recomiendan un sistema inalámbrico [18].

Por otro lado, un estudio donde se realizó una comparación entre sistemas de análisis de movimientos basados en cámaras infrarrojas y sensores inerciales [17], llevado a cabo en la universidad de Concepción en Chile, determinó que el sistema basado en sensores inerciales arrojó un error de entre 8° y 9° para las tres articulaciones en las que realizaron el estudio, cadera, rodilla y tobillo, en comparación con el otro sistema. Para la calibración primero se le solicitaba a la persona permanecer una posición de referencia antes de iniciar con el movimiento y para el método de estimación de ángulos entre los segmentos utilizaron cuaternios de seis grados de libertad, aceleración y velocidad en tres ejes. Además de esto, realizaron un cálculo de la velocidad de marcha con ambos sistemas, dando un porcentaje de error de 0,57% para el sistema inercial con respecto al infrarrojo. El estudio usó el protocolo Davis Heel y ambos sistemas simultáneamente para obtener información sobre los ángulos articulares, en específico para el inercial, cuatro sensores MPU 9250 utilizando una frecuencia de muestreo de 100 Hz, con una configuración de ± 16 G y ± 2000 °/s para el acelerómetro y giroscopio respectivamente. Finalmente concluyeron que los sistemas de captura basado en sensores inerciales, a pesar de ser una tecnología emergente, presenta gran potencial para la estimación de amplitudes articulares [17].

Otro sistema inalámbrico pero basado en la implementación de un sensor al calzado, demostró que es una opción válida para la investigación y análisis de patrones de marcha, dicho sistema utiliza sensores de fuerza, sensores de flexión colocados en la parte del talón y acelerómetros y giroscopios ubicados en la parte posterior del zapato, gracias a estos es capaz de proporcionar datos que permiten realizar un análisis cuantitativo de la marcha y todo fuera de entornos o lugares como laboratorios. Mencionan que el hardware fue diseñado para llevar una batería de 9V como fuente de alimentación, una antena para la comunicación, acelerómetros como el ADXL202E que proporcionaron datos como la longitud de zancada y la velocidad lineal, giroscopios como el ADXRS15 que proporcionaron datos acerca de la velocidad de rotación y sensores de flexión como los FLX-01 que proporcionó datos acerca de la distribución de pesos [23].

Finalmente, un sistema de sensores portátiles desarrollado en la Universidad Estatal de San Diego, en California, permite la transmisión y recolección de datos de forma inalámbrica lo que permite recoger datos en cualquier situación y lugar. Este sistema fue implementado y dirigido para el análisis de marcha, al analizar la cinemática de los miembros inferiores, en específico, recoger ángulos tridimensionales de las articulaciones de la cadera y rodilla. Dichos ángulos entre segmentos fueron estimados utilizando matrices de rotación. El estudio se realizó mediante una conexión inalámbrica bluetooth con un chip de comunicación NR51822 entre el computador y las IMUS, en específico MPU 9150, con una frecuencia de muestreo de 250 Hz. El sistema inercial implementado, mencionan, que fue validado con otro sistema pero óptico (Sistema Vicon ®). Concluyeron que con el sistema de sensores se pueden obtener resultados prometedores en cuanto a la medición de ángulos articulares pero con una menor precisión en comparación con sistemas ópticos [24].

Actualmente existen sistemas comerciales de captura de movimiento que utilizan sensores inerciales, como ejemplo de este tenemos el kit Notch Pioneer motion capture. El sistema cuenta con dos presentaciones una de 3 y otra de 6 sensores inalámbricos ligeros y de bajo tamaño capaz de capturar cualquier movimiento en tres dimensiones. Cuenta con correas y montaje de clip para la sujeción del sensor a la persona, además, cuenta con una aplicación móvil para dispositivos Android y iOS.



Figura 1.1: Sistema de captura Notch Pioneer.

Fuente: <https://wearnotch.com/>

1.3 Planteamiento del problema

El empleo de una prótesis en personas con alguna clase de amputación de miembro inferior representa una alteración del movimiento natural de la persona al caminar y de la biomecánica de su aparato locomotor. La persona que hace uso de una prótesis apoya más tiempo su peso corporal sobre el miembro sano, generando así una diferencia en la distribución de peso, lo que deriva en diversas patologías, pues la sobrecarga de un miembro sano genera mayor posibilidad a la aparición de enfermedades como osteoartritis [25]. Ensayos densitométricos y de radiología realizados por la facultad de ingeniería mecánica en la universidad de Oriente, en Cuba, arrojaron que el 87,5% de los pacientes amputados que utilizan prótesis transfemorales y que presentan asimetría en la marcha padecen de osteoporosis [26], de acuerdo con su afirmación, esto es debido a la poca extensión en la cadera por el resultado de la asimetría en la marcha y que al presentarse constantemente llega a provocar lesiones articulares.

Según el censo realizado por el DANE en el año 2005 más de 2.5 millones de personas refirieron tener alguna discapacidad. Desde el 2002 y con fecha de corte junio del 2018 el

Registro de Localización y Caracterización de Personas con Discapacidad (RLCPD) registró más de 1.4 millones de personas [27].

El reporte hecho por el RLCPD muestra varias clasificaciones con sus respectivas gráficas, entre ellas, la discapacidad según la alteración que más le afecta, el origen de su discapacidad y el tipo de rehabilitación que necesita.

En la figura 1 se aprecia que el 34.2% (479.805) de estas personas padece una discapacidad que afecta el movimiento del cuerpo, manos, brazos o piernas [27].

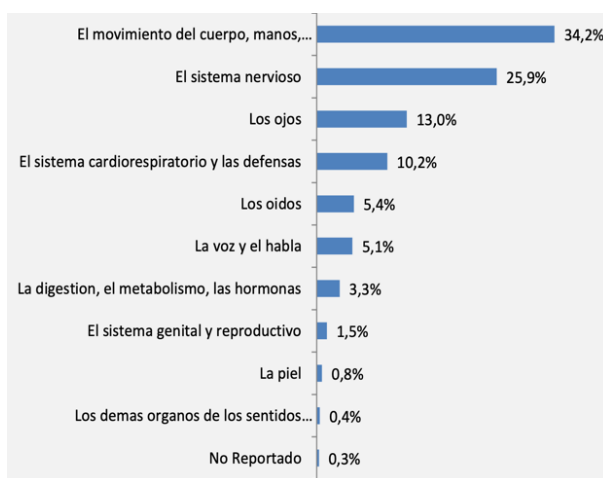


Figura 1.2: Gráfico de personas con discapacidad según la alteración que más le afecta [27].

En su reporte y como se puede observar en la figura 2, cerca del 28% (395.488) afirmaron que el origen de su discapacidad se debía a una enfermedad general, además agregaron que el 11% (154.199) refirió el origen a algún tipo de accidente, siendo el 29% (45.325) de estos casos del tipo accidente de tránsito [27].

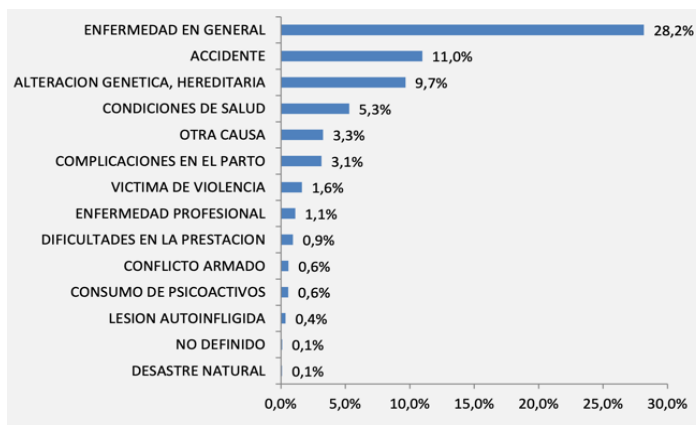


Figura 1.3: Gráfico de personas según el origen de su discapacidad [27].

También mencionan que cerca del 50% del total (695.509) aseguraron tener dificultad para caminar, correr o saltar, esto se observa en la figura 3 [27].

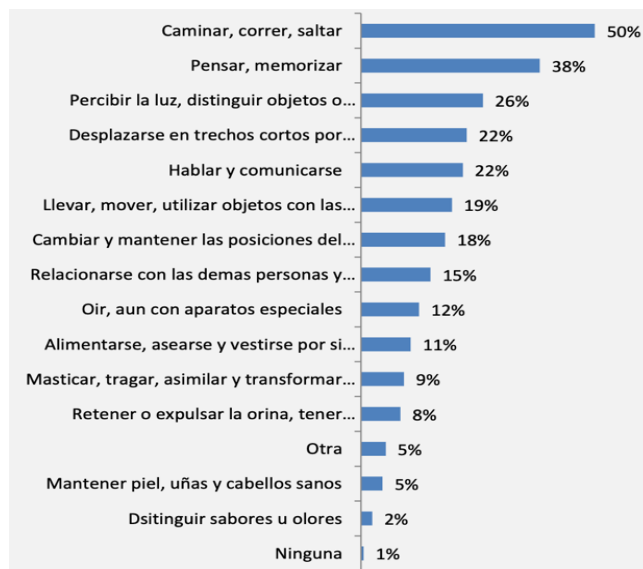


Figura 1.4: Gráfico de personas con discapacidad según dificultad para realizar actividades diarias [27].

Del total de 1.404.108 personas registradas en el RLCPD y como lo demuestra la figura 4, el 22% (311.780) afirmó necesitar rehabilitación en fisioterapia, de ellas cerca del 58% (180.197) no asistían en ese momento al servicio de rehabilitación [27].



Figura 1.5: Gráfico de porcentaje de personas con discapacidad según el tipo de rehabilitación que necesita [27].

Finalmente, como lo muestra el gráfico 5, alrededor del 42% (585.987) del total de las personas refirieron no asistir a los servicios de rehabilitación, y de estas el 44% (257.421) fue por causa de falta de dinero [27].



Figura 1.6: Gráfico de porcentaje de personas con discapacidad según la razón por la que no asisten a rehabilitación [27].

Es importante recalcar la elevada cantidad de personas que generan rechazo a la prótesis, muy en especial en los primeros meses de uso. La causa principal es debido a que se presentan malos ajustes que conllevan a desalineamientos y/o incomodidades que, además, son atendidos de forma tardía por parte de los profesionales de la salud, lo que termina generando repercusiones negativas en la adherencia al uso de la prótesis. Todo esto hace que

los sistemas de monitorización de la marcha cobran suma importancia ya que permiten vigilar de forma más efectiva el funcionamiento y la adaptación del dispositivo.

Además de esto, se debe tener en cuenta la metodología utilizada por los profesionales de la salud en el área de la rehabilitación, pues según afirman varios investigadores que realizaron una evaluación de la marcha en el año 2016 en Pamplona, existen diferentes métodos utilizados [28] como, por ejemplo:

- **Análisis observacional:** Consiste en la observación detallada al realizar la marcha, el observador debe reconocer la simetría en el patrón. La principal fuente de error de este método surge de la persona que observa y la subjetividad de la visión humana.
- **Video cámaras:** Consiste en emplear una serie de marcadores en la persona y mediante cámaras colocadas estratégicamente se realiza la captura de movimiento. La dificultad de este método se origina en el tipo de movimiento a analizar, pues la oclusión de los marcadores generaría dificultades y hasta pérdida de información. Además de esto el coste de las cámaras empleadas puede ser elevado en función de las características de la misma.
- **Electromiografía:** Consiste en la colocación de electrodos, pudiendo así registrar los potenciales eléctricos del músculo. La dificultad de este método viene dada por la limitación en el movimiento que realizará la persona, pues los cables conectados a la piel pueden interferir y/o provocar que este no sea un movimiento natural.
- **Plataformas de fuerza:** Este es un instrumento diseñado para medir la fuerza aplicada a su superficie cuando una persona se para, pisa o salta sobre ella, es decir, este método consiste en calcular la fuerza que ejerce un cuerpo situado sobre la plataforma. La desventaja de este instrumento es debido al tamaño y al costo que tiene, de modo que un área lo suficientemente grande para que el paciente pueda realizar su estudio de marcha conllevaría una inversión de dinero bastante elevada.

Algunos de estos métodos requieren la recolección de una gran cantidad de datos, esto trae como consecuencia que, a mayor cantidad de datos obtenidos del paciente, mayor cantidad de tiempo y recursos electrónicos son requeridos para su procesado.

Los sistemas de captura de movimientos son de elevado costo, lo que dificulta su asequibilidad y accesibilidad; un sistema basado en sensores inerciales requeriría, en comparación, una menor inversión económica y permitirían realizar capturas de movimientos en diferentes condiciones.

Con lo mencionado anteriormente este proyecto busca dar respuesta a la siguiente pregunta de investigación: ¿Es posible construir un sistema basado en sensores inerciales que sirva como herramienta de apoyo a los profesionales de la salud para evaluar alteraciones en los patrones de marcha?

1.4 Justificación

Existen una variedad de opciones para realizar análisis de movimientos, se observa que cada una de ellas poseen limitantes y desventajas como lo son la adquisición de datos fuera de un laboratorio especializado y el alto costo de estos estudios. En cambio, los sensores inerciales son dispositivos portables y de bajo costo, que han sido utilizados en la caracterización biomecánica de la marcha. Estos dispositivos son cada vez más utilizados porque han demostrado buenos resultados en precisión de datos, pues permite calcular la aceleración lineal, aceleración angular y otras variables cinemáticas en cada eje de coordenadas, por otra parte, son dispositivos de bajo costo en comparación con otros métodos de análisis de movimiento [17].

La implementación de esta nueva tecnología en las prótesis de miembro inferior aportaría información precisa y detallada del patrón de marcha ejecutado por estas personas, esta información dada por los sensores sería útil para detectar valores anormales de la marcha y así ayudar al profesional médico u ortopedista a realizar un estudio con mayor precisión. Vale la pena resaltar que el beneficio de la utilización de tecnologías de bajo costo aumentaría la asequibilidad del producto, lo cual es una ventaja para llegar a una mayor población con características que puedan resultar beneficiadas. Adicionalmente, este sistema serviría para registrar los patrones de marcha en condiciones normales de uso y en actividades de la vida diaria con el objetivo de evaluar la existencia de alteraciones en el

patrón de la marcha además de la adaptación de la persona al dispositivo. La monitorización de estos patrones de marcha podría ayudar en la intervención oportuna de los profesionales de salud y contribuir a la disminución de las tasas de rechazo de este tipo de dispositivos.

1.5 Objetivos

1.5.1 Objetivo general

Construir un sistema basado en sensores inerciales que permita la caracterización de los patrones de marcha normal y de pacientes con amputación de miembro inferior.

1.5.2 Objetivos específicos

- Definir los requerimientos y las especificaciones del sistema basado en sensores inerciales.
- Construir un sistema de registro de información cinemática (amplitud articular, velocidad angular y aceleración lineal) basado en sensores inerciales.
- Establecer un protocolo de captura y análisis de datos utilizando un modelo biomecánico.
- Validar el funcionamiento y la precisión del sistema basado en sensores inerciales con respecto al sistema óptico de captura de movimientos utilizando cámaras evaluando patrones de marcha en voluntarios sanos.

Capítulo 2 – Marco Teórico y Legal

2.1 Marcha Humana, Amputación y Prótesis de Miembro Inferior

El desplazamiento o movimiento de locomoción en posición bípeda realizada por el ser humano es el principal objeto de estudio de ramas de la ciencia como la del modelamiento y simulación de cuerpos rígidos; siendo para la ingeniería biomédica el mayor problema al intentar realizar un modelo físico y matemático que represente fielmente el cuerpo humano [29]. La evidencia científica ha demostrado que los análisis de la marcha humana han resultado de mucha utilidad para una amplia gama de aplicaciones, como el diagnóstico, la diversificación y aplicación de opciones de tratamiento para pacientes con enfermedades neuro-músculo esqueléticas [30].

El movimiento natural del ser humano se ha descrito como una serie de movimientos rítmicos alternos de las extremidades y el tronco, que determinan el movimiento hacia adelante del centro de gravedad. El movimiento de una persona normal se puede describir enumerando algunas de sus características [31].

Fase de apoyo: Constituye aproximadamente el 60% del ciclo total de marcha y se dice que cuando una pierna está en fase de apoyo es cuando está en contacto con el suelo.

Cinco subdivisiones son las que conforman la fase de apoyo, ellas son: contacto con el talón, soporte plantar, soporte moderado, elevación y arranque del talón. También es posible dividirlo en tres intervalos: Despegue del pie, aceptación del peso y apoyo medio [30].

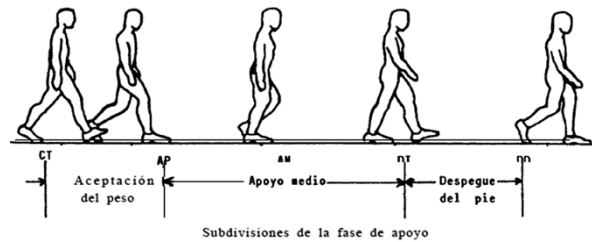


Figura 2.1: Fase de apoyo [26].

Fase de balanceo: Constituye aproximadamente el 40% del ciclo total de marcha, se dice que cuando una pierna está en el estado de balanceo, no toca el suelo.

Cuenta con tres sub fases, ellas son aceleración, balanceo y desaceleración [30].

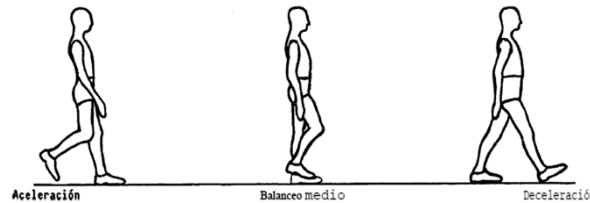


Figura 2.2: Fase de balanceo [26].

Finalmente, y como lo muestra la figura 2.3 las dos fases conforman el ciclo de marcha completo.

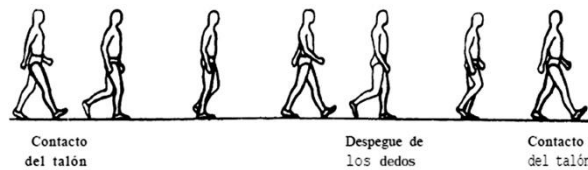
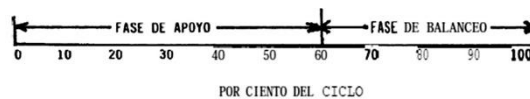


Figura 2.3: Ciclo de marcha [30].

Además, se pueden identificar en la marcha otros parámetros [32] como lo son:

Parámetros temporales:	
Tiempo de apoyo	Tiempo que emplea en la fase de apoyo.

Tiempo de balanceo	Tiempo que emplea en la fase de balanceo.
Número de Froude	Relaciona la fuerza inercial con la fuerza gravitatoria.

Parámetros espaciales:	
Longitud de paso	Es la distancia lineal que se crea entre un pie y el otro.
Longitud paso completo o zancada	Es la distancia que hay entre el punto de contacto de un pie hasta el punto de contacto del otro.

Parámetros espacio-temporales:	
Cadencia	Se refiere a la cantidad de pasos que realiza por unidad de tiempo.
Velocidad de marcha	Se refiere a la distancia que recorre el sujeto en una cantidad de tiempo. Se mide generalmente en metros por segundo.

Ciclogramas de la marcha

Un ciclograma de la marcha es una representación gráfica de la relación entre el ángulo de la rodilla y la cadera. La forma dinámica en la que varía la marcha se puede visualizar con patrones en el ciclograma, además, se pueden evaluar dos parámetros al mismo tiempo. Un ciclograma normal inicia con el valor mínimo de la rodilla, un punto casi igual a 0° y el valor máximo de la cadera, que es cerca de 27° [33]. La curva disminuye lentamente debido a que el valor del ángulo de la cadera cae, posteriormente cerca del 50% del ciclo de marcha, aumenta junto con el ángulo de la rodilla llegando así a su punto máximo. Después de aproximadamente el 70% del ciclo de marcha ambos ángulos comienzan a decrecer para así llegar al punto de inicio [34]. En la figura 2.4 se observa el ciclograma normal de una persona y el ciclograma de una persona con amputación. La parte naranja corresponde a la diferencia entre el ciclograma de los dos casos.

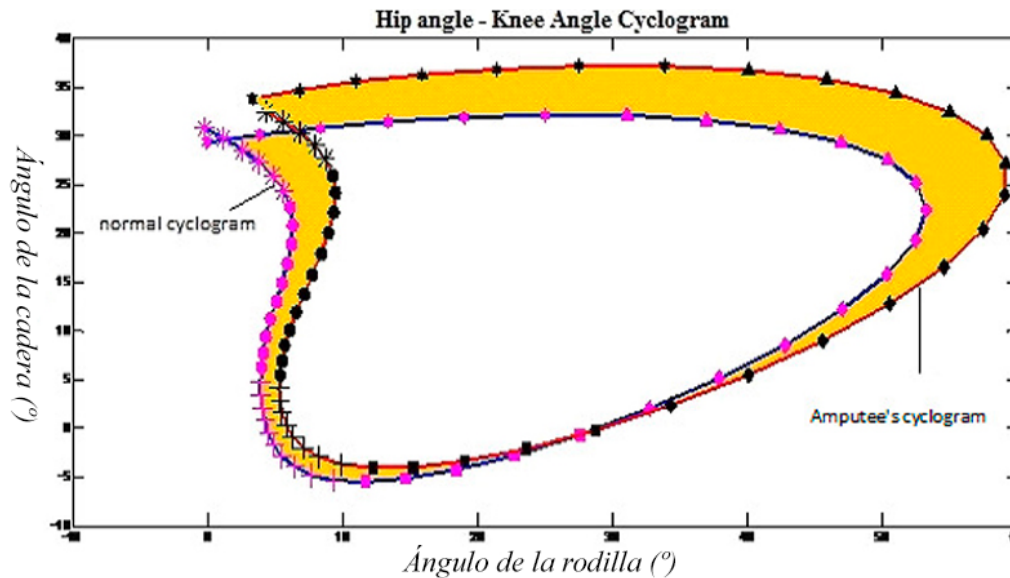


Figura 2.4: Ciclograma de la literatura acerca de la marcha normal y la de personas con amputación. En el eje X los grados de amplitud de la rodilla y en el eje Y los grados de amplitud de la cadera. Adaptado de [34].

2.1.1 Protocolos de análisis de marcha

Para la obtención de los parámetros de interés se emplean diferentes tipos de protocolos de adquisición estandarizados, el emplear uno u otro dependerá de los parámetros que se desean analizar, los sujetos de pruebas, el equipo que se empleará, entre otras cosas. A continuación se describirán el protocolo Davis y Helen Heyes.

Protocolo de Davis Hell

Este protocolo integra 22 marcadores y permite el estudio de la actividad eléctrica muscular de las partes involucradas en el estudio, además da recomendaciones para el seguimiento y la colocación de las etiquetas a los marcadores. Tiene como requerimientos la altura, el peso del sujeto y las medidas antropométricas como por ejemplo el largo de las piernas, ancho de la pelvis, diámetros de tobillos y rodillas [17].

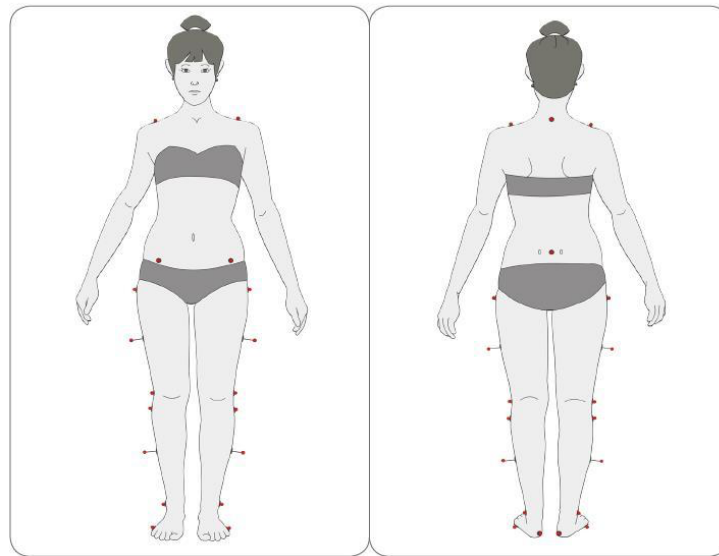


Figura 2.5: Protocolo Davis de posicionamiento de marcadores [17].

Protocolo Helen Hayes

Este protocolo es uno de los más completos para el análisis de la cinética y cinemática de la parte inferior del cuerpo, consiste en la utilización de 15 marcadores que permiten su modelización. Para este protocolo se requiere el peso, altura del sujeto y medidas de las extremidades inferiores para así calcular los centros articulares y los ángulos de movimientos, en la figura 2.6 se observa cada marcador [35].

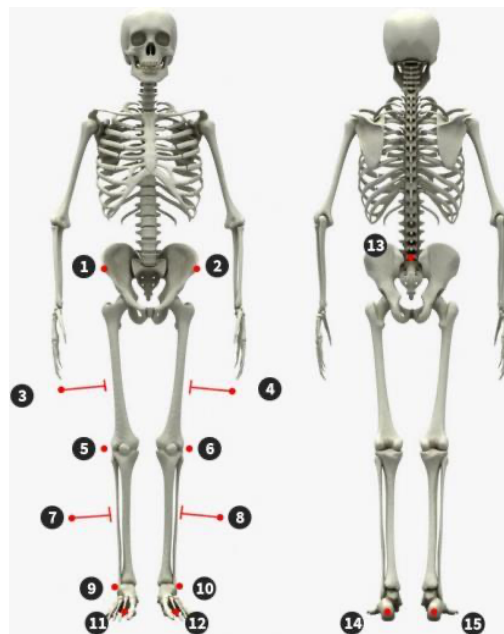


Figura 2.6: Protocolo Helen Hayes de posicionamiento de marcadores [35].

2.1.2 Determinantes de la marcha

Durante las fases de la marcha el centro de gravedad corporal sufre variaciones, gracias a esto existen formas de optimizar la marcha reduciendo así las oscilaciones [36][37].

Rotación pélvica: La pelvis se mueve para desplazar verticalmente el centro de gravedad, los brazos se mueven en sentido contrario, así inicia el movimiento de marcha.

Inclinación pélvica: La pierna de apoyo del movimiento entra en aducción, la pelvis desciende hacia el lado de la pierna de balanceo.

Flexión de la rodilla: La rodilla se flexiona después del contacto del talón con el suelo. El centro de gravedad desciende a su punto máximo.

Ancho de base de sustentación: En el plano horizontal es donde se desplaza la pelvis con el objetivo de mantener el equilibrio y estabilidad corporal.

Centro de gravedad: Es el punto o lugar exacto imaginario donde se supone que está ejercida la fuerza de gravedad y por tanto donde se considera está el peso del segmento.

2.1.3 Amputaciones del miembro inferior y su clasificación

Existen varios niveles de pérdida del miembro inferior, a continuación se describirán las seis que la conforman [38][39][40].

- **Desarticulación de cadera:** Es la más riesgosa de las seis por su alto nivel de mortalidad, por tal razón solo se realiza en casos muy específicos.
- **Amputación transfemoral o supracondílea:** Esta se realiza por encima de la rodilla. Cuenta con una fácil cicatrización pero una difícil rehabilitación.
- **Desarticulación de la rodilla:** Se amputa la pierna a nivel de la rodilla
- **Amputación transtibial o infracondílea:** Se realiza a nivel de la tibia. Cuenta con la ventaja de conservar la rodilla para una posterior utilización de prótesis.
- **Desarticulación del pie o Syme:** Se realiza a nivel del tobillo.
- **Amputaciones parciales del pie:** Son amputaciones menores, donde se pueden mencionar la amputación trans falángica y amputación transmetatarsianas.

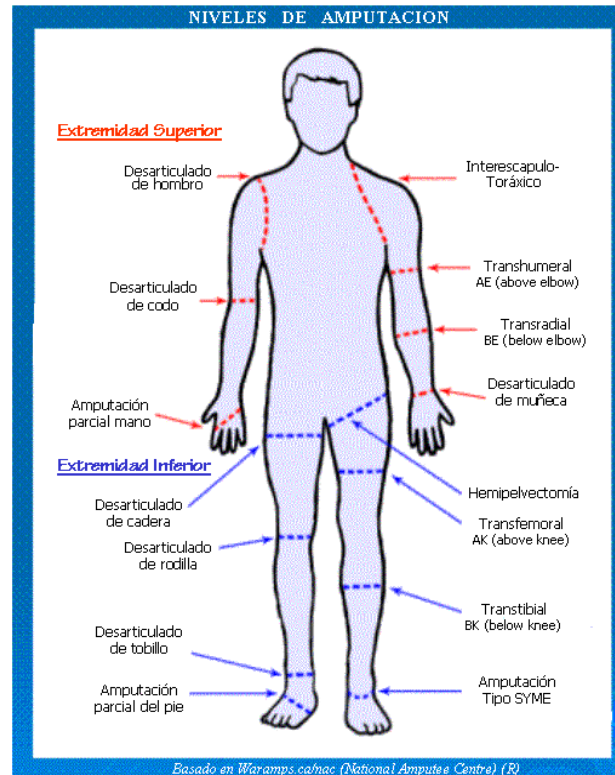


Figura 2.7: Diferentes niveles de amputaciones y su denominación. Fuente [41].

2.1.4 Partes de la prótesis para miembro inferior

Las partes de una prótesis de miembro inferior dependen del tipo de amputación del paciente [42][43] pero en general las partes que esta posee son:

- **Suspensión o sistema de anclaje:** Es la que permite al paciente colocarse y posteriormente retirarse la prótesis.
- **Encaje o socket:** Es la parte que conecta el muñón residual de la persona con la prótesis.
- **Articulación:** Si el paciente posee una amputación por encima de la rodilla, la prótesis posee una parte articulada que simula el funcionamiento de la rodilla.
- **Apoyo o dispositivo terminal:** Su función es amortiguar, proporcionar una estable superficie de apoyo y permitir caminar. Varía dependiendo de la actividad de cada paciente.



Figura 2.8: Diferentes prótesis de miembro inferior.

Fuente: <https://www.medical.ke/rehab/prosthetics/>

En la figura 2.8 se muestran diversos tipos de prótesis dependiendo del tipo de amputación. De izquierda a de derecha observamos una prótesis transtibial compuesta por socket y el apoyo, prótesis transfemoral compuesta por el socket, articulación y apoyo, y prótesis para desarticulación de la cadera compuesta por anclaje, socket, articulación y apoyo.

Los sistemas de amortiguación pueden variar entre cada prótesis, se adaptan a las necesidades del paciente y son fundamentales en la disipación de energía. Sistemas como el articulado o uniaxial que permite la dorsiflexión del tobillo sirven para brindar estabilidad a la rodilla. Otros como el multiaxial que permite movimientos en los planos sagital y transversal no son muy utilizados debido a que requiere gran experiencia y dominio por parte de la persona [43]. Finalmente están los pies de absorción, hechos generalmente en fibra de carbono, estos se deforman y almacenan energía que es liberada durante el ciclo de marcha, en la figura 2.9 se ve un ejemplo.



Figura 2.9: Apoyo y sistema de amortiguación de una prótesis [44].

2.1.5 Asimetría en la marcha

La marcha es un movimiento rítmico donde se alternan los movimientos de las extremidades para conseguir desplazar el cuerpo hacia adelante, por tanto, una marcha simétrica es aquella en el que el movimiento realizado es muy parecido o igual entre ambas piernas, izquierda y derecha.

Para determinar una asimetría en la marcha se realizan estudios biomecánicos donde se analizan los segmentos en posición dinámica y estática. Existe múltiples formas de determinar una asimetría en la marcha, entre ellas el cálculo y análisis de la amplitud articular para posteriormente obtener una correlación entre cada lado, el cálculo del centro de masa de la persona y a partir de esta su variación durante la marcha, otra como la relación entre el tiempo de apoyo y balanceo del lado afectado y no afectado, donde SR es un ratio de asimetría [45].

$$SR_{Apoyo} = \frac{Tiempo_{Apoyo\ Afectado}}{Tiempo_{Apoyo\ No\ Afectado}}$$

$$SR_{Balanceo} = \frac{Tiempo_{Balanceo\ Afectado}}{Tiempo_{Balanceo\ No\ Afectado}}$$

2.2 Análisis Cinemáticos del Movimiento

Como consecuencia de los grandes avances en la tecnología, se ha vuelto más fácil registrar, comparar y analizar, con la utilización de sistemas de captura, las acciones y movimientos naturales del ser humano.

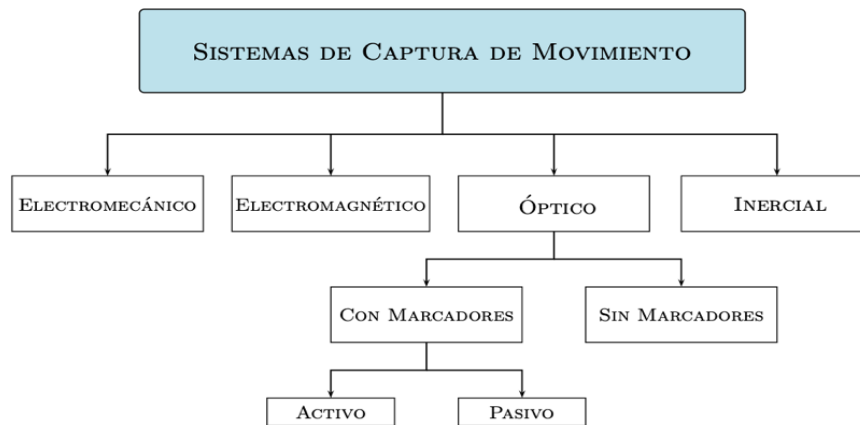


Figura 2.10: Sistemas de captura de movimiento [46].

Con estos sistemas se puede obtener de forma precisa información tal como posición, velocidad y aceleración, para el estudio de la biomecánica humana. Se pueden destacar dos ramas principales de la captura de movimiento, a saber, los sistemas que utilizan sistemas de captura de imágenes, sistemas ópticos y los sistemas no ópticos, donde tenemos, como lo muestra la figura 2.9, los electromecánicos, electromagnéticos y los inerciales [46].

Sistemas con tecnología electromagnética:

Para este tipo de sistema de captura, tomamos como ejemplo a Polhemus, que se caracteriza por registrar cambios electromagnéticos para determinar su posición y dirección en el espacio. Proporcionan una serie de sensores electromagnéticos capaces de generar campos de baja frecuencia, que posteriormente se utilizan para medir la relación con otros transmisores cercanos. El sensor se coloca en el cuerpo y se conecta a una unidad central que registra información [46].



Figura 2.11: Sistema Polhemus. Fuente: <https://polhemus.com>

Sistemas con tecnología óptica con marcadores:

Son sistemas ampliamente utilizados, su principio se basa en la captura de imágenes en secuencia que posteriormente se utilizan para inferir o estimar la posición del objeto en el espacio. En su mayoría utilizan marcadores, ya sean activos, es decir, que tiene una fuente de luz incorporada o pasivos, no poseen fuente de luz; que se adhieren al sujeto para su posterior captura y análisis, otros en cambio utilizan otras herramientas como lo son la electromiografía y/o las plataformas de fuerza y presión [47].



Figura 2.12: Sistema de captura Clínica 3DMA. Fuente: <https://www.stt-systems.com/motion-analysis/3d-optical-motion-capture/clinical-3dma/>

Como ejemplo de este destacaremos el Clinical 3DMA, que es una herramienta de análisis de movimientos 3D desarrollado por STT Systems en San Sebastián España. Este fue realizado con el objeto de análisis deportivos, biomecánicos, ergonómicos, etc. Utiliza plataformas de fuerza y EMG [48].

Sistemas con tecnología óptica sin marcadores (markerless):

Similar al anterior, pero con la diferencia de que no utiliza ningún tipo de marcador en el sujeto, como ejemplo de este podemos mencionar la red neuronal Openpose que es utilizada para la detección y asociación de los puntos articulares y los segmentos que lo componen, esto a través de lo que ellos denominan PAFs y campos vectoriales [49].



Figura 2.13: Sistema óptico sin marcadores Openpose. Fuente [49].

2.3 Sensores Inerciales

Existen dos tipos de sensores con los cuales se pueden obtener información respecto al ángulo, los sensores directos y los sensores indirectos, siendo que los primeros son capaces de proporcionar información inmediata acerca de la posición angular y el segundo a través de ciertos cálculos y procesos [50]. Como se ha mencionado anteriormente, los sensores inerciales son pequeños dispositivos capaces de medir aceleración y velocidad angular y lineal ya que se encuentran equipados con acelerómetros y giróscopos. Con estos componentes es posible realizar estudios de movimiento.

Acelerómetro: Este es un sensor que mide, en el eje en el que se realiza el movimiento, la aceleración lineal, generalmente compuesto por dos placas capacitivas que se alejan y acercan entre sí, por esta razón cambia su valor de capacitancia y de esta manera es posible calcular aceleraciones. El formato de este sensor es de muy bajo tamaño. Un acelerómetro es capaz de proporcionar medidas en un rango de varios G dependiendo de cada dispositivo, además, a través de la constante de la gravedad, de calcular la inclinación y de esta manera saber la orientación del cuerpo u objeto en el espacio [50].

Giróscopo: Un giroscopo es un dispositivo muy pequeño que permite conocer cómo varía, en un aparato o cuerpo, la orientación y velocidad angular con el tiempo, en otras palabras, permite medir la velocidad con la que gira el objeto con respecto a un sistema de referencia inercial, esta velocidad la da en revoluciones por segundo (RPS) o grados por segundo ($^{\circ}/s$). A Partir de este dato es posible calcular la posición angular del objeto. Además, cuenta con la ventaja de no depender y por tanto no verse afectado por los campos magnéticos [51].

Sistemas con tecnología inercial

Son sistemas que cuentan con la capacidad y ventaja de ser portátiles pues implementan dispositivos que integran acelerómetros, giróscopos y magnetómetros, adheridos al cuerpo del sujeto, estos son capaces de brindar tres grados de libertad [52].



Figura 2.14: Sistema Tech-MCS Fuente: <https://www.technaid.com/es/productos/motion-capture-system/>

El sistema de captura de movimiento Tech-MCS cuenta con kits de hasta 16 sensores inerciales precisos, versátiles e inalámbricos, que han sido utilizados para diversas investigaciones biomecánicas y en el rendimiento deportivo como el tenis y el ciclismo. Toda la información registrada por estos sensores es almacenada en una memoria MicroSD incorporada en el sistema que permite su uso en ambientes fuera de laboratorios especializados. Todo esto como lo afirma Technaid, su empresa desarrolladora [53].

2.4 Representación de Amplitud Articular de la Rodilla

En el campo de la matemática y la física existen diversas formas de expresar la rotación experimentada por un objeto en el espacio, dentro de ellas tenemos los ángulos de Euler, los cuaterniones y las matrices de rotación.

2.4.1 Ángulos de Euler:

Es un conjunto de tres valores angulares o rotaciones que aportan información acerca de la orientación de un cuerpo u objeto ubicado en un sistema de referencia de ejes ortogonales. Al establecer un sistema de coordenadas con un origen fijo y compararse con otro en movimiento es posible establecer la orientación de este.

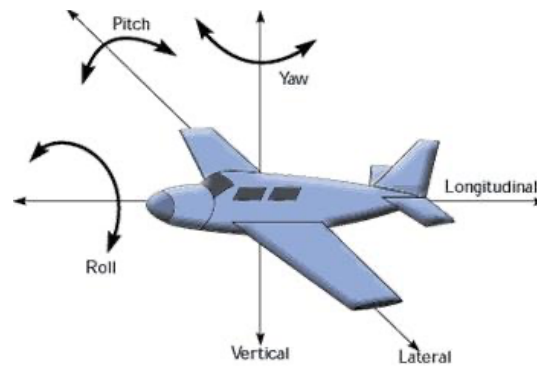


Figura 2.15: Esquema de rotaciones en ángulos de Euler [54].

Tiene como desventaja el bloqueo del cardán. Los problemas que presentan los ángulos de Euler pueden eliminarse con la utilización de cuaterniones [55].

Gimball lock o Bloqueo del cardán: Es la colocación en paralelo de dos de los tres rotores del sistema, esto trae como consecuencia la pérdida de un grado de libertad.

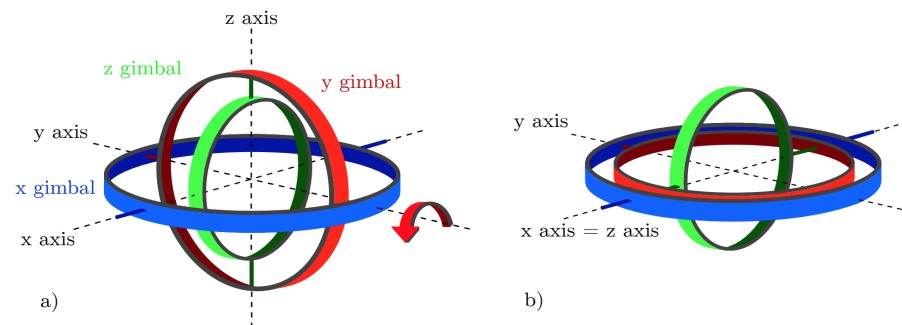


Figura 2.16: Gimball lock ilustrado [56].

Este problema surge al utilizar ángulos de Euler, y se da al rotar uno de los ejes $\pm 90^\circ$, por la orientación en paralelo de dos de los tres ejes de movimiento que terminan apuntando a la misma dirección, cuando esto ocurre pierdes el manejo sobre ellos. En la figura 2.15 a se observan los tres ejes de rotación, al realizar una rotación de 90° en el eje Y causa una igualdad entre los ejes X y Y como lo muestra la figura 2.15 b.

Matrices de rotación:

Al emplear ángulos de Euler es necesario utilizar matrices de rotación. Estas representan la rotación de un cuerpo en el espacio, son usados principalmente en física e informática [22]. Una matriz de rotación es cuadrada, contienen números reales y generalmente no cumple con la propiedad de conmutación, estas tienen la siguiente forma:

$$\begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix}$$

Al multiplicar por una matriz que contenga los ejes de rotación como:

$$\begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix}$$

Da como resultado:

$$\begin{aligned} x' &= x \cos(\theta) - y \sin(\theta) \\ y' &= x \sin(\theta) + y \cos(\theta) \end{aligned}$$

Una rotación se obtiene al multiplicar los ángulos de Euler de las tres dimensiones (x, y, z), entonces estas lucirían de la siguiente forma:

Para el eje x:

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & -\sin \theta \\ 0 & \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix}$$

Para el eje Y:

$$\begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \text{sen } \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\text{sen } \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix}$$

Para el eje Z:

$$\begin{bmatrix} \cos \theta & -\text{sen } \theta & 0 \\ \text{sen } \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

2.4.2 Cuaterniones:

Son una notación matemática que proporciona la orientación de las rotaciones de un cuerpo u objeto en el espacio. Es ampliamente utilizado en la orientación de vehículos aéreos [22].

Un cuaternión o también llamado *hipercomplejo* tiene la siguiente forma:

$$q = a + bi + cj + dk$$

donde a, b, c y d son números reales mientras que i, j y k son números imaginarios, por tanto:

$$i^2 = j^2 = k^2 = -1$$

Además, los cuaterniones cumplen propiedades como la asociación en la suma pues:

$$a + (b + c) = (a + b) + c$$

y en la multiplicación al cumplir que:

$$a.(b.c) = (a.b).c$$

Cumple la propiedad de distribución pues:

$$a.(b + c) = a.b + a.c$$

$$(b + c).a = b.a + c.a$$

pero no cumple otras como la conmutación, pues en general:

$$a.b \neq b.a$$

El conjugado de un cuaternión, que invierte los signos de los componentes imaginarios, es:

$$\underline{q} = a - bi - cj - dk$$

Finalmente, el valor absoluto de un cuaternión es:

$$||x|| = \sqrt{a^2 + b^2 + c^2 + d^2}$$

Esta representación cuenta con ciertas ventajas con respecto a los ángulos de Euler como, por ejemplo, la eliminación del fenómeno *gimball lock* o bloqueo del cardán. Además, comparado con las matrices de rotación, que es la representación de un ángulo de rotación en grados θ , son más eficientes computacionalmente y no posee discontinuidades lo que lo hace adecuado para ciertos sistemas embebidos [51].

2.5 Marco legal y Normativo sobre la Atención a Personas con Diversidad Funcional Motora

Existen numerosas normas legales que buscan promover y proteger los derechos y la inclusión de las personas en condición de discapacidad, entre ellas tenemos:

Norma	Entidad - Año	Establece
Convención Interamericana para la eliminación de toda forma de discriminación contra las personas con discapacidad.	OEA - 1999	Para alcanzar los objetivos de esta convención, los estados contratantes se comprometerán a adoptar medidas legislativas, sociales, educativas, laborales o cualesquiera otras necesarias para abolir la discriminación contra las personas con discapacidad e incentivar su plena integración en la sociedad. Esta convención determina que la discriminación se basa en cualquier distinción, exclusión o rechazo que tenga por efecto impedir que las personas con discapacidad ejerzan sus derechos humanos y libertades fundamentales.

Convención de las Personas con Discapacidad	ONU - 2006	El propósito es suscitar, salvaguardar y garantizar el disfrute pleno e igualitario de todos los derechos humanos para las personas con discapacidad. Cubre muchas áreas clave como accesibilidad, libertad de movimiento, salud, educación, empleo, adaptación y rehabilitación, participación en la vida política e igualdad y no discriminación.
---	------------	---

Además, la legislación colombiana considera diversas resoluciones, decretos y leyes, que estipulan el cuidado, protección y tolerancia para todas las personas en condición de discapacidad.

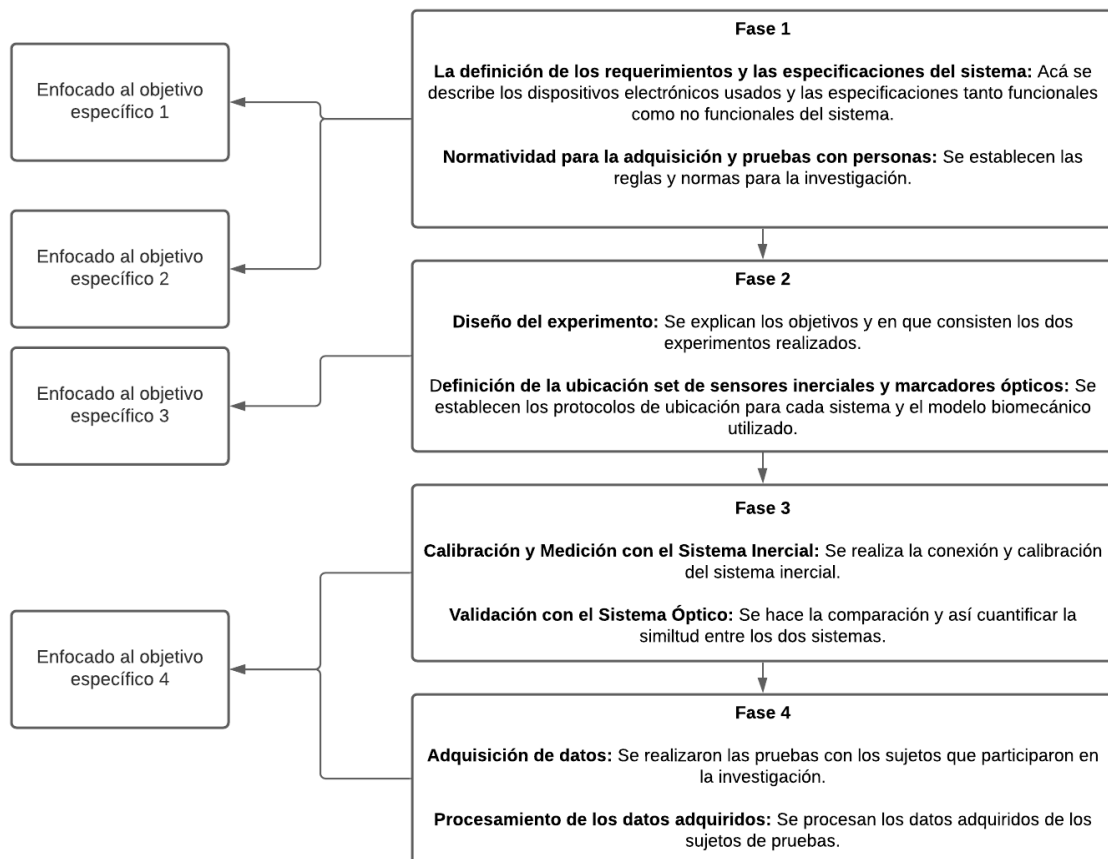
Normativa	Establece
Constitución Política de Colombia. Art 47	“El Estado adelantará una política de previsión, rehabilitación e integración social para los disminuidos físicos, sensoriales y psíquicos, a quienes se prestará la atención especializada que requieran.”
Ley 397 de 1997	“Por la cual se desarrollan los Artículos 70, 71 y 72 y demás Artículos concordantes de la Constitución Política y se dictan normas sobre patrimonio cultural, fomentos y estímulos a la cultura, se crea el Ministerio de la Cultura y se trasladan algunas dependencias.” En el Artículo 1 Num 13 “Principios Fundamentales”, se establece que el Estado considerará y dará "tratamiento especial a las personas con limitaciones físicas, sensoriales y espirituales limitados ..." Asimismo, en los artículos 50 y 60, se estipula que habrá representantes de asociaciones culturales para discapacidades físicas, mentales y sensoriales en los consejos nacionales, departamentales, regionales y municipales.

Ley 1145 de 2007	Promover la formulación e implementación de políticas públicas sobre personas con discapacidad de manera coordinada entre las entidades públicas del orden nacional, regional y local, las organizaciones de personas con discapacidad y personas necesitadas, y la sociedad civil para promover y proteger a las personas con discapacidad en el marco de los derechos humanos.
Ley 1346 de 2009	El propósito de esta ley es incentivar, proteger y asegurar el pleno e igual goce de todos los derechos humanos y libertades fundamentales para todas las personas con discapacidad, y promover el respeto a su dignidad inherente.
Ley 1448 de 2011	“Por la cual se dictan medidas de atención, asistencia y reparación integral a las víctimas del conflicto armado interno y se dictan otras disposiciones.” Con respecto a las personas con discapacidad, se menciona en el artículo 13 sobre trato diferenciado, el artículo 51 que es sobre medidas relativas a la educación, el artículo 123 sobre medidas de restitución por cuestiones de vivienda y artículo 136 sobre programas de rehabilitación.
Ley 1618 del 2013	Además de otras normas legales, esta ley establece disposiciones para garantizar el pleno ejercicio de los derechos de las personas con discapacidad y constituye el marco normativo en el que se basa la gestión de la discapacidad en el país.
Resolución 1441 de 2016	“Por la cual se establecen los estándares, criterios y procedimientos para la habilitación de las Redes Integrales de Prestadores de Servicios de Salud y se dictan otras disposiciones”. Estas incluyen las condiciones necesarias para asegurar una atención integral, así como intervenciones

	como prevención, diagnóstico y tratamiento a la discapacidad.
Resolución 2654 de 2019	“Por la cual se establecen disposiciones para la telesalud y parámetros para la práctica de la telemedicina en el país”. Este tiene como objetivo estandarizar y modernizar la normativa vigente en telemedicina y telesalud con el fin de promover un mayor y mejor acceso a los servicios médicos entre la población más remota del país.
Resolución 113 de 2020	“Por la cual se dictan disposiciones en relación con la certificación de discapacidad y el Registro de Localización y Caracterización de Personas con Discapacidad”. Este tiene como objetivo implementar un certificado de discapacidad y el registro de localización de personas con discapacidad.

Capítulo 3 – Diseño Metodológico

En el siguiente capítulo se explicará el proceso y las fases de desarrollo de la investigación, haciendo énfasis en puntos como la adquisición de los datos, el cálculo de los parámetros de la marcha. La investigación se subdividió en 4 fases que se describen a continuación:



3.1 Fase 1

3.1.1 Alcance y Definición de los Requerimientos y Especificaciones del Sistema

Los dispositivos electrónicos usados son MPU 9150, los cuales son dispositivos MEMS de bajo consumo y costo, conformado por acelerómetro, giróscopo y brújula. El MPU 9150 esta conformado por un MPU 6050 que es un giróscopo y acelerómetro de tres ejes y un AK8975 que es una brújula digital de tres ejes. El acelerómetro integrado es capaz de medir en rangos desde $\pm 250^\circ/s$ hasta $\pm 2000^\circ/s$ y el acelerómetros rangos desde ± 2 G hasta ± 16 G y la brújula hasta $\pm 1200 \mu T$. El sistema cuenta con un dispositivo XBee S2C (Véase figura 3.1) que permite la comunicación inalámbrica fiable entre ordenadores, microcontroladores y sistemas en un rango de 60 metros. Finalmente, el sistema es capaz de registrar ángulos absolutos del segmento, dichos ángulos fueron registrados a una frecuencia de 25 Hz y colocados en columnas en un archivo de texto.

Los sensores inerciales se encuentran contenidos en cajas negras de bajo tamaño, específicamente de 1.6 cm de alto, 3.5 cm ancho y 7.5 cm largo, estos se encuentran conectados a una unidad de conexión (Véase figura 3.2, esta caja tiene unas medidas de 12 cm de largo, 8 cm de ancho, 8.5 cm de alto y un peso de aproximadamente 300 gramos. Para la sujeción de la unidad de conexión de los sensores inerciales se utilizó un koala o también llamado riñonera ubicada en la parte frontal de la persona. Para la colocación de los sensores se le incorporó al sistema una correa elástica de largo ajustable con broche (Véase la figura 3.3) que permite sujetar firmemente el sensor, independientemente de la contextura de la persona. Finalmente, se utilizó un ordenador portátil que permitió, por su capacidad de transporte, mayor facilidad de adquisición de datos fuera de lugares como laboratorios.

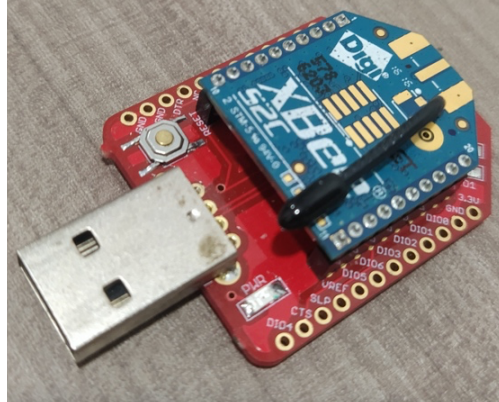


Figura 3.1: Dispositivo de comunicación inalámbrica. Fuente: Elaboración propia



Figura 3.2: Unidad de conexión de los sensores inerciales. Fuente: Elaboración propia



Figura 3.3: Sensor Inercial utilizado. Fuente: Elaboración propia

3.1.2 Normatividad para la Adquisición y Pruebas con Personas

Durante toda la realización del proyecto y como lo estipula la resolución 8430 de 1993, que establece las reglas y normas técnicas y científicas para la investigación en el sector salud, se respetó los derechos y la dignidad de los participantes, además, se elaboró y entregó un consentimiento informado (Véase anexo A), de esta manera queda evidenciada que la participación en los estudios fue totalmente voluntaria. Antes de la realización de las pruebas, se explicó detalladamente a la persona todos los pasos a seguir durante esta, dejando en claro que de ningún modo esto traerá efectos negativos en su salud física.

3.2 Fase 2

3.2.1 Diseño del Experimento

Diseño experimento 1

Se realizaron dos experimentos. El objetivo del primero, el de validación, fue cuantificar la similitud entre los dos sistemas de captura de movimiento utilizando diferente métricas, como por ejemplo los ángulos articulares y la cadencia de paso.

Para realizar la validación se presenta una comparativa entre dos sistemas de análisis de movimiento, por un lado un sistema óptico basado en el uso de una cámara de teléfono y por otro un sistema basado en sensores inerciales, dichos sistemas se emplearán para la adquisición de la cinemática de los miembros inferiores en la marcha. Acerca del espacio de trabajo se realizo en un espacio que contaba con aproximadamente 10 metros libres para poder caminar libremente.

Diseño experimento 2

Para el segundo experimento su objetivo es la cuantificación de la asimetría, específicamente medir parámetros relacionados a las variables de la marcha, como por ejemplo tiempos de apoyo, tiempos de balanceo, amplitudes articulares, entre otras.

El primer paso fue realizar una explicación a los voluntarios de prueba, donde se explicó el objetivo de la prueba y se aclararon dudas para posteriormente entregarle un consentimiento informado, una vez firmado se procedió a la colocación de los sensores inerciales.

La prueba fue aplicada en cuatro adultos, tres de ellos sin ningún tipo de alteración en la marcha y una persona de avanzada edad que por limitaciones de movilidad hace uso de bastón ortopédico; donde se les solicitó que caminara en línea recta, una distancia de 10 metros; de forma natural a una velocidad de marcha confortable, una vez que el sujeto realizaba algunas repeticiones se procedía al registro de datos, esto con el objetivo de capturar los movimientos mas naturales posibles.

3.2.2 Definición de la Ubicación de los Marcadores Ópticos

Para la colocación de los marcadores el protocolo Helen Hayes reconoce, para este caso, tres segmentos, muslo, pierna y pie, junto con tres articulaciones, cadera (Pelvis-Cabeza femoral), rodilla (Cóndilo femoral-Tibia) y tobillo.



Figura 3.4: Set de marcadores implementado.

El protocolo empleado para el posicionamiento del set de marcadores pasivos debe permitir estimar variables cinemáticas como velocidad y amplitud angular, por tanto, se hizo uso de dos articulaciones, la rodilla y la cadera, y dos segmentos, fémur y tibia. A partir de esto se estimaron los ángulos de las mismas. La ubicación de los marcadores fue tomada de una investigación acerca de la monitorización del ángulo de la articulación de la rodilla basado unidades de medidas inercial para la marcha realizada previamente en la Universidad Antonio Nariño [57].

3.2.3 Definición de la Ubicación del Set de Sensores Inerciales

Considerando que se va a obtener información de las variables cinemáticas para el cálculo de los parámetros de marcha y así evaluar una posible asimetría en la marcha, se ubicaron cinco sensores inerciales en la cadera y los segmentos del muslo y pierna que registraran datos en el eje X, además, la ubicación permite medir en el plano sagital. Para la correcta ubicación de los sensores se tomaron medidas antropométricas, con el uso de una cinta métrica se midió el segmento del muslo y se ubicó en la mitad de este, lo mismo para la pierna. El sensor de la cadera se ubicó a nivel de la vértebra lumbar L5.



Figure 3.5: Set de sensores inerciales implementado

La ubicación de los sensores inerciales también fue tomada de la investigación acerca de la monitorización del ángulo de la articulación de la rodilla basado unidades de medidas inercial para la marcha realizada previamente en la Universidad Antonio Nariño [57].

3.3 Fase 3

3.3.1 Calibración y Medición con el Sistema Inercial

Una vez definido las partes y componentes del sistema inercial se procedió a realizar la calibración de estos y la conexión inalámbrica. El sistema de sensores inerciales implementado en este trabajo realiza el proceso de calibración de forma automática en esta parte al conectar los sensores. La calibración se demora aproximadamente 10-15 segundos y se realiza con el valor de gravedad.

El primer paso para la calibración es conectar los cinco sensores inerciales y proceder a encender el dispositivo. Si se hizo una correcta conexión de los sensores se iluminará un led verde en el dispositivo como lo muestra la figura 3.6. Seguido a esto, se procede a iniciar el programa Processing, en el cual se presiona el botón Play/Ejecutar.

Una vez hecho esto, el programa despliega una interfaz gráfica donde será necesario seleccionar el puerto correspondiente al USB conectado a los sensores inerciales. Hecho esto, el programa comienza a configurar los sensores.

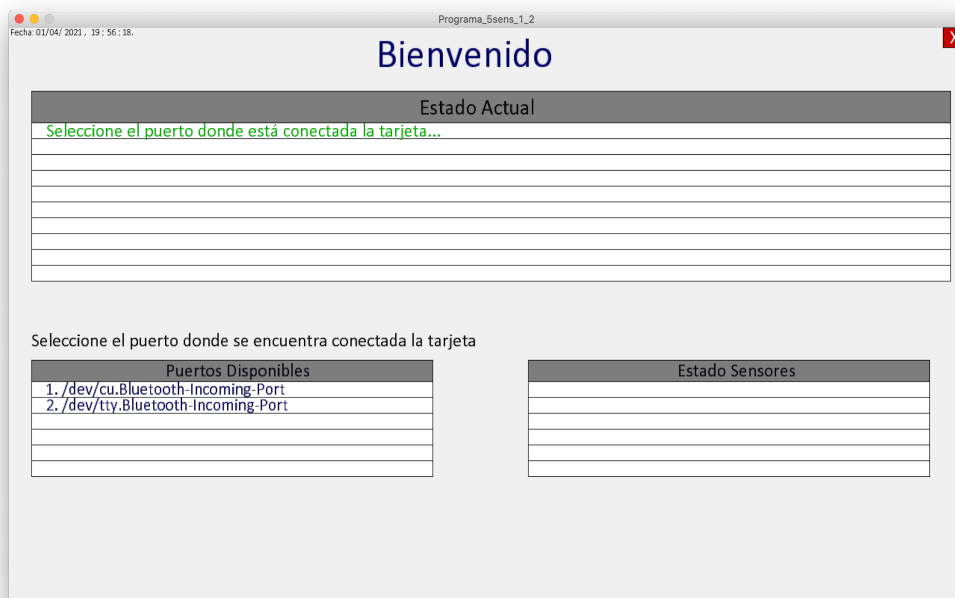


Figura 3.6: Interfaz de conexión de los sensores. Fuente: Elaboración propia

Después, la interfaz muestra tres opciones de medición como lo muestra la figura 3.7. Además en la misma figura se observa que el sistema implementado puede capturar tres tipos de datos: Ángulos absolutos del sensor, aceleración lineal y velocidad angular. Estos tres se toman de forma discriminada en tres ejes de medidas: X, Y y Z. Esto se observa en la figura 3.8.

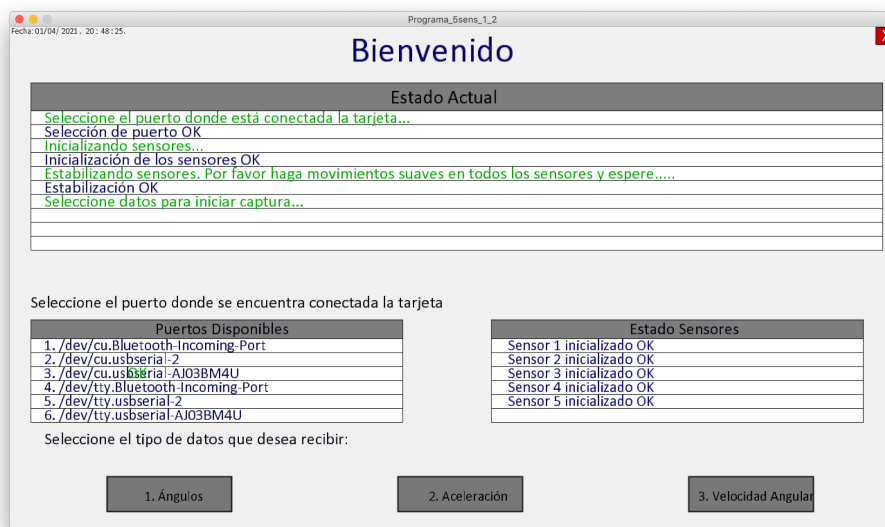


Figura 3.7: Interfaz completa del sistema. Fuente: Elaboración propia

Seleccionado la variable que deseamos medir (Ángulos, Aceleración o Velocidad angular) mostrará una interfaz como la de la figura 3.8.

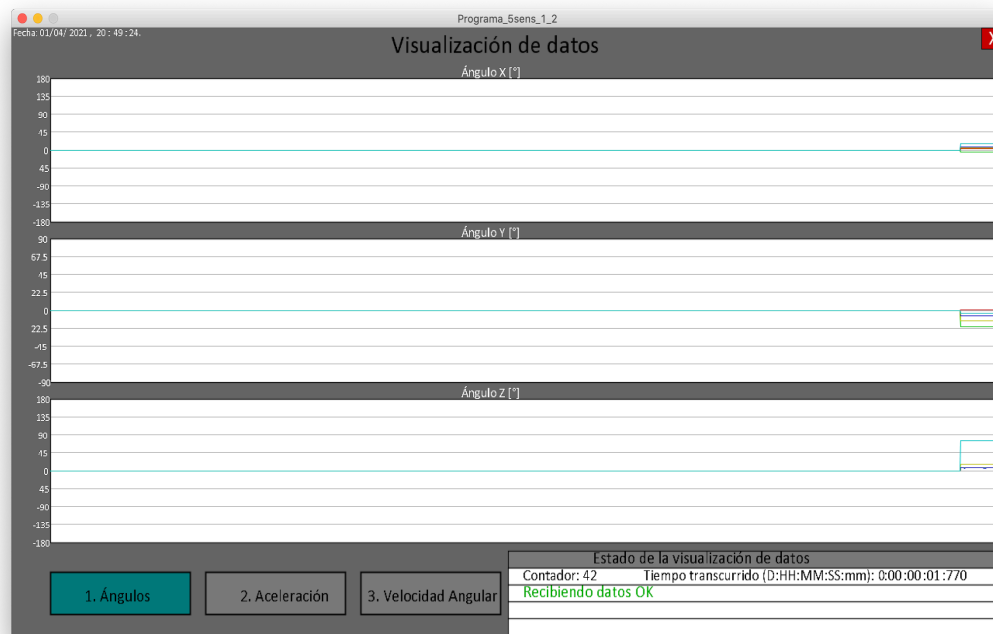


Figura 3.8: Interfaz de adquisición de datos del sistema. Fuente: Elaboración propia

El sistema toma datos en ángulos de Euler además de esto utiliza el eje X como eje de medida esto para evitar inconvenientes de bloqueo de cardán o gimball lock presentes en los otros ejes.

3.3.2 Validación con Sistema Óptico

Se realiza una validación del sistema en la fase 3 debido a la necesidad de verificar la fiabilidad de los datos y el correcto funcionamiento del sistema inercial implementado antes de realizar pruebas con los sujetos.

Para el sistema óptico se ubicó un marcador pasivo a nivel de la cadera, de la rodilla y otro a nivel del tobillo para así tener los segmento necesarios que se utilizaran en el modelo. Para el registro del video se utilizó la cámara de teléfono. Se realizó la grabación a 60 frames por

segundo por aproximadamente 10 segundos de marcha. La grabación se realizó durante el día con buena fuente de iluminación solar a una distancia de aproximadamente 1,5 metros. El sujeto utilizó los dos sistemas de medición, óptico e inercial, para tomar datos simultáneamente, luego procedió a caminar en línea recta mientras otra persona grababa la marcha. En la figura 3.9 se observa el montaje final y el modelo biomecánico utilizado posteriormente para el procesamiento de datos. No se realizó un protocolo de sincronización de las mediciones pues, como se explicará después, se realizó un promedio de todos los ciclos de marcha en ambos sistemas.

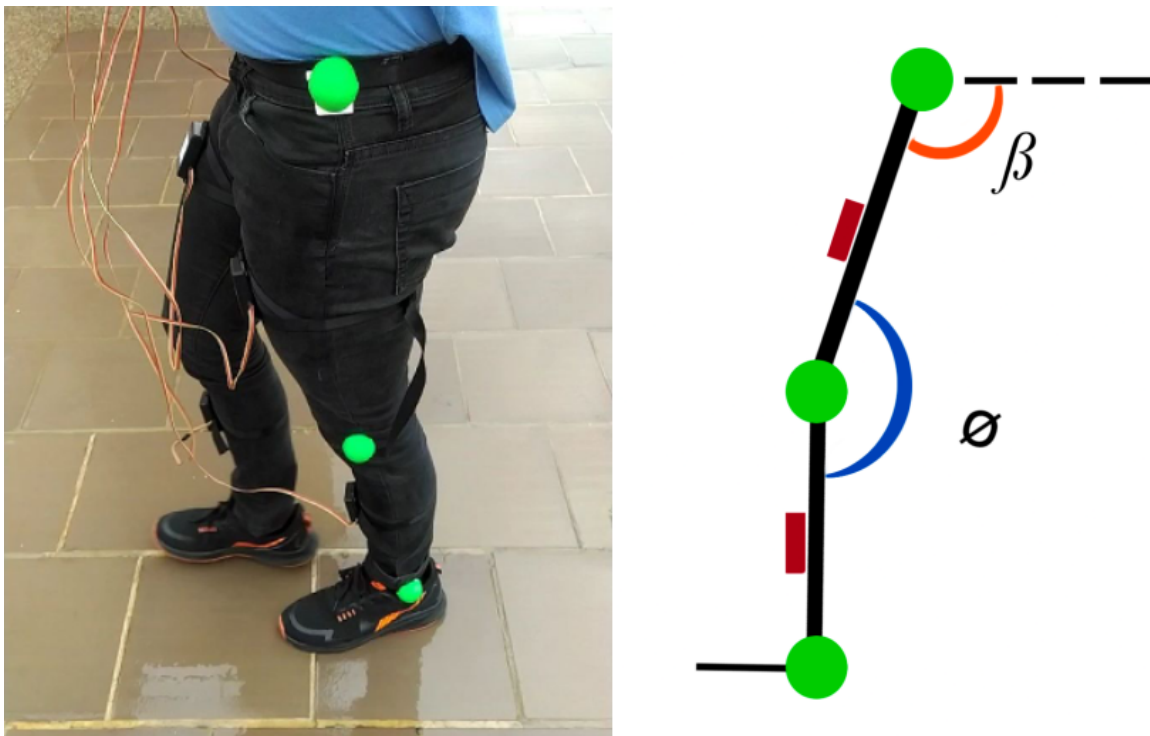


Figura 3.9: Montaje final utilizado. Los puntos verdes son los marcadores ópticos pasivos, los cuadrados rojos los sensores inerciales, el ángulo \emptyset de la rodilla en azul y el ángulo β de la cadera en naranja.

El modelo biomecánico utilizado en esta propuesta es una representación de sólidos rígidos unidos por articulaciones con movimientos rotacionales monocéntricos. La aproximación mediante este modelo biomecánico se ha utilizado en la literatura para el cálculo de las amplitudes articulares [59][60].

Para calcular las variables cinemáticas propuestas se utiliza los valores de ángulos de cada sensor más este modelo biomecánico para cuantificar variables relativas del ángulo. Es decir, con los datos de los sensores y el modelo biomecánico se pueden cuantificar o ‘predecir’ las variables cinemáticas de interés.

Posteriormente se utiliza el software Kinovea, dicho software es libre, gratuito y de código abierto el cual tiene como objetivo el análisis biomecánico. Esta herramienta permite gestionar y editar un video de manera práctica y sencilla además de escribir datos sobre la imagen, la marcación de ejes, el seguimiento de marcadores y el cálculo de ángulos.

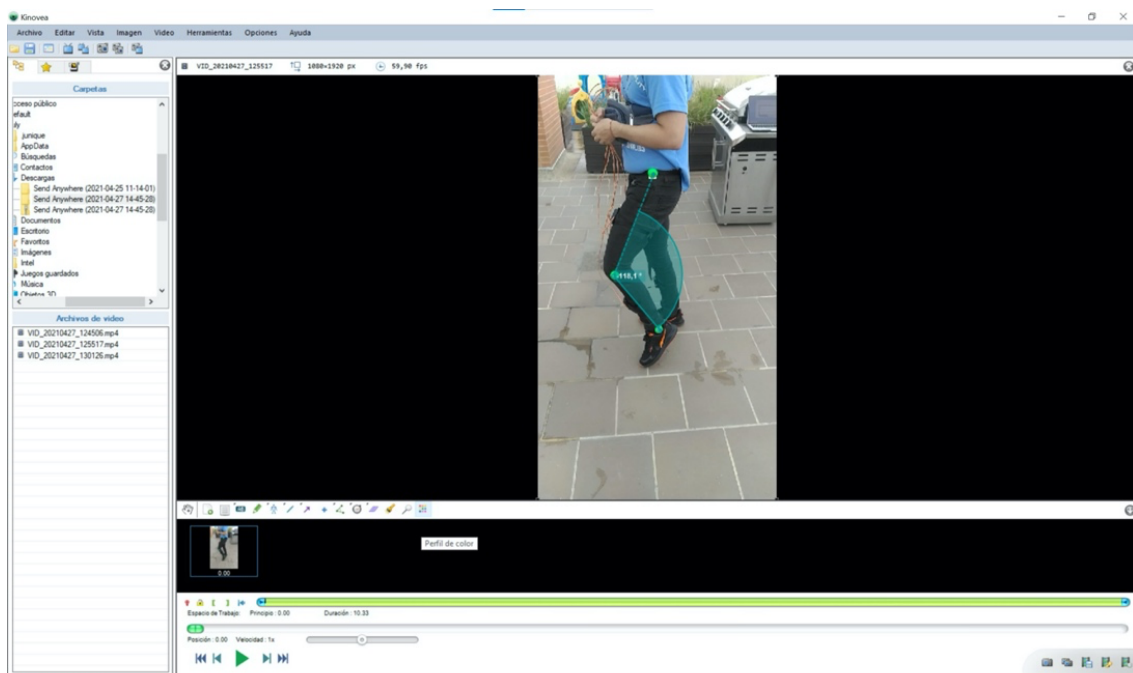


Figura 3.10: Interfaz del Software Kinovea. Fuente: Elaboración propia

El software es capaz de estimar ángulos articulares a partir del seguimiento (Tracking) de marcadores. Los datos se pueden exportar en un archivo de Excel (.csv) para ser procesados posteriormente.

Los resultados de la validación se muestran más adelante, después de realizar el procesamiento de los datos.

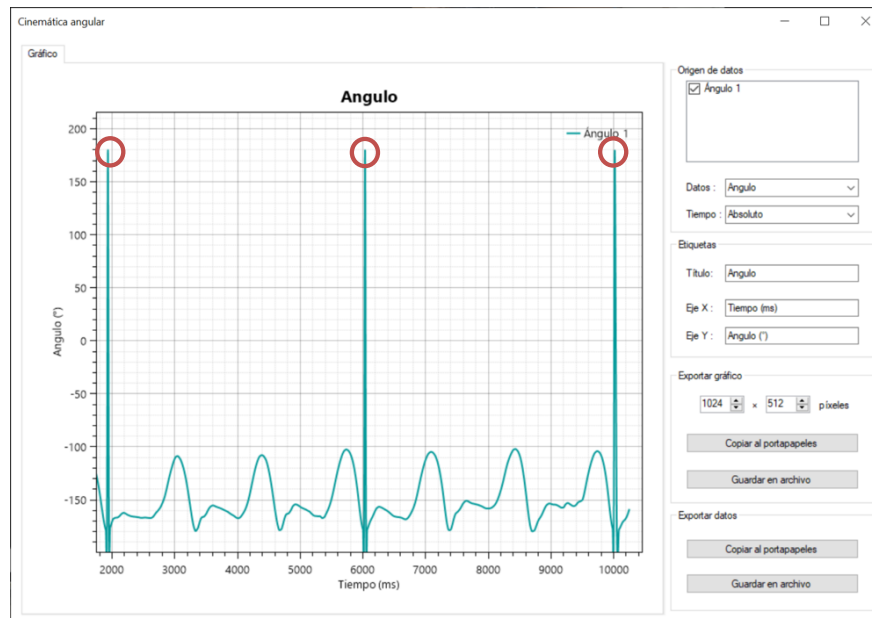


Figura 3.11: Estimación de ángulos con Kinovea. Fuente: Elaboración propia

Al realizar el análisis en Kinovea se aprecia un error (círculos rojos) en los ángulos de hiperextensión de la rodilla, donde en lugar de estimar ángulos mayores a 180° el software estima el ángulo complementario. Por tal razón se exportará los datos al software Matlab, para corregir dichos valores debido a que en Kinovea no es posible corregir cuadro por cuadro los ángulos.

3.4 Fase 4

3.4.1 Adquisición de Datos

Pruebas con los sujetos que participaron en este estudio

En este estudio se realizaron pruebas en 4 sujetos de género femenino, tres de ellas de edad adulta (21-46 años) no presentan una patología en la marcha mientras que el último sujeto debido a su edad avanzada (mayor de 60 años) utiliza herramientas de apoyo para su

movilidad como los es bastón o muleta ortopédica. Además de estas personas y debido a la dificultad de encontrar sujetos con amputación se optó por utilizar una base de datos abierta.

Evaluación de las métricas de asimetría de la marcha con Base de datos

Adicionalmente se hizo uso de una base de datos abierta de personas con amputación unilateral por encima de la rodilla [61]. Esta base de datos contiene los registros de 18 personas que:

1. Han sufrido la pérdida del miembro inferior al menos seis meses antes del estudio.
2. Han hecho uso de una prótesis prescrita durante al menos seis meses.
3. Han utilizado la prótesis al menos tres horas al día.

El objetivo de la prueba fue cuantificar las desviaciones de la marcha en personas con amputaciones en miembros inferiores y evaluar las métricas utilizadas en el presente trabajo para cuantificar asimetrías de la marcha. Para la obtención de los datos el estudio utilizó el sistema Vicon que es un sistema compuesto por 10 cámaras de captura y una máquina caminadora. Los datos en crudo del estudio estaban compuestos por 61 marcadores reflectantes repartidos por todo el cuerpo como se ve en la figura 4.1. La prueba realizada por ellos consistía en una sesión menor a dos horas donde la persona vestía ropa ajustada para la colocación de los marcadores ópticos. Posteriormente le pedían a la persona utilizar la caminadora y caminar a distintas velocidades (comenzando desde 0.4 m/s hasta 0.8 m/s o si era posible hasta 1.4 m/s). Le indicaban a los sujetos agarrar los pasamanos de la caminadora mientras esta alcanzaba la velocidad deseada después de esto le pedían a la persona caminar sin sujetar los pasamanos.

Mencionan que los datos fueron recopilados con una frecuencia de muestreo de 200 Hz. Mencionan que el pre procesamiento consistió en un filtro butterworth con frecuencia de corte de 6 Hz. Los datos finales los entregan en archivos C3D que posteriormente para este estudio serán analizados en el software Mokka y Matlab.

El procesamiento en Mokka consistió en seleccionar los marcadores relevantes para esta investigación, es decir, los ubicados en la cadera (RILC-LILC), rodilla (RKNE-LKNE) y tobillo (RANK-LANK). Una vez hecho esto se exportó la posición de los marcadores en un archivo de texto (.txt) para poder ser procesados en Matlab. Allí se calcularon los segmentos/vectores correspondiente al muslo y pierna, con esto se obtuvo los ángulos entre dichos segmentos y por tanto los ángulos de la rodilla y la cadera.

Finalmente, se utilizó esta base de datos, específicamente dos sujetos escogidos aleatoriamente, sin ningún criterio. A estos dos sujetos se le realizó, a partir del procesamiento de los archivos C3D que proporcionan ellos, el cálculo de la asimetría temporal (AT) y ciclogramas de la marcha al igual que los sujetos que se estudiaron en esta investigación.

Las principales características de la base de datos utilizada se colocan en el anexo B.

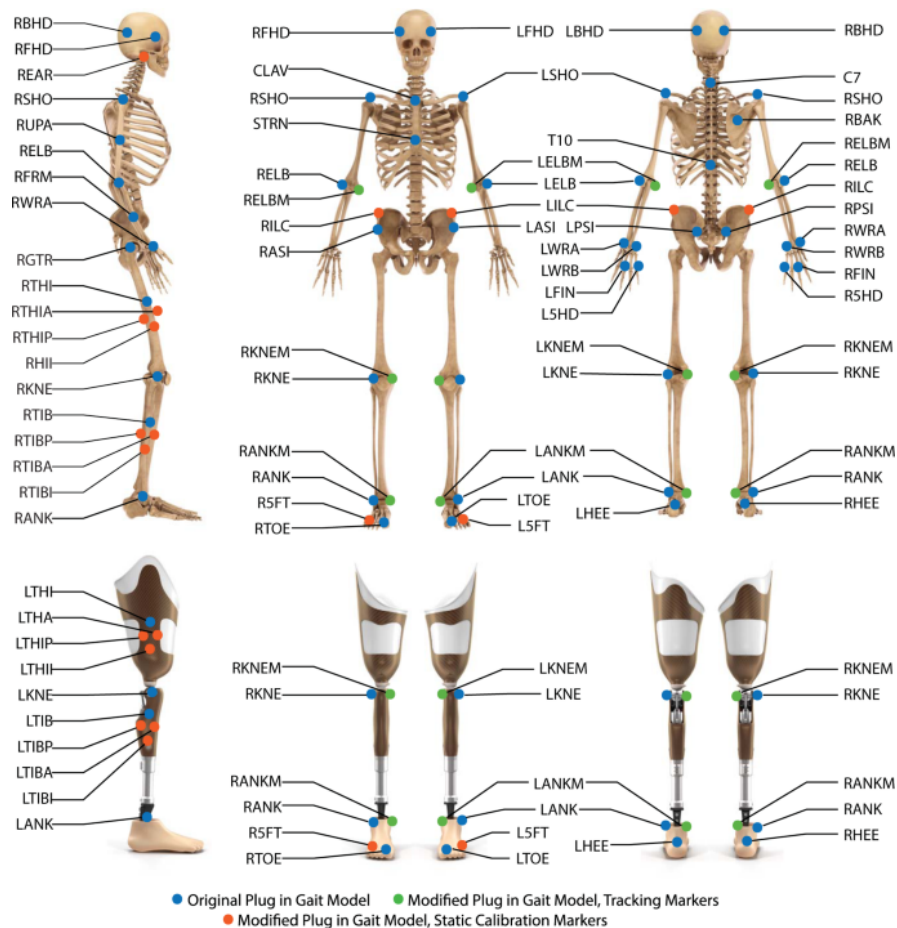


Figura 3.13: Marcadores utilizados en la base de datos. Fuente [57].

3.4.2 Procesamiento de los Datos Adquiridos

Sistema Óptico

Del análisis realizado en Kinovea se exportaron los datos en un archivo de Excel a Matlab para poderse aplicar un filtro de media móvil y de esta manera conseguir una señal suavizada al reducir el ruido aleatorio.

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

Posteriormente se tomó la señal, se segmentó por ciclos de marcha para realizar un promedio de la marcha completa. Esto dio como resultado:

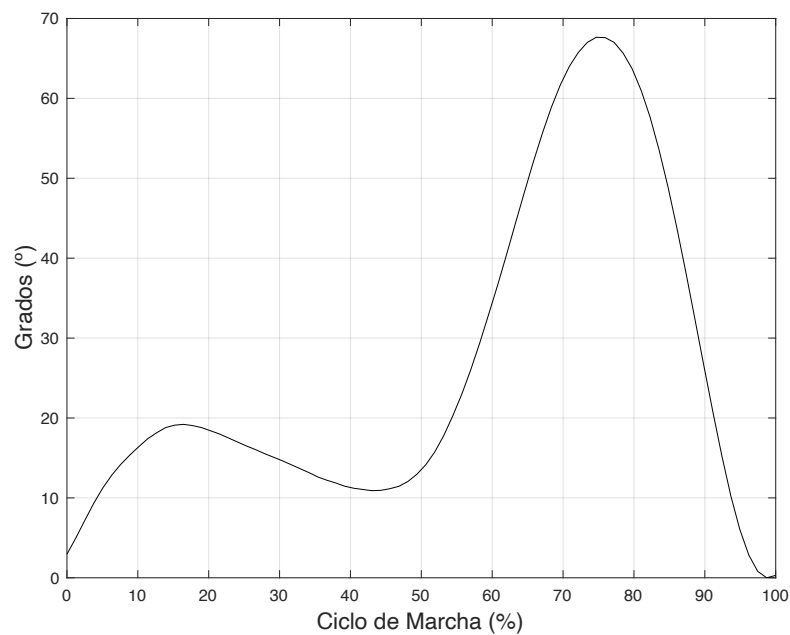


Figura 3.14: Amplitud articular promedio de la rodilla izquierda utilizando Kinovea.

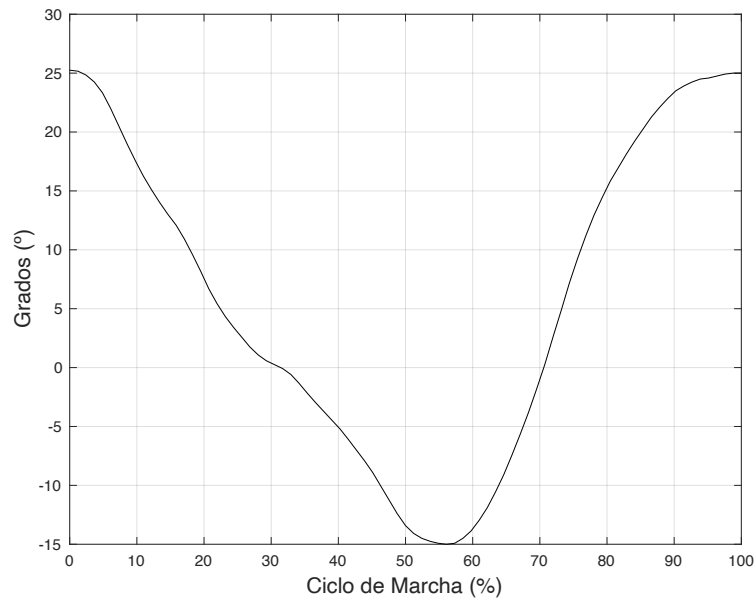


Figura 3.15: Amplitud articular promedio de la cadera izquierda utilizando Kinovea.

La cadencia de marcha obtenida fue de aproximadamente 82 pasos por minuto. Esto se calculó promediando las distancias entre los picos de la gráfica de amplitud articular de la rodilla.

Sistema Inercial

Una vez realizada la adquisición de datos, se procedió a realizar el respectivo análisis para obtener, entre otras cosas, ángulos de la rodilla, de la cadera y cadencia. Para esto se tomó el archivo de texto (.txt) proporcionado por Processing y se pasó por el programa Matlab.

Ángulo relativo de la rodilla:

El sistema de sensores ubicados en los muslos y piernas de la persona otorga ángulos absolutos de los segmentos, a partir de estos se calcula un ángulo relativo para la rodilla, esto se realizó de la siguiente forma:

$$\theta_{Rodilla} = (\theta_{Pierna} - \theta_{Muslo}) + 180$$

Ángulo relativo de la cadera:

De igual forma se calcula un ángulo relativo de la cadera a partir de los ángulos absolutos de los muslos y del ángulo proporcionado por el sensor de la cadera.

$$\theta_{Cadera} = \theta_{Cadera} - \theta_{Muslo}$$

Cadencia de marcha:

La cadencia de paso se calculó promediando la cantidad de datos entre los picos de las amplitud articular (D_{prom}) dividido entre la frecuencia de muestreo, en este caso 25 Hz.

$$Cadencia = \frac{D_{prom} * 60}{25}$$

También se segmentó por ciclos de marcha para realizar un promedio de la marcha completa.

Métrica de Comparación del Sistema Óptico y Sistema Inercial

Se calculó el error cuadrático medio (RMSE) entre la señal obtenida por el sistema óptico y por el inercial, con el objetivo de cuantificar la similitud entre las mediciones proporcionadas por los dos sistemas:

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum (Sistema_{\text{Óptico}} - Sistema_{\text{Inercial}})^2}{N}}$$

Cuantificación de la asimetría (Temporal Gait Asymmetry)

La asimetría temporal de la marcha es una relación entre el tiempo de apoyo y balanceo entre ambas piernas. Un valor normal de AT deberá ser uno cercano al valor 1, mientras mas

se aleje de este valor significa que existe una mayor asimetría en la marcha. La asimetría temporal (AT) de la marcha para una persona sin prótesis se puede calcular utilizando la siguiente fórmula:

$$AT_{Apoyo} = \frac{T_{Apoyo Izquierdo}}{T_{Apoyo Derecho}}$$

$$AT_{Balanceo} = \frac{T_{Balanceo Izquierdo}}{T_{Balanceo Derecho}}$$

Si se desea calcular la AT para una persona con prótesis se realizaría el cociente entre el lado afectado y el lado no afectado.

$$AT_{Apoyo} = \frac{T_{Apoyo Afectado}}{T_{Apoyo No Afectado}}$$

$$AT_{Balanceo} = \frac{T_{Balanceo Afectado}}{T_{Balanceo No Afectado}}$$

Finalmente los resultados del sistema inercial:

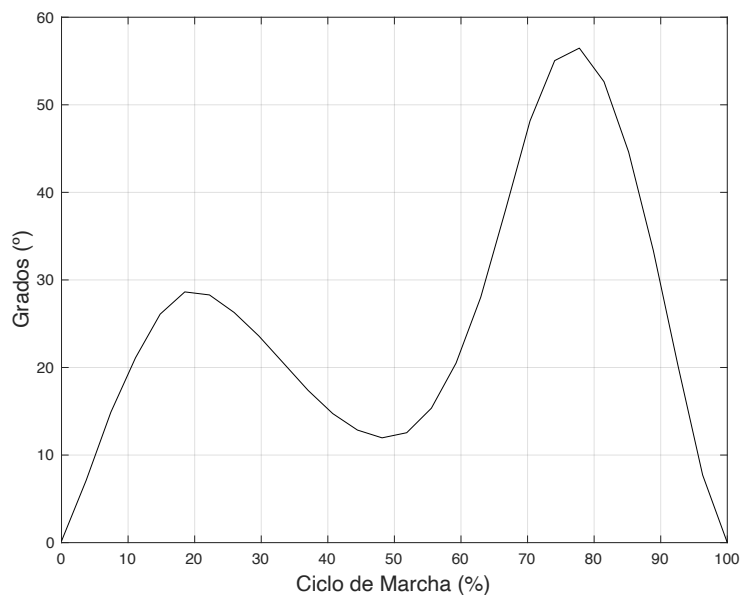


Figura 3.16: Amplitud articular promedio de la rodilla izquierda utilizando los sensores inerciales.

Después se calculó el error cuadrático medio para la rodilla el cual dio aproximadamente 12.5° . El error obtenido es algo elevado lo que significa que los datos que registra el sistema inercial no son tan exactos a la realidad.

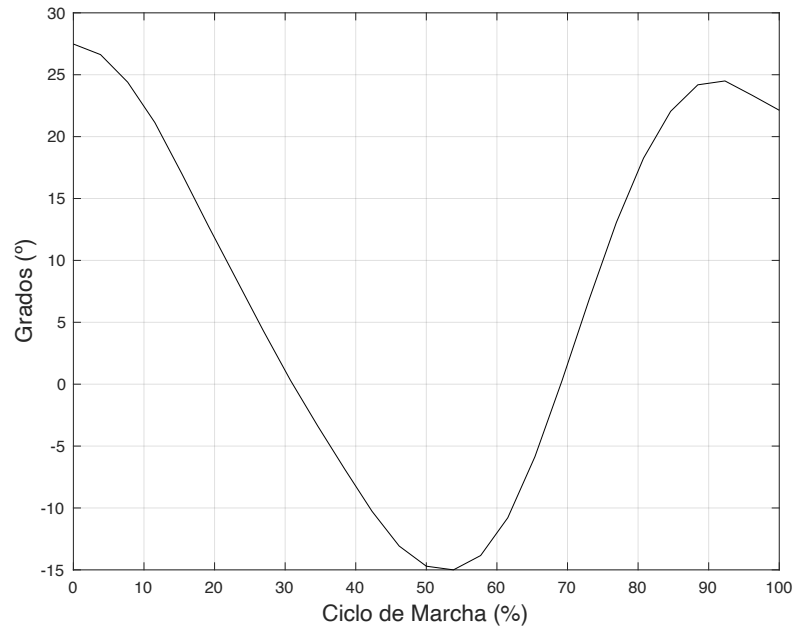


Figura 3.17: Amplitud articular promedio de la cadera izquierda utilizando los sensores inerciales.

Después se calculó el error cuadrático medio para la cadera el cual dio aproximadamente 4° . El error obtenido para la cadera es bajo lo que significa que los datos que registra el sistema inercial son bastante buenos, es decir, son validos y fiables.

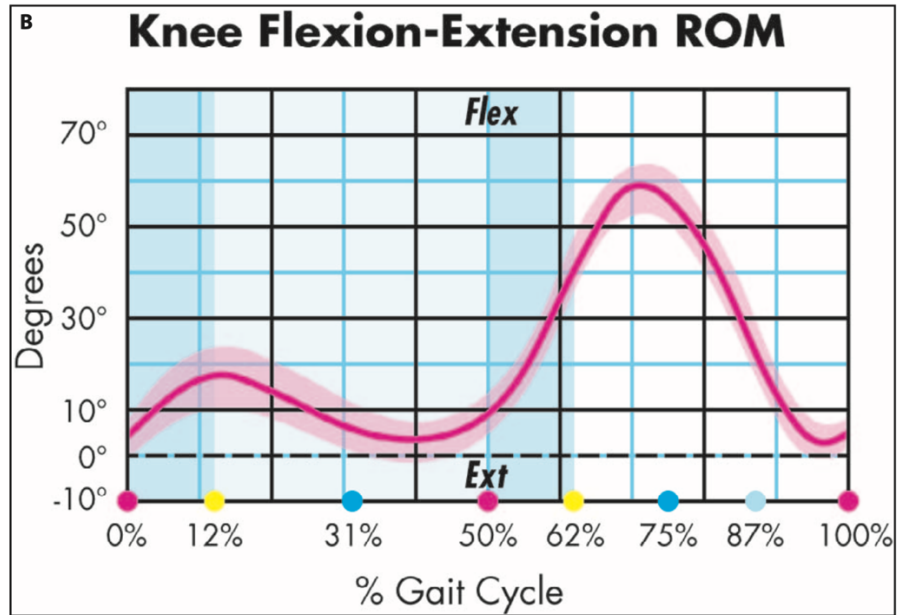


Figura 3.18: Grafica de la literatura acerca de la flexo-extensión de la rodilla. Fuente [57].

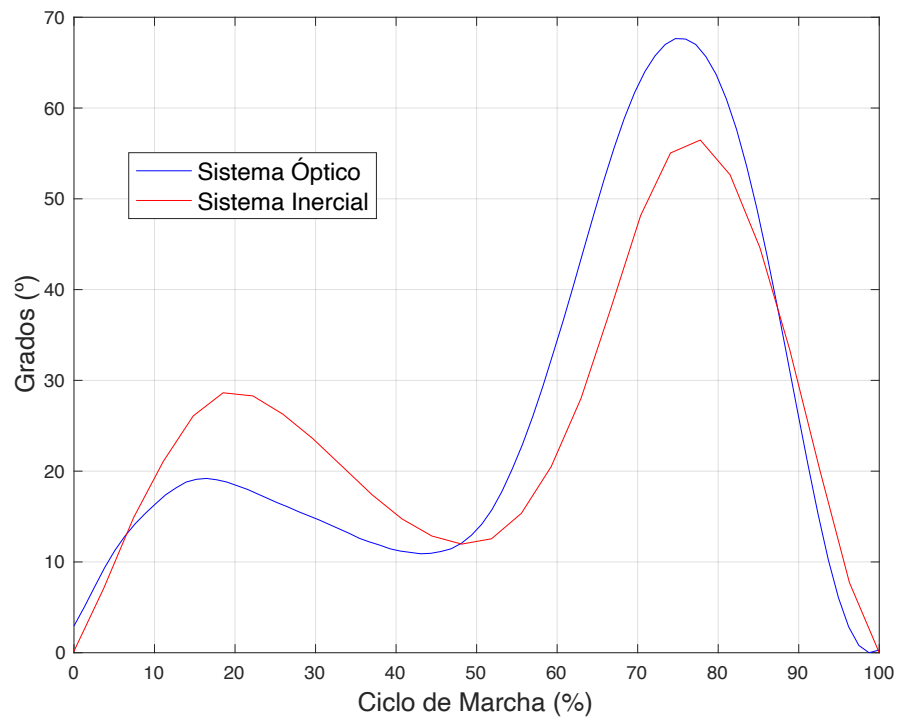


Figura 3.19: Comparación de ángulos de la rodilla según el sistema. Fuente: Autoría Propia.

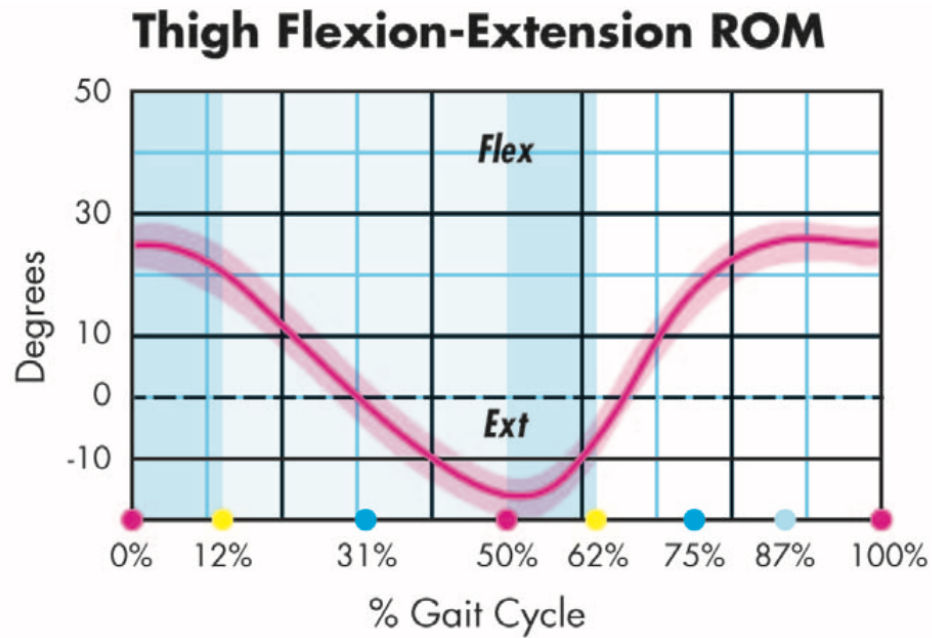


Figura 3.20: Grafica de la literatura acerca de la flexo-extensión de la cadera. Fuente [57].

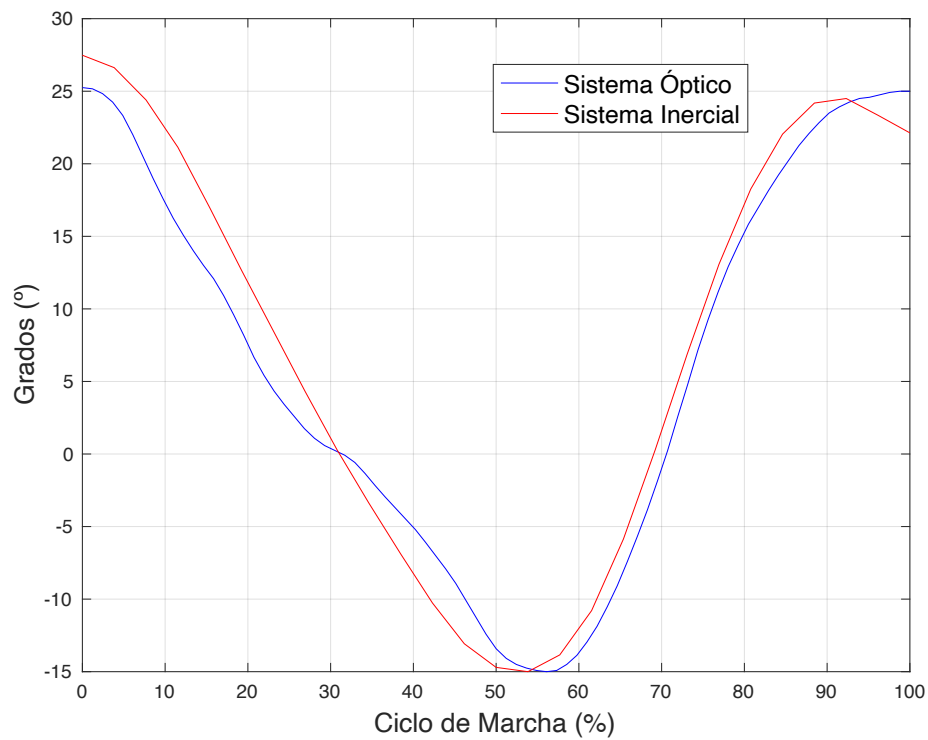


Figura 3.21: Comparación de ángulos de la cadera según el sistema. Fuente: Autoría Propia.

Finalmente se obtuvo la cadencia de marcha que fue de aproximadamente 83 pasos por minuto y se graficó el ciclograma de la marcha.

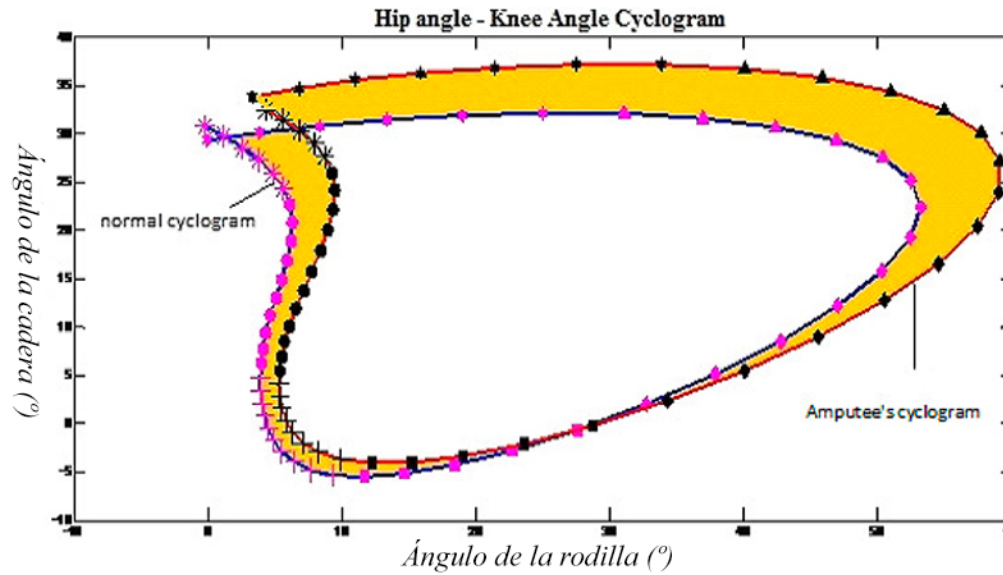


Figura 3.22: Ciclograma de la literatura acerca de la marcha normal y la de personas con amputación. Adaptado de [34].

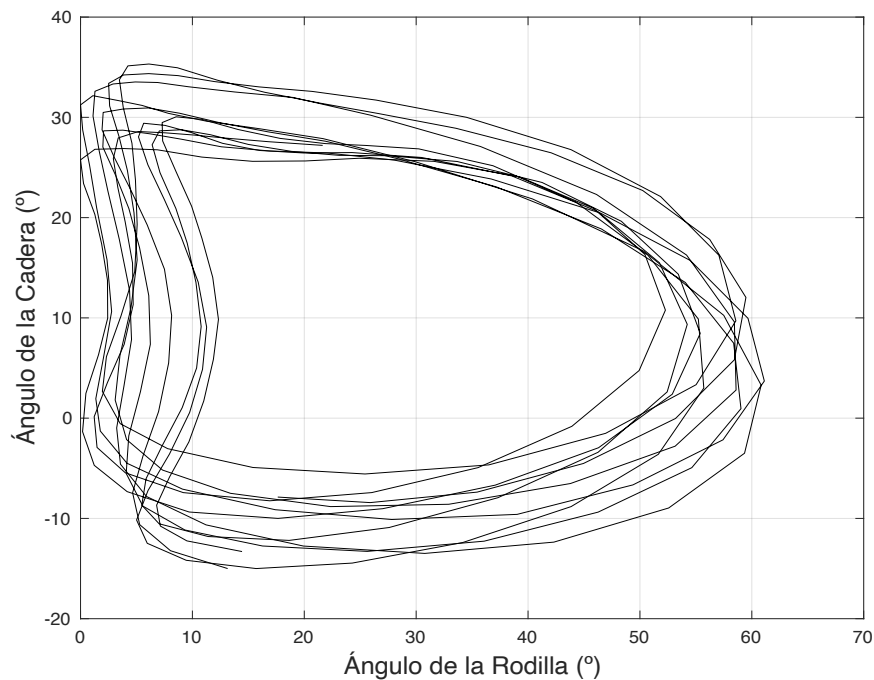


Figure 3.23: Ciclograma de la marcha obtenido en la prueba de validación. Fuente: Elaboración propia

Capítulo 4 – Resultados

4.1 Resultados

A continuación se presentará una tabla con el promedio de la asimetría temporal de la marcha y cadencia de paso para los sujetos que participaron en la investigación, utilizando el sistema inercial implementado. Los datos que se muestran a continuación son obtenidos a partir del sistema inercial implementado en este trabajo.

Tabla 4.1: Información acerca de los sujetos de pruebas.

Sujeto	Edad	Género	Patologías en la marcha
1	21	Femenino	No
2	46	Femenino	No
3	30	Femenino	No
4	65	Femenino	Si

Tabla 4.2: Resultados de las pruebas realizadas.

Sujeto	Variable	Repeticiones			Promedio
		Repetición 1	Repetición 2	Repetición 3	
1	AT Apoyo	0,91	0,945	0,974	0,94
	AT Balanceo	0,89	0,989	0,9	0,93
	Cadencia (p/m)	77,28	83,07	81,7	80,68
	Velocidad de marcha (m/s)	1,162	1,09	1,12	1,12
2	AT Apoyo	0,952	0,945	0,927	0,94
	AT Balanceo	0,98	0,969	0,95	0,97
	Cadencia (p/m)	81,3	84,6	79,7	81,87
	Velocidad de marcha (m/s)	1,17	1,15	1,18	1,17
3	AT Apoyo	1,02	0,984	0,919	0,97
	AT Balanceo	0,899	0,971	1,01	0,96
	Cadencia (p/m)	89,7	87,2	86,8	87,90
	Velocidad de marcha (m/s)	1,21	1,26	1,24	1,24
4	AT Apoyo	0,81	0,83	0,86	0,83
	AT Balanceo	1,17	1,22	1,12	1,17
	Cadencia (p/m)	65	60	63	62,67
	Velocidad de marcha (m/s)	0,88	0,91	0,89	0,89

p/m = Pasos por minuto

m/s = Metros por segundo.

Los valores obtenidos de asimetría temporal para los tres primeros sujetos dieron valores cercanos a uno, tanto para la fase de balanceo como para la fase de apoyo. Para el sujeto 1 se aprecia un valor de AT apoyo de 0,94 y un valor de AT de balanceo de 0,93, para el sujeto 2 se aprecia un valor de AT apoyo de 0,94 y un valor de AT de balanceo de 0,97, para el sujeto 3 se aprecia un valor de AT apoyo de 0,97 y un valor de AT de balanceo de 0,96. Todos valores cercanos a 1 lo que indica una baja asimetría en la marcha. Por otro lado, el sujeto 4 arrojó valores de AT más lejanos del uno. En el sujeto 4 se aprecia un valor de AT apoyo de 0,83 y un valor de AT de balanceo de 1,17.

La cadencia de paso para los primeros tres sujetos muestra un valor que corresponde a una marcha confortable/normal mientras que el sujeto cuatro muestra un valor que corresponde a una marcha lenta. Lo mismo ocurre con la velocidad de marcha. Esto se debe, además de lo ya mencionado anteriormente, a un movimiento no rítmico donde la energía que se genera al realizar la marcha no se transmite entre paso y paso sino que puede ser disipada por el lado que presenta limitación en el movimiento.

4.1.2 Comparación de los Ciclogramas Rodilla-Cadera

A continuación se presentarán las gráficas de amplitudes articulares y ciclogramas de los sujetos

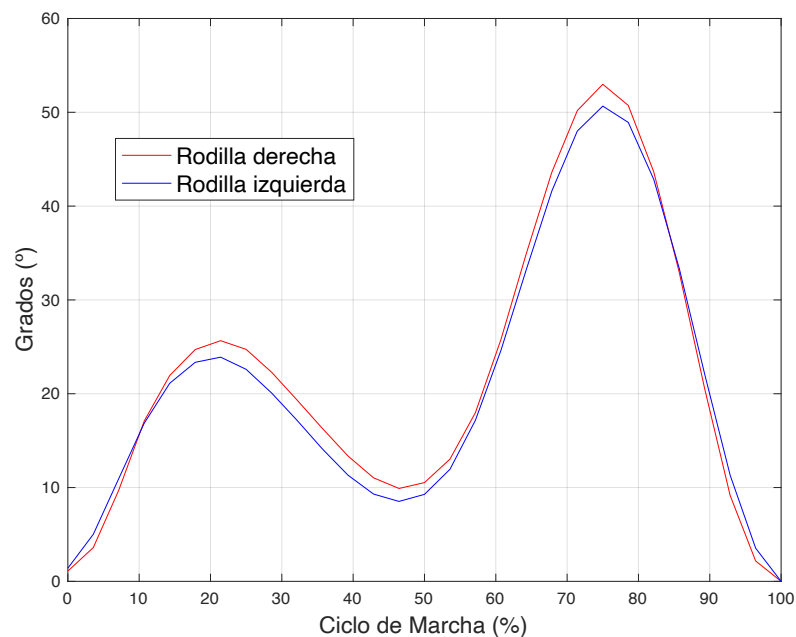


Figura 4.1: Amplitud articular promedio de la rodilla derecha e izquierda del sujeto 1.

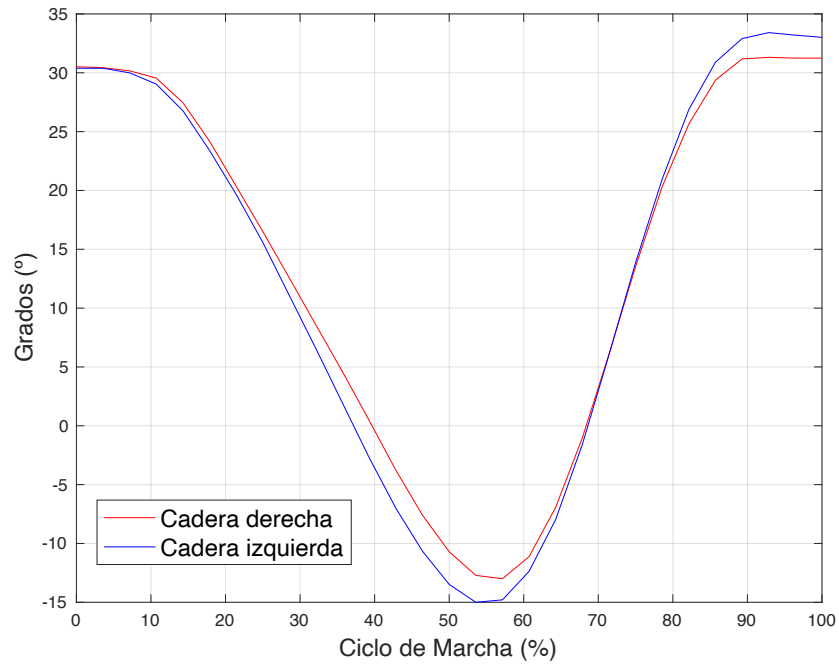


Figura 4.2: Amplitud articular promedio de la cadera derecha e izquierda del sujeto 1.

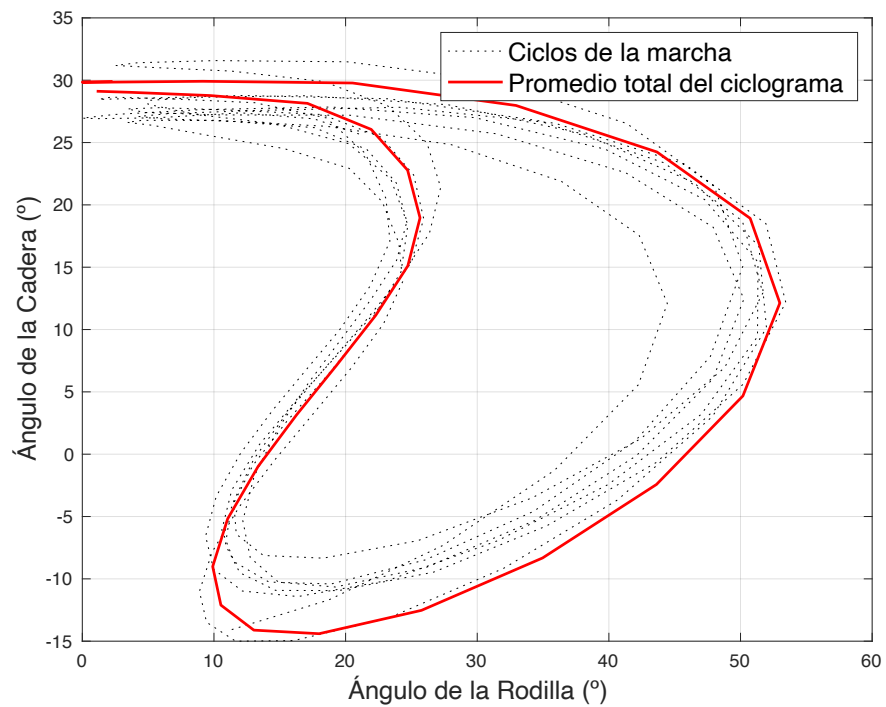


Figura 4.3: Ciclograma total y promediado del sujeto 1 pierna derecha.

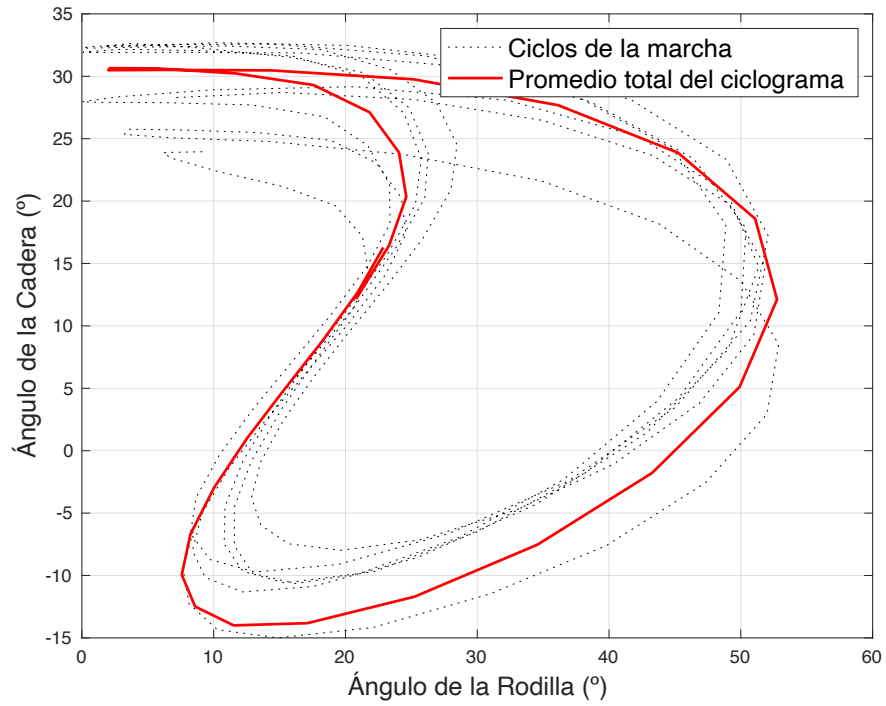


Figura 4.4: Ciclograma total y promediado del sujeto 1 pierna izquierda.

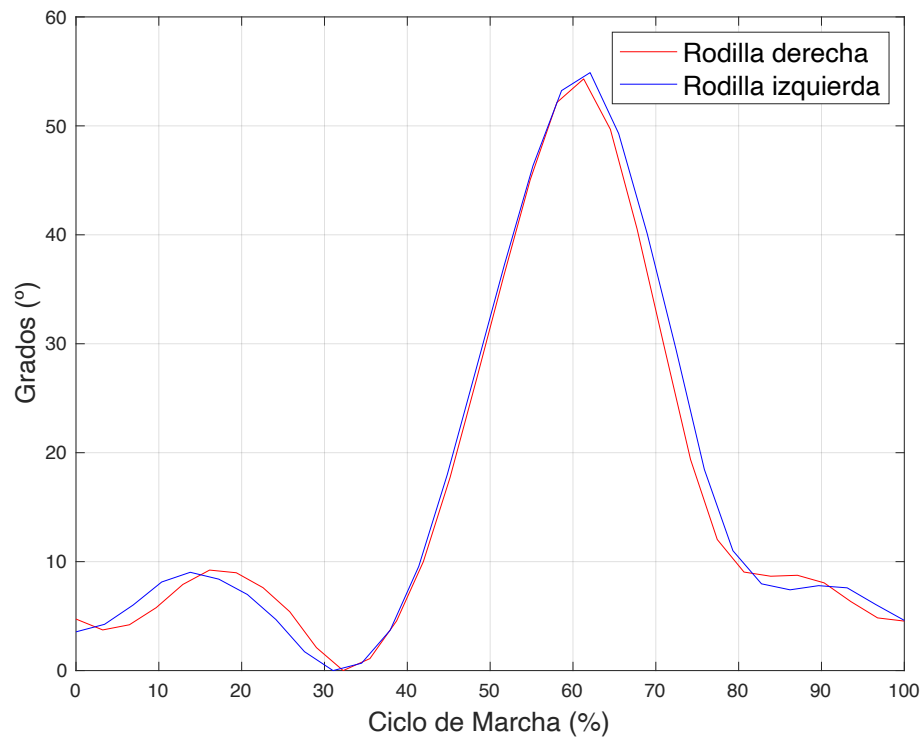


Figura 4.5: Amplitud articular promedio de la rodilla derecha e izquierda del sujeto 2.

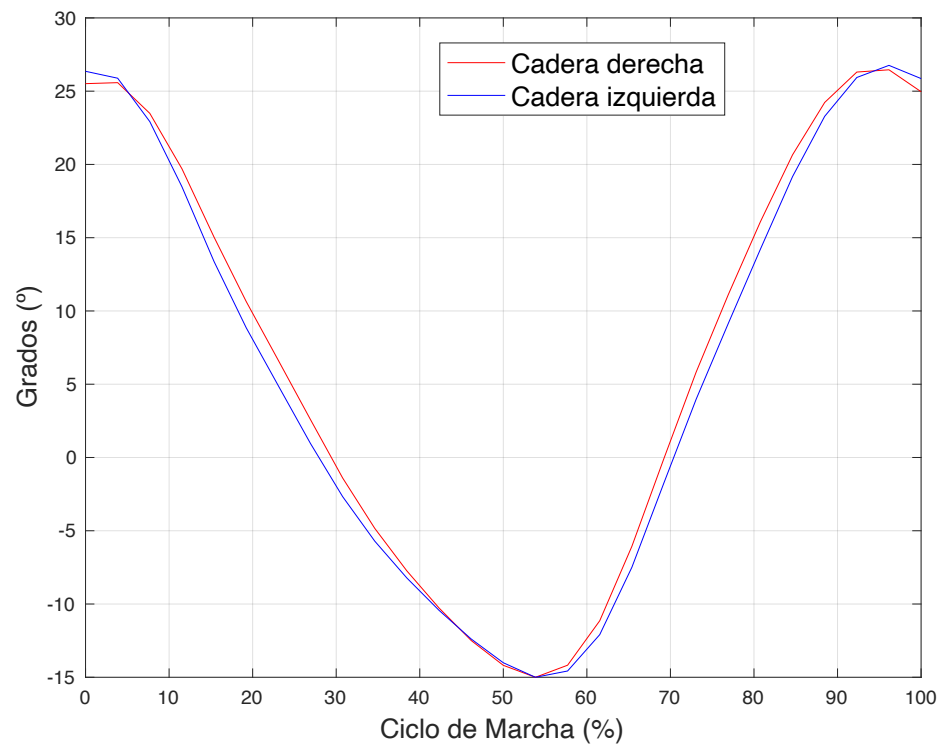


Figura 4.6: Amplitud articular promedio de la cadera derecha e izquierda del sujeto 2.

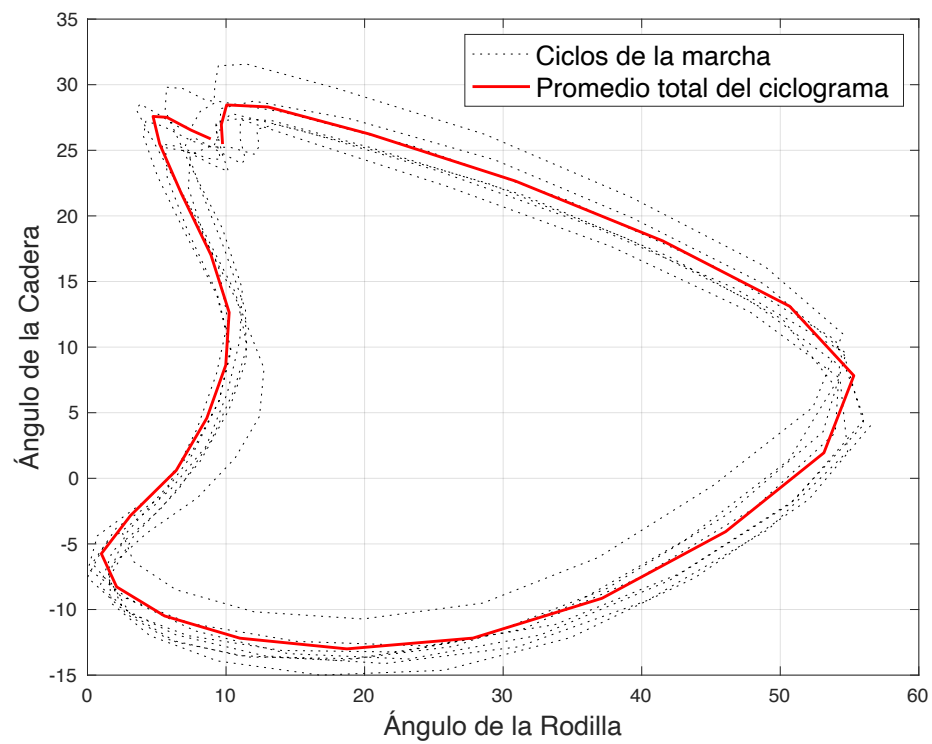


Figura 4.7: Ciclograma total y promediado del sujeto 2 pierna derecha.

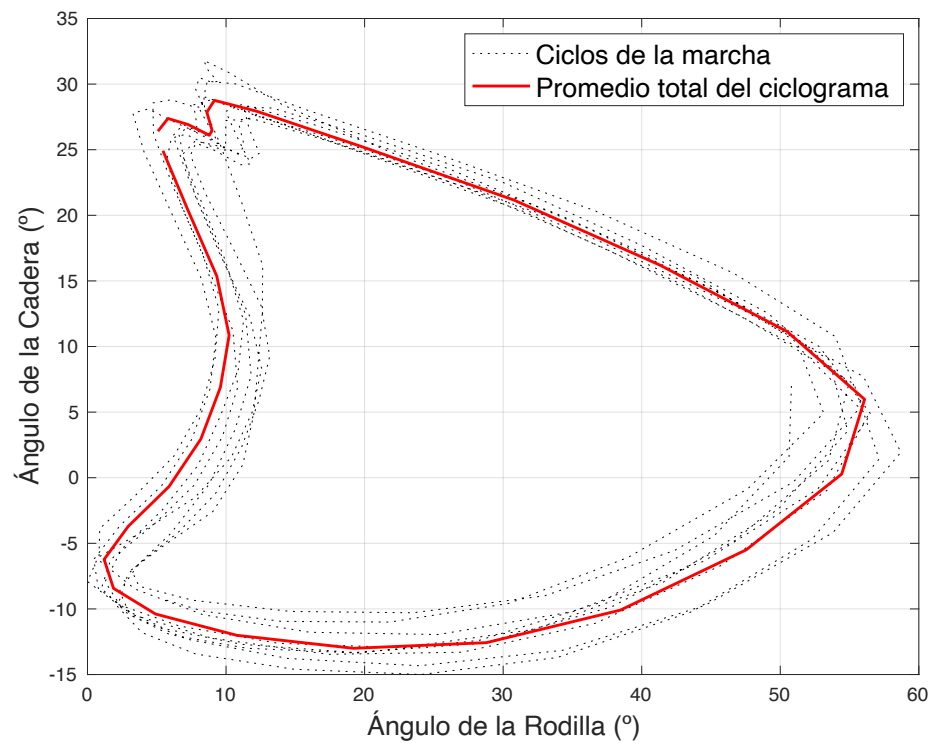


Figura 4.8: Ciclograma total y promediado del sujeto 2 pierna izquierda.

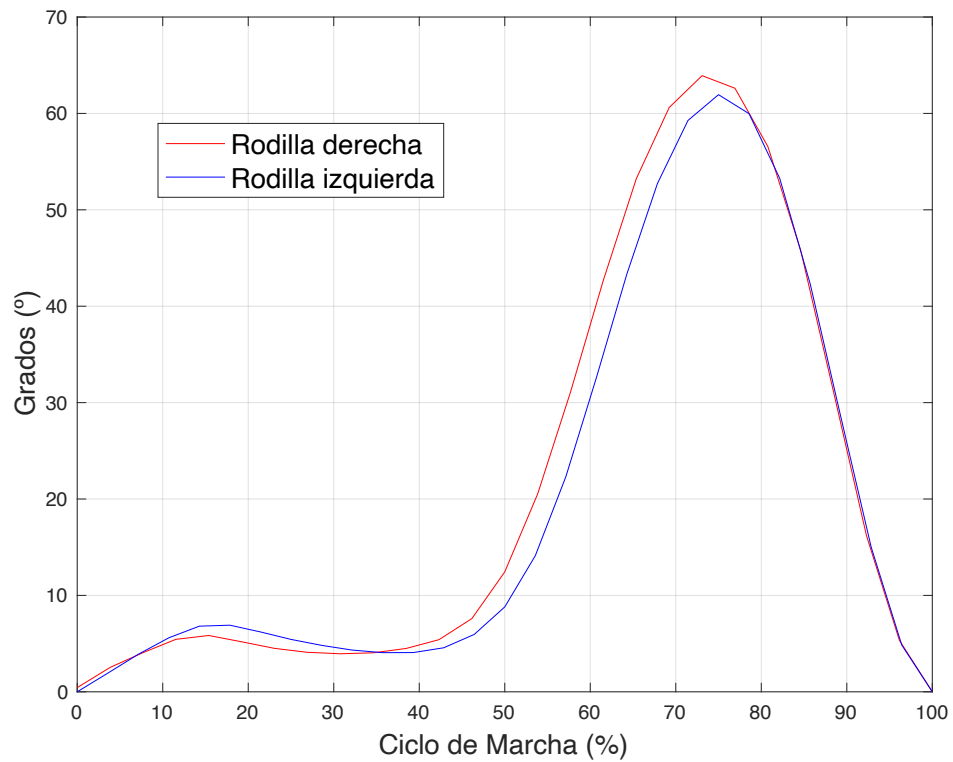


Figura 4.9: Amplitud articular promedio de la rodilla derecha e izquierda del sujeto 3.

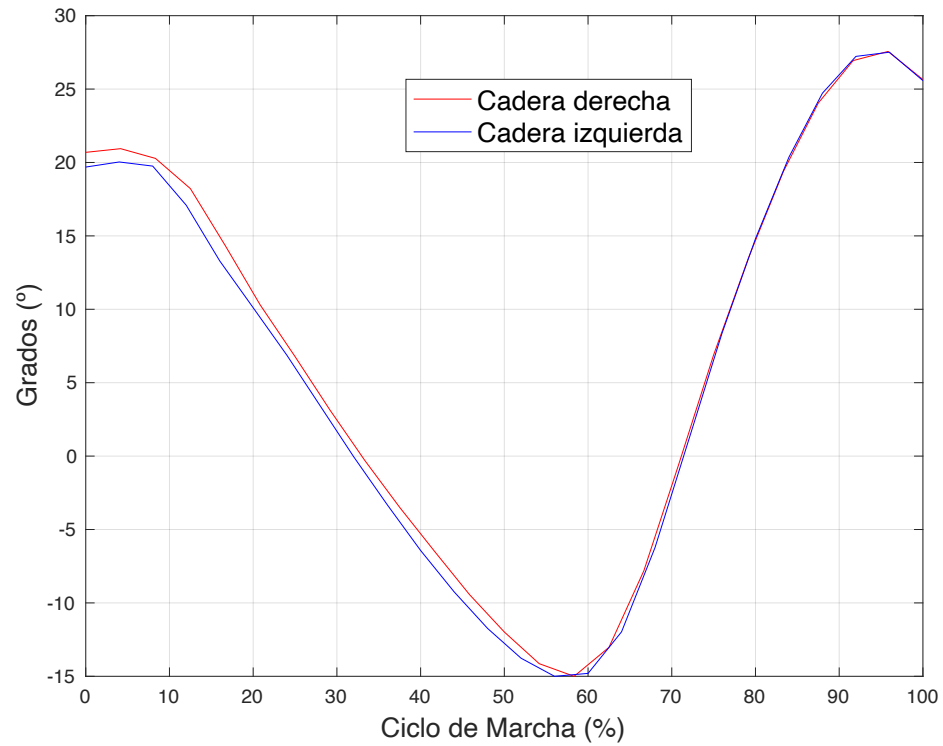


Figura 4.10: Amplitud articular promedio de la cadera derecha e izquierda del sujeto 3.

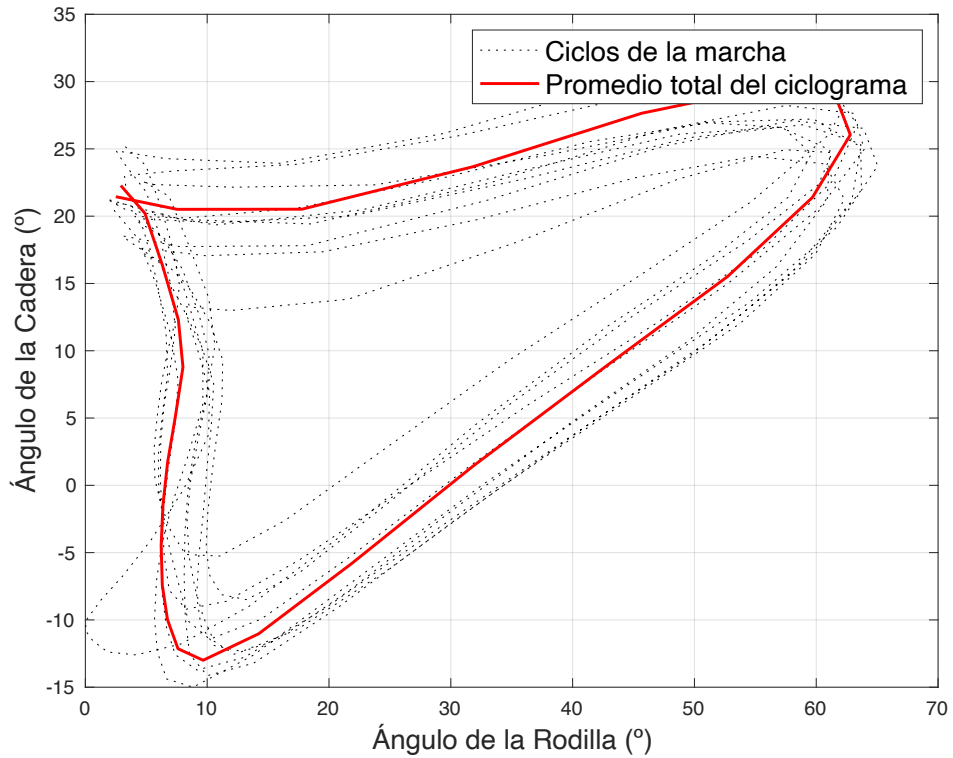


Figura 4.11: Ciclograma total y promediado del sujeto 3 pierna derecha.

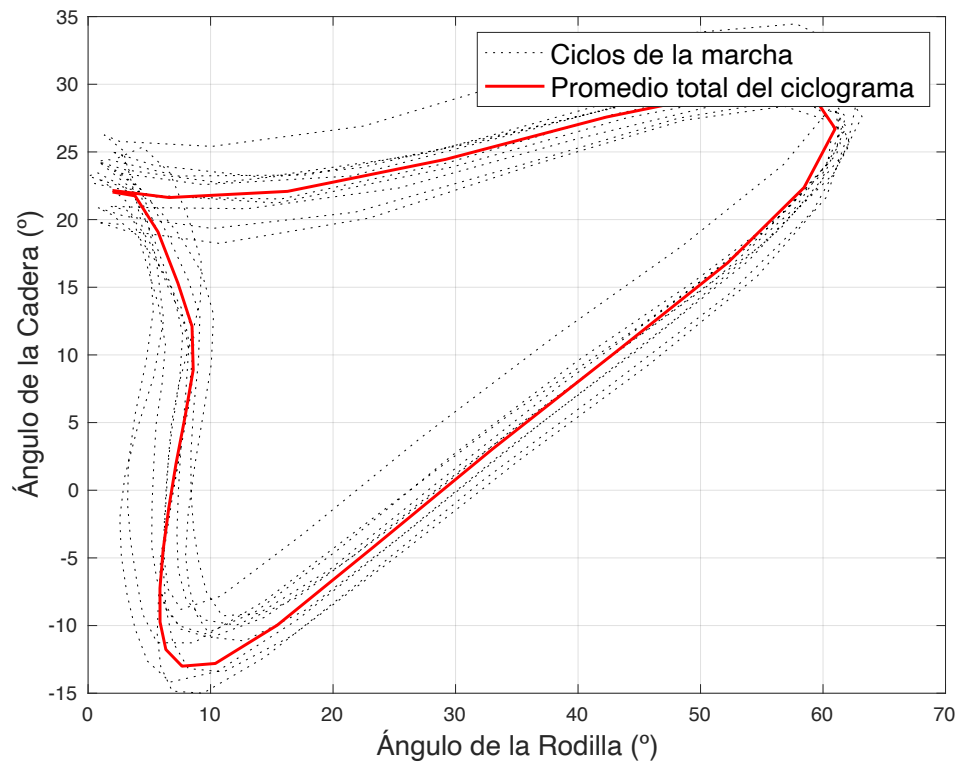


Figura 4.12: Ciclograma total y promediado del sujeto 3 pierna izquierda.

A partir de los primeros tres sujetos que muestran consistencia entre la amplitud de la articulación de la cadera y la de la rodilla para ambos lados, izquierda y derecha; esto se aprecia en la figuras 4.1, 4.2, 4.5, 4.6, 4.9 y 4.10. Se puede notar una diferencia igual o menor a 4° en la amplitud de las articulaciones en los lados izquierdo y derecho.

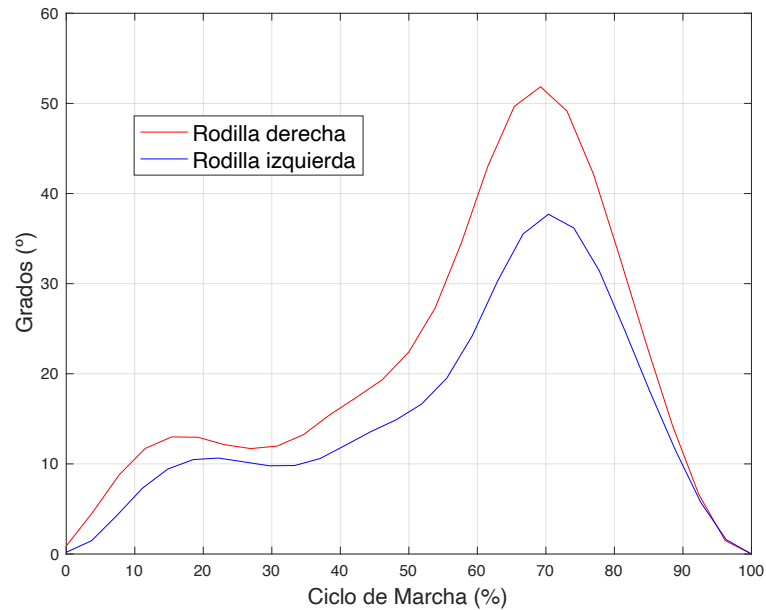


Figura 4.13: Amplitud articular promedio de la rodilla derecha e izquierda del sujeto 4.

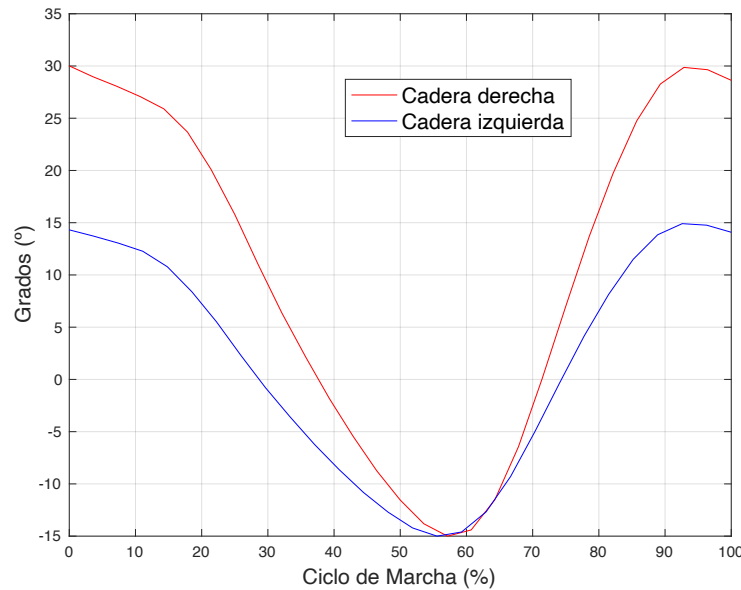


Figura 4.14: Amplitud articular promedio de la cadera derecha e izquierda del sujeto 4.

Para el sujeto con patología en la marcha se observa una diferencia en la amplitud de dichas articulaciones entre cada lado. Esto se aprecia en la figura 4.13 donde se ve una diferencia de amplitud de aproximadamente 14° entre los valores de cada pierna. En la figura 4.14 se observa, en comparación, una amplitud menor de la cadera izquierda que se encuentra por debajo unos 16° .

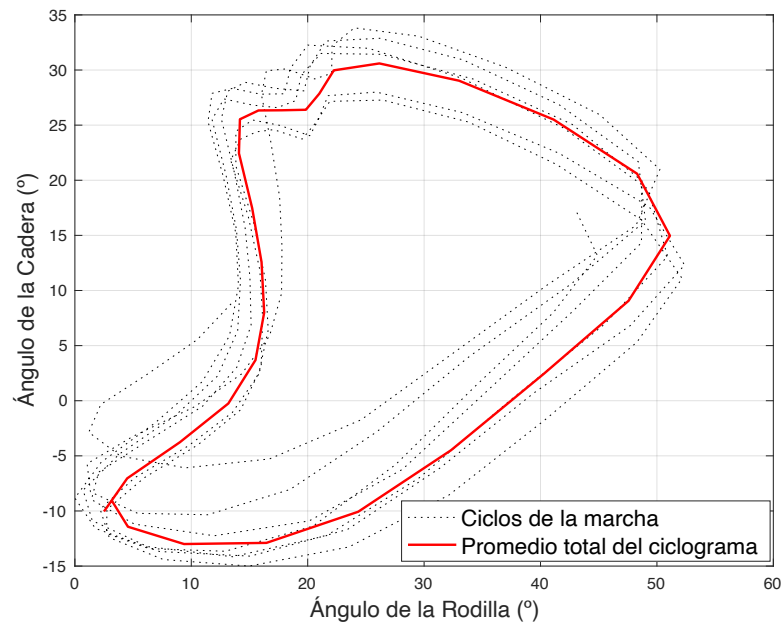


Figura 4.15: Ciclograma total y promediado del sujeto 4 pierna derecha.

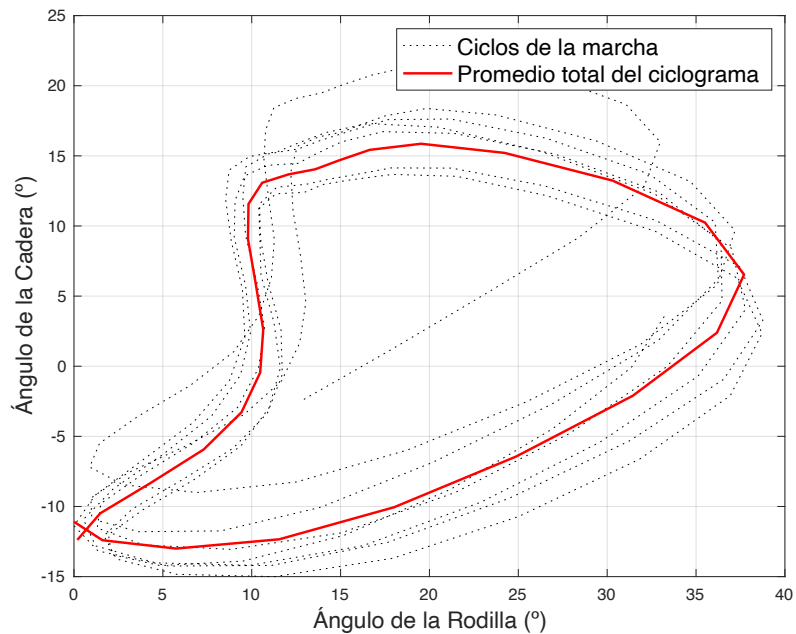


Figura 4.16: Ciclograma total y promediado del sujeto 4 pierna izquierda.

Las graficas de ciclogramas del sujeto confirman lo mencionado anteriormente pues las figuras 4.15 y 4.16 demuestran una diferencia notable en la parte final de la fase de balanceo y principio de la fase de apoyo. Esto se observa en la disminución del área superior izquierda del ciclograma que, al compararse con un ciclograma normal como el de la figura 3.22, debería existir cierta simetría con el área inferior izquierda.

4.1.4 Cuantificación de la asimetría (Temporal Gait Asymmetry) Usando la Base de Datos

Con dos sujetos escogidos de manera aleatoria se realizó el cálculo de la asimetría temporal de la marcha, dicho análisis obtuvo los siguientes resultados:

Tabla 4.3: Resultados de las pruebas de la base de datos..

Sujeto	Variable	Pruebas			Promedio
		Prueba 1	Prueba 2	Prueba 3	
5	AT Apoyo	0,8	0,75	0,77	0,77
	AT Balanceo	1,64	1,67	1,63	1,65
	Cadencia (p/m)	66	70	81	--
	Velocidad de marcha (m/s)	0,6	1	1,4	--
6	AT Apoyo	0,89	0,83	0,85	0,86
	AT Balanceo	1,15	1,21	1,19	1,18
	Cadencia (p/m)	65	67	70	--
	Velocidad de marcha (m/s)	0,4	0,6	0,7	--

Por otro lado, los sujetos que hacen uso de prótesis (sujetos 5 y 6) arrojaron valores de AT más lejanos del uno. Para el sujeto 5 se aprecia un valor de AT apoyo de 0,77 y un valor de AT de balanceo de 1,65, para el sujeto 6 se aprecia un valor de AT apoyo de 0,86 y un valor de AT de balanceo de 1,18. Esto indica una mayor asimetría.

No se promedió la cadencia de paso ni la velocidad de marcha debido a que los datos fueron tomados a velocidades fijadas en la caminadora y son pruebas a velocidades diferentes.

4.1.5 Comparación de los Ciclogramas Rodilla-Cadera Usando la Base de Datos

A continuación se mostrarán las gráficas de los ciclogramas de marcha obtenidas para los dos sujetos de la base de datos:

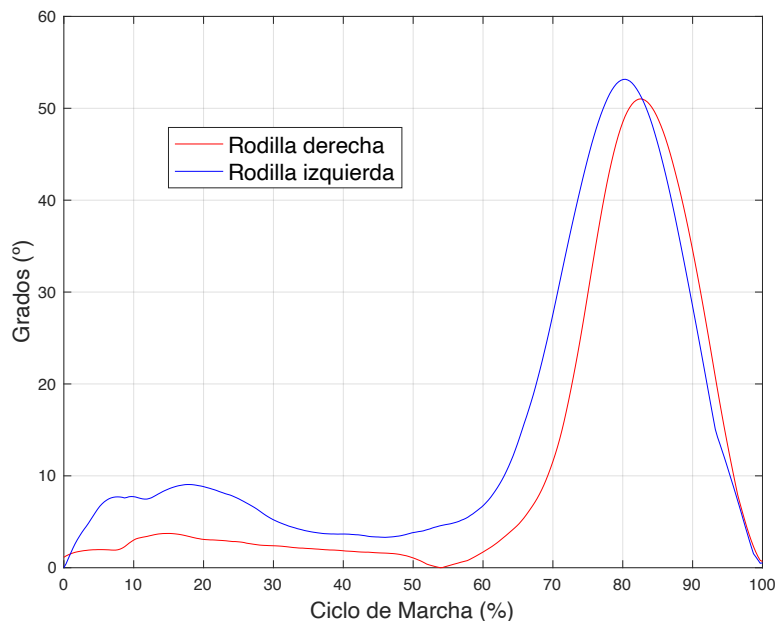


Figura 4.17: Amplitud articular promedio de la rodilla derecha e izquierda del sujeto 5.

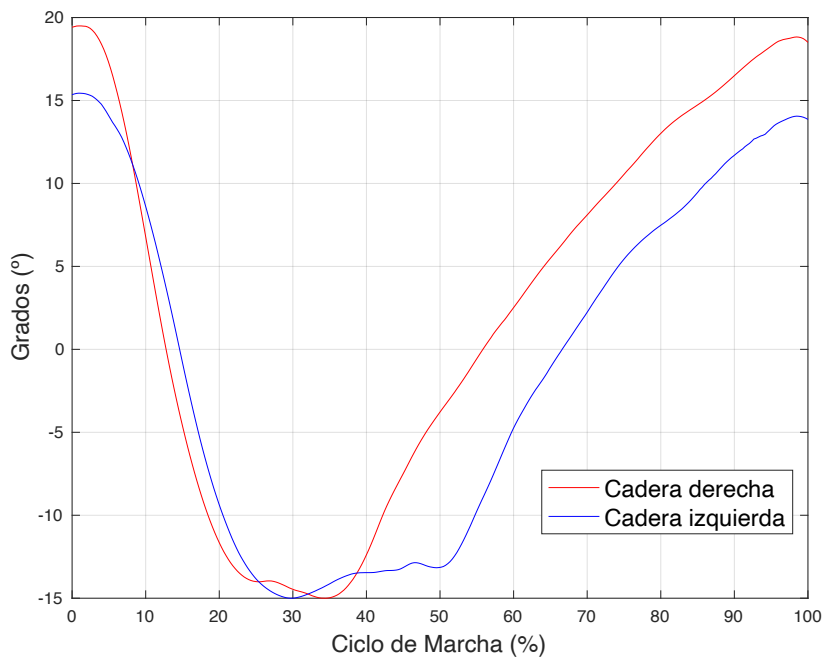


Figura 4.18: Amplitud articular promedio de la cadera derecha e izquierda del sujeto 5.

En la figura 4.17 se aprecia una diferencia de amplitud de la rodilla de aproximadamente 10° en la primera mitad del ciclo de marcha, esta corresponde a la fase de apoyo, en la figura 4.18 se ve una diferencia cercana a 5° en la amplitud de la cadera.

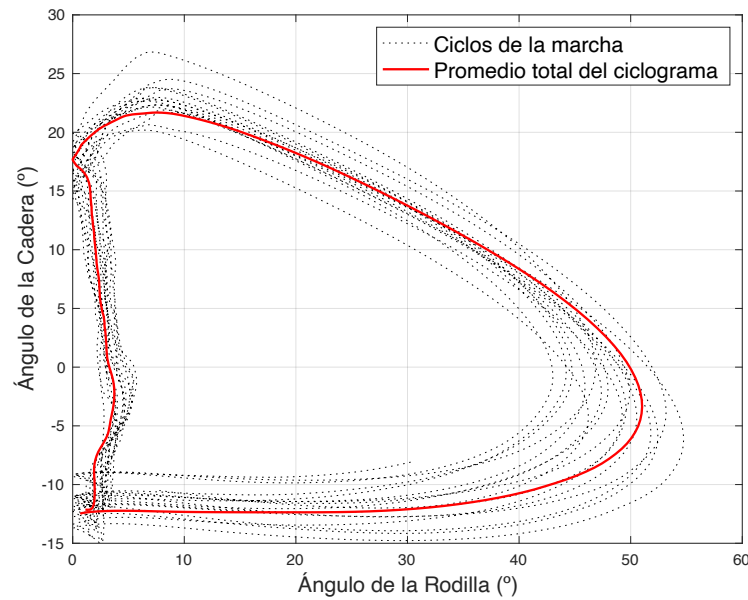


Figura 4.19: Ciclograma total y promediado del sujeto 5 pierna derecha.

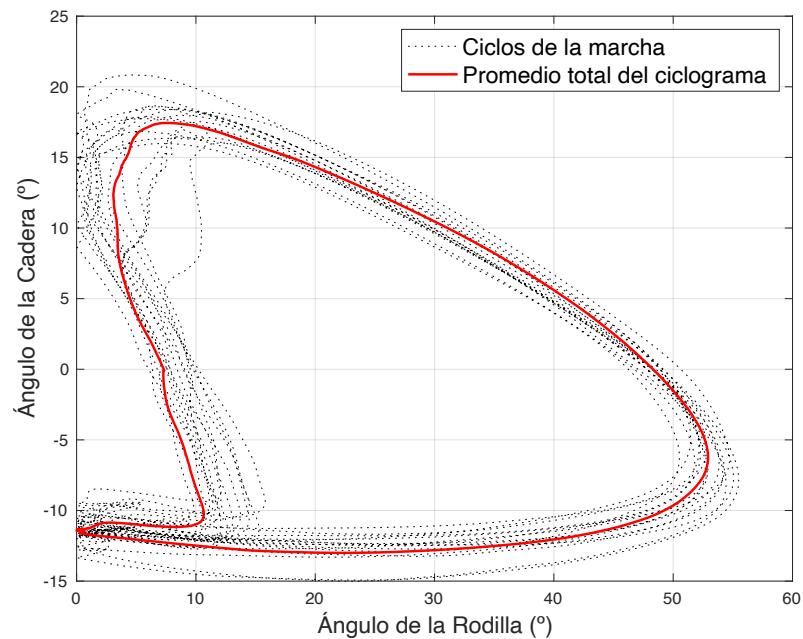


Figura 4.20: Ciclograma total y promediado del sujeto 5 pierna izquierda.

El sujeto 5 demuestra una baja o inexistente flexión de la rodilla derecha durante la fase de apoyo, este lado corresponde al de la prótesis; esto se evidencia en la figura 4.19 que presenta casi una línea recta en el área izquierda del ciclograma cuando lo normal sería una pequeña curvatura como lo muestra la figura 3.22.

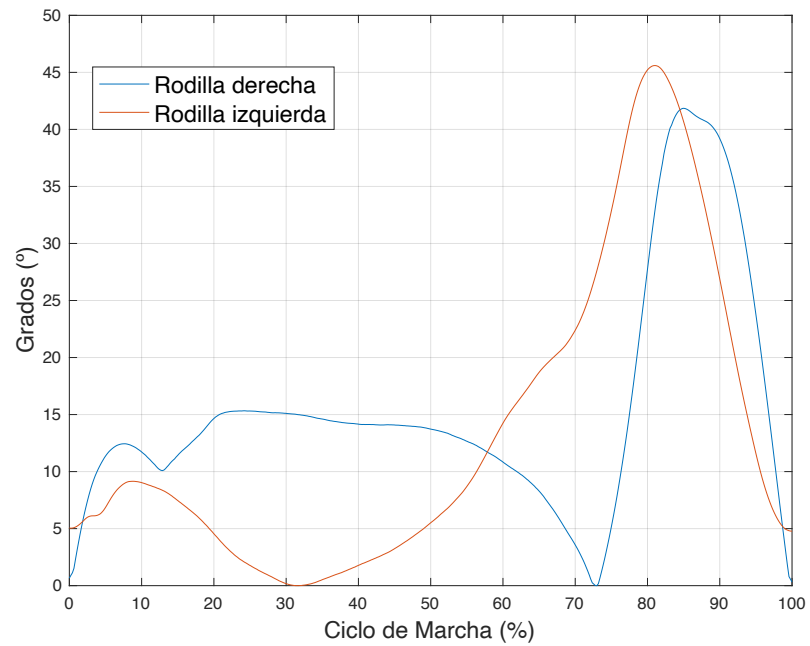


Figura 4.21: Amplitud articular promedio de la rodilla derecha e izquierda del sujeto 6.

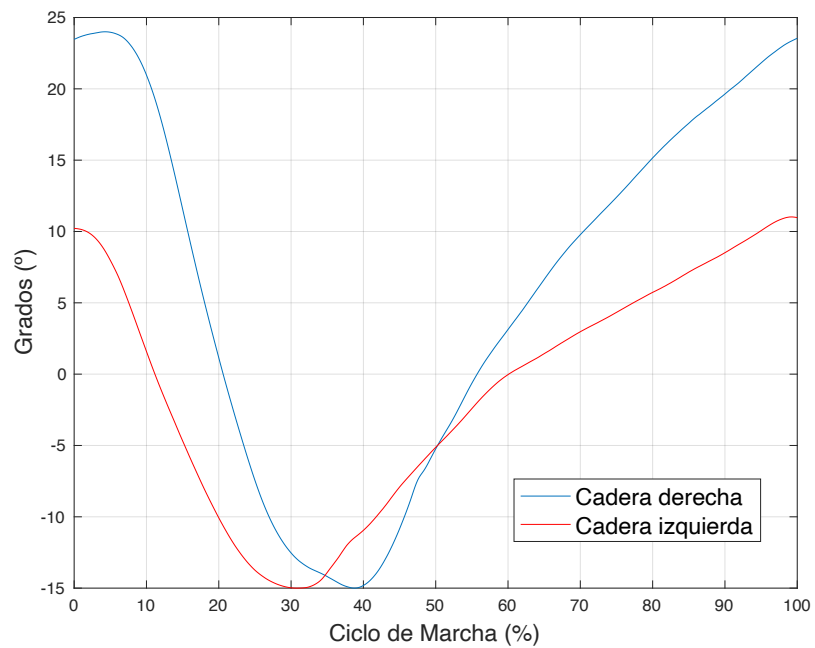


Figura 4.22: Amplitud articular promedio de la cadera derecha e izquierda del sujeto 6.

En la figura 4.21 se observa disparidad en la amplitud de flexión de la rodilla izquierda durante la fase de apoyo esto con respecto a la rodilla derecha. En la figura 4.22 muestra que

la cadera del lado izquierdo sufre una disminución de la amplitud de aproximadamente 14° con respecto al lado derecho.

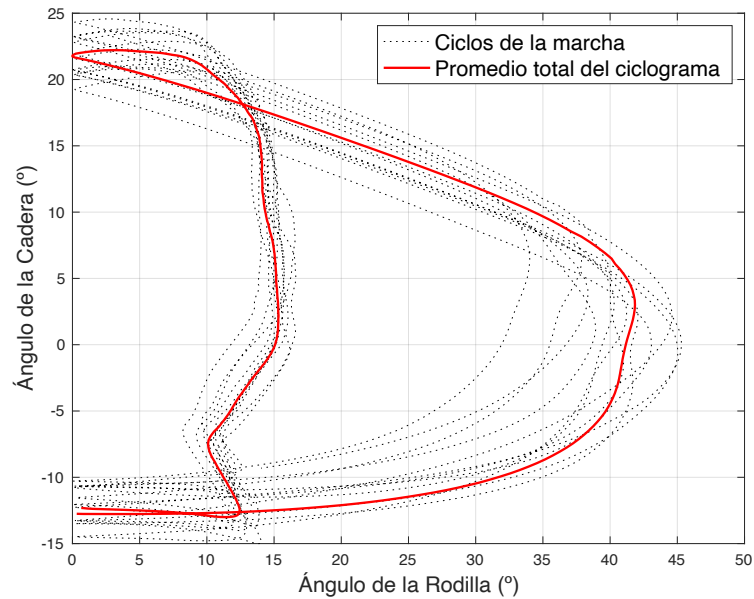


Figura 4.23: Ciclograma total y promediado del sujeto 6 pierna derecha.

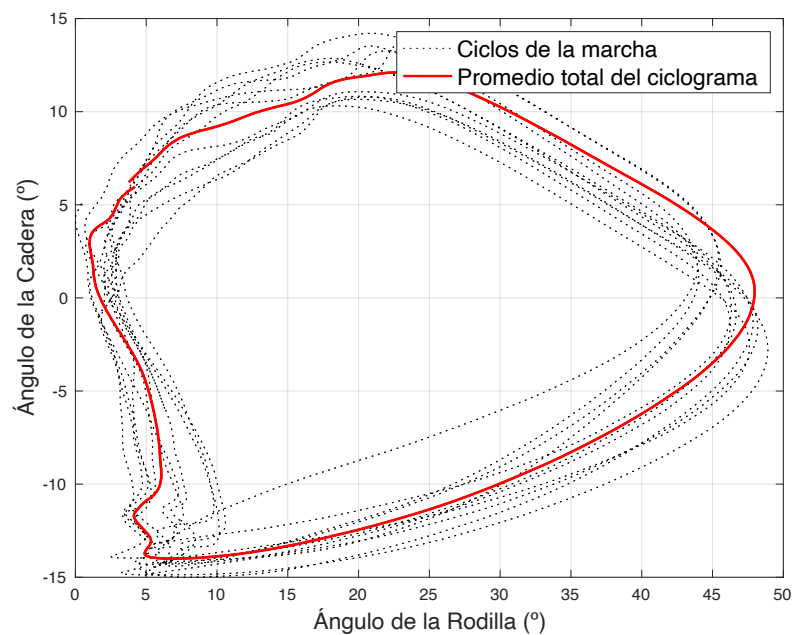


Figura 4.24: Ciclograma total y promediado del sujeto 6 pierna izquierda.

El sujeto 6 en su lado derecho muestra una mayor flexión de rodilla durante la fase de apoyo, esto se evidencia en la figura 4.23 en el área izquierda del ciclograma. En la figura 4.24 se

observa una disminución del ángulo de la rodilla como sucedía con el sujeto 4, ambos presentan una disminución en el área superior izquierda del ciclograma.

4.2 Discusión

Se implementó un sistema de análisis de movimiento basado en cinco sensores inerciales de bajo costo, fácil de utilizar y con un precisión de medición prometedora. Dichos sensores se posicionaron en el centro de masa de los segmentos del muslo y pierna midiendo así datos en el eje X y en el plano sagital de la persona. Se compararon las graficas obtenidas del sistema inercial y sistema óptico de las amplitudes articulares de la rodilla y cadera para el estudio de validación esta obtuvo valores de error de aproximadamente 4° y 13° (RMSE) para la articulación de la cadera y rodilla respectivamente, este error puede deberse a varios factores como por ejemplo errores instrumentales, errores relacionados con el proceso de toma de datos o la propia limitación de este tipo de sistemas de medidas.

Se tuvo dificultades para encontrar sujetos de pruebas que hicieran uso de algún tipo de prótesis de miembro inferior por esta razón los estudios fueron realizados en cuatros sujetos, tres de ellos presentan una marcha sana y uno de ellos una marcha irregular. Las pruebas fueron llevadas a cabo en un espacio amplio que permitía a la persona una marcha continua. Adicionalmente se hizo uso de una base de datos y se realizó un análisis a los registros de dos personas con amputación transfemoral.

Los ciclogramas y las gráficas de amplitudes articulares pueden ser utilizados para determinar disparidades en la marcha de las personas [62]. La disminución de la amplitud articular de la cadera observada en los sujetos 4, 5 y 6 concuerda con los resultados de algunos estudios acerca de ciclogramas de marcha [62] y otros realizados en personas con afecciones en la movilidad [63] donde afirman que la cadera del lado afectado disminuye su hiperextensión, siendo esta la diferencia más notoria entre el lado afectado y el no afectado. Es importante mencionar que la cadera no afectada presenta, en comparación, una movilidad elevada en la fase de balanceo, por tanto incrementa el valor máximo de flexión al igual que

la rodilla. Afirman que, independientemente del lado, afectado o no, el ángulo máximo de la cadera y rodilla se verá disminuido [63].

La rodilla del lado afectado también reduce su valor máximo de flexión, por tanto se habla de una disminución o ausencia de flexión en la rodilla. Esta insuficiencia en la flexión puede ocurrir debido a varias razones, entre ellas una debilidad en el músculo cuádriceps o también debido a un contacto del talón con el suelo realizado antes de lo esperado, esto limita la flexión de la rodilla [63][64].

Un estudio acerca de la variabilidad de la marcha medida por los ciglogramas de esta indica que la movilidad limitada de la rodilla, apreciada en los sujetos 4, 5 y 6, puede deberse a una acción voluntaria realizada por la persona con el objetivo de disminuir el dolor o una inestabilidad en la rodilla causada por debilidad muscular en la extensión de la rodilla [65].

La diferencia en el tiempo de balanceo puede ser ocasionada a un aumento en el tiempo de la fase de apoyo debido a la disminución de la flexión de la rodilla que es causado por una respuesta a la carga [65]. Según estudios [66][67] esta diferencia de apoyo entre cada pierna también puede deberse a factores como dolores o dificultad para mover las articulares, problemas de equilibrio, inestabilidad en el encaje y/o mal ajuste de la prótesis o también a una debilidad muscular en alguna de las piernas [68].

Finalmente, decir que este tipo de sistemas son herramientas factibles, de fácil uso pues no se encontraron obstáculos ni dificultades en el uso del mismo, el protocolo implementado permite la medición patrones cinemáticos de la marcha. Se afirma que los sensores inerciales sirven para medir posibles asimetrías en la marcha. A pesar de que los sistemas inerciales son una tecnología emergente y aún en proceso de desarrollo [17] se obtuvo valores fiables debido a que no se presentó grandes diferencia entre un sistema de medición y otro.

Capítulo 5 – Conclusiones

5.1 Conclusiones

Se definieron los requerimientos y especificaciones del sistema de captura de movimiento y a partir de eso se implementó y/o construyó un sistema de registro de información cinemática basado en cinco sensores inerciales que permite la caracterización de los patrones de marcha normal y de pacientes con amputación de miembro inferior.

Se estableció un protocolo de captura y se validó el funcionamiento y la precisión del sistema basado en sensores inerciales con respecto al sistema óptico de captura de movimiento, esto dio como resultado que el sistema cuenta con una precisión aceptable pues el valor de error calculado (RMSE) es cercano comparado con otras investigaciones que reportan errores de entre 3,5° y 12,9°. Por tanto, se afirma que es posible realizar una caracterización fiable de la marcha, calcular la amplitud articular de los miembros inferiores y la cadencia de marcha utilizando sistemas basados en sensores inerciales.

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos, se puede afirmar que el sistema desarrollado junto con las variables calculadas de la asimetría en la marcha podrían permitir el diagnóstico e intervención oportuna por parte de los profesionales de la salud además de un seguimiento de patrones de marcha del paciente, lo que permite un tratamiento preventivo que puede evitar el progreso de ciertas anormalidades que afecten la adherencia al uso de dispositivos protésicos de miembros inferiores.

El análisis realizado permitió obtener gráficas de la amplitud articular de la rodilla y cadera, a partir de esto también se pudo construir los ciclogramas de marcha de cada sujeto. Este estudio concluye que dicha gráfica del ciclograma se puede utilizar, al hacer un análisis cualitativo de esta, como característica para el diagnóstico de la existencia o no de una marcha patológica.

Se estimó una variable para la asimetría en la marcha utilizando los tiempos de apoyo y balanceo de la persona, esta variable también se puede utilizar como característica para calificar a una marcha como regular o irregular debido a que permiten determinar variaciones en el movimiento del sujeto.

Un aspecto a mejorar del sistema de sensores inerciales utilizado en este proyecto es llevarlo a un dispositivo inalámbrico. Características como su autonomía, peso y el tamaño de cada componente, también pueden alterar la marcha natural de las personas. Por tanto, los análisis realizados se limitan únicamente a registros de datos de pocas horas, ya que actualmente no es posible realizar estudios continuos, por ejemplo estudios de 24 horas, que permitan tomar datos de la persona en las actividades que realice cotidianamente. La desventaja de tomar datos solo durante análisis de movimiento es que el sujeto puede fingir una marcha natural o simplemente la marcha no es igual a la ejecutada en la cotidianidad. Por tanto y demás se realizan la siguientes recomendaciones.

5.2 Recomendaciones

Utilizar sensores completamente inalámbricos pues los cables de conexión entre los sensores es un factor que afecta el patrón de la marcha durante la prueba. También se recomienda la utilización de memorias de almacenamiento para dispositivos portátiles (memorias SD) que permita la recolección de datos durante la cotidianidad del día y por tanto fuera de estudios de análisis de movimientos.

Aumentar la vida útil de la batería o del sistema de alimentación puede permitir realizar estudios mucho más extensos.

Tener en cuenta la posición (horizontal o vertical) de los sensores durante la calibración de estos pues esto puede alterar la medición de los sensores durante los análisis que se realicen.

Mencionar también la existencia de conflictos con los drives y/o puertos de comunicación que posee el sistema operativo Mac OS, por tal motivo toda la adquisición se debe llevar a cabo utilizando Microsoft Windows.

5.3 Trabajos Futuros

La idea principal es que los trabajos futuros estén enfocados a personas con prótesis, por lo cual se plantea buscar los medios y las alianzas necesarias con centros especializados de rehabilitación, para realizar pruebas con grupos numerosos de personas que posean alteraciones en la marcha por utilización de prótesis principalmente.

Con objetivo de desarrollar un sistema completo se sugiere calcular otras variables espacio temporales y determinantes de la marcha como por ejemplo el centro de gravedad, la longitud de paso, la correlación entre las amplitudes articulares de pierna y cadera de cada pierna y también el estudio de los ángulos en los planos transversal y frontal.

Como mejoras al sistema inercial está el desarrollo de uno completamente inalámbrico, lo que mejorarían la captura de datos de una marcha más natural y acorde a la ejecutada por la persona en su vida diaria.

Como trabajo futuro también está el evaluar métricas cuantitativas para medir la marcha patológica a partir de los ciclogramas de marcha además del desarrollo de otros métodos y estimaciones de la asimetría en la marcha.

A. Anexo: Consentimiento Informado

Nombre del investigador: Julian Stevens Molina Acevedo

Objetivo: Este documento es el consentimiento informado para el registro de datos para la caracterización de la marcha utilizando sensores inerciales. Este formulario de consentimiento informado se dirige a personas que estudian y/o trabajan en la Universidad Antonio Nariño y que se les invita a participar en la investigación que se lleva a cabo en la facultad de Ingeniería Biomédica, Electrónica y Mecatrónica de la UAN.

Investigación: Esta investigación contará con un registro de datos de aproximadamente 1 hora, en la cual se posicionaran cinco sensores inerciales en los segmentos del muslo y pierna y en la cintura de la persona.

Participantes: La participación en esta toma de datos fue de personas ajenas a la institución universitaria. No existió un criterio de selección. Se tomaron datos tanto de personas sanas a nivel de los miembros inferiores como de una persona con alguna patología en la marcha.

Participación voluntaria: La participación en esta investigación es completamente voluntaria. Usted elige si participa o no. Es posible cambiar de opción posteriormente de haber aceptado.

Procedimiento y protocolo: Se procederá a colocar 5 sensores inerciales en los segmentos del muslo y pierna, esto posterior de haber realizado una medición donde se determine os

centros de masa del segmento. Luego de esto se le pedirá que camine en línea recta y dando vuelta al final del recorrido, todo con la mayor naturalidad posible.

Duración: La colocación de los sensores toma aproximadamente 10 minutos y la toma de datos unos 20 minutos. En total la prueba puede durar 1 hora mientras se validan que los datos quedaron correctamente registrados.

Confidencialidad: Los datos y la información que acá sean recolectadas serán manejadas únicamente por el investigador, cualquier información acerca de usted será dada por números en lugar de su nombre, nadie sabrá cuál es su número.

A quién contactar: Si posee cualquier duda puede hacerla ahora o mas tarde contactando al investigador en su correo (jmolina77@uan.edu.co) o el director de esta investigación Sebastián Jaramillo Isaza (sebastian.jaramillo@uan.edu.co).

FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

He sido invitado a participar en un estudio de captura y análisis de movimiento. Entiendo que me serán ubicados sensores inerciales a nivel de los miembros inferiores. He sido informado que los riesgos son muy bajos. Entiendo que no recibiré beneficios hacia mi persona y que no se me recompensará con dinero. Se me ha dado el nombre del investigador y este puede ser fácilmente contactado usando su nombre y dirección de correo electrónico.

He leído o se me han leído la información proporcionada. Tuve la oportunidad de realizar preguntas y aclarar las dudas que me hayan surgido y se me han contestado satisfactoriamente. De manera voluntaria realizo esta prueba como participante y entiendo que tengo el derecho de retirarme de ella en cualquier momento sin que esto traiga consecuencias adversas hacia mi persona.

Nombre del participante: _____

Firma del participante: _____

Nombre del investigador: _____

Firma del investigador: _____

Fecha: ___ / ___ / _____

B. Anexo: Base de Datos

A continuación se presenta una tabla con la información de los sujetos que participaron en el estudio del que se sacó la base de datos [61].

De: un conjunto de datos cinemático y cinético de 18 amputados por encima de la rodilla que caminan a varias velocidades

Código de asunto	Edad (años)	Género	Masa (kilogramo)	Altura (m)	Lado de la amputación	Etiología	Edad de la amputación (años)	Nivel K	Prótesis prescritas		Suspensión de enchufe	¿Capacitación? (#)	Pasamanos?
									Rodilla	Tobillo			
TF01 *	26	Masculino	64.9	1.78	Derecha	Traumático	5	K3	Platija FI	AllPro FI	Succión	No	No
TF02 **	79	Masculino	126.1	1.75	Derecha	Infección	1	K2	C-Leg Obk	Triton Obk	Acollador	Sí (2)	Sí todo
TF05	72	Masculino	79.4	1.65	Izquierda	Traumático	4	K2	C-Leg Obk	Obk de perfil bajo de Triton	Succión	No	No
TF06	60	Masculino	86.6	1.70	Izquierda	Disvascular	2	K2	C-Leg Obk	Kinterra FI	Acollador	Si: 3)	Si todo
TF07 ***	49	Masculino	102.1	1.91	Izquierda	Traumático	10	K3	C-Leg Obk	Triton Obk	Bloqueo de pasador	No	No
TF08	42	Masculino	95.3	1.85	Derecha	Traumático	6	K3	Rheo Os	AllPro FI	Succión	No	No
TF09	65	Masculino	69.4	1.70	Izquierda	Traumático	2	K2	C-Leg Obk	Trias Obk	Succión	No	No
TF10	57	Mujer	58.5	1.65	Izquierda	Traumático	11	K2	C-Leg Obk	Trias Obk	Succión	No	Sí todo
TF11	51	Masculino	70.3	1.68	Derecha	Traumático	33	K3	C-Leg Obk	Trias Obk	Succión	No	No
TF12	59	Masculino	99.8	1.83	Izquierda	Traumático	16	K2	C-Leg Obk	Trias Obk	Acollador	Sí (1)	No
TF13	61	Masculino	88.5	1.88	Izquierda	Traumático	3	K3	Rheo Os	Proflex XC Os	Aspiradora	No	Si, LS
TF14	51	Masculino	108.9	1.73	Derecha	Traumático	3	K2	Genius R3 OBK	Triton Obk	Acollador	No	Si todo
TF15	23	Mujer	68.0	1.75	Derecha	Traumático	5	K3	Platija FI	Proflex XC Os	Succión	No	Si, LS
TF16	36	Masculino	100.2	1.80	Izquierda	Traumático	8	K3	C-Leg Obk	AllPro FI	Succión	No	No
TF17	38	Masculino	104.3	1.91	Izquierda	Traumático	33	K3	Platija FI	Soleus ClgPk	Succión	No	No
TF18	69	Masculino	129.3	1.73	Derecha	Traumático	50	K2	3R46 Obk	FI renegado	Succión	No	sí
TF19	30	Mujer	59.0	1.60	Izquierda	Traumático	10	K3	3R80 Obk	AllPro FI	Acollador	No	No
TF20	59	Masculino	120.2	1.78	Izquierda	Traumático	42	K2	C-Leg Obk	Acción Obk	Succión	No	sí

Obk - Ottobock, FI - Freedom Innovations LLC, Os - Ossur, ClgPk - College Park Industries, LS - sujeto solo usó pasamanos en la última velocidad.

* El sujeto solo tiene 4 intentos de caminata para velocidades de 0.6, 0.8, 1.0 m / s

** El sujeto no pudo caminar a la última velocidad de 0,8 m / s.

*** El sujeto solo tiene 4 pruebas de marcha para una velocidad de 0,6 m / s.

Figura 1: Datos demográficos de los sujetos. Fuente [61].

Bibliografía

- [1] Waltz, K. (2007). El hombre, el Estado y la Guerra. *Revista Académica de Relaciones internacionales*, (6), 1-26.
- [2] Stansbury, L. G., Lalliss, S. J., Branstetter, J. G., Bagg, M. R., & Holcomb, J. B. (2008). Amputations in US military personnel in the current conflicts in Afghanistan and Iraq. *Journal of orthopaedic trauma*, 22(1), 43-46.
- [3] Gómez, G. S. (1990). Guerra y política en la sociedad colombiana. *Análisis político*, (11), 7-27.
- [4] Accioncontraminas.gov.co. 2020. Estadísticas De Víctimas. [online] Available at: <<http://www.accioncontraminas.gov.co/Estadisticas/estadisticas-de-victimas>> [Accessed 23 August 2020].
- [5] Meier III, R. (2014). *Amputee Rehabilitation, An Issue of Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, E-Book(Vol. 25, No. 1). Elsevier Health Sciences.
- [6] Alcántara W, Flores R, Garmendía F. Prevalencia y riesgo de amputación en pacientes con pie diabético. *An Fac Med (UNMSM)* 1999; 60(3): 14-8.
- [7] Reiber G, Boyko J, Smith E. Lower extremity foot ulcers and amputations in diabetes. En: Harris M, Conie C, Stern, editors. *Diabetes in America*. 2nd ed. Washington D.C.: US Department of Health and Human Services, Public Health Service, National Institutes of Health; 1995. DHHS Publication N° (NIH) 95-1468.
- [8] Cada 16 horas muere una persona por accidentes viales en Bogotá. (2019). Retrieved 31 August 2020, from <https://www.eltiempo.com/bogota/cifras-de-victimas-de-accidentes-de-transito-en-bogota-a-mayo-de-2019-370012>.

- [9] Lota, L., 2019. Boletín Estadístico Colombia. [online] Ansv.gov.co. Available at: <https://ansv.gov.co/observatorio/public/documentos/boletin_mensual_nacional_agosto.pdf> [Accessed 2 January 2021].
- [10] S. Daniela García y V. María José Espinoza, “Avances en prótesis: una mirada al presente y al futuro”, *Rev. Médica Clínica Las Condes*, vol. 25, núm. 2, pp. 281–285, 2014, doi: [https://doi.org/10.1016/S0716-8640\(14\)70039-2](https://doi.org/10.1016/S0716-8640(14)70039-2).
- [11] Villa Moreno, A., Gutiérrez Gutiérrez, E., & Pérez Moreno, J. C. (2008). Consideraciones para el análisis de la marcha humana. Técnicas de videogrametría, electromiografía y dinamometría. *Revista ingeniería biomédica*, 2(3), 16-26.
- [12] Pozo Espín, D. F. (2010). Diseño y construcción de una plataforma didáctica para medir ángulos de inclinación usando sensores inerciales como acelerómetro y giroscopio (Bachelor's thesis, QUITO/EPN/2010).
- [13] Hermes, L. M. (2002). Military lower extremity amputee rehabilitation. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 13(1), 45-66.
- [14] D. Boone, T. Kobayashi, T. G. Chou, A. K. Arabian, K. L. Coleman, M. S. Orendurff y M. Zhang, "Influence of Malalignment on Socket reaction Moments During Gait in Amputees with Transtibial Prostheses", *Gait Posture*, vol. 37, no 4, pp. 620-626, November, 2012.
- [15] Gailey, R., McFarland, L. V., Cooper, R. A., Czerniecki, J., Gambel, J. M., Hubbard, S., ... & Reiber, G. E. (2010). Unilateral lower-limb loss: Prosthetic device use and functional outcomes in servicemembers from Vietnam war and OIF/OEF conflicts. *J Rehabil Res Dev*, 47(4), 317-32.
- [16] Postema, K., van der Donk, V., van Limbeek, J., Rijken, R. A., & Poelma, M. J. (1999). Prosthesis rejection in children with a unilateral congenital arm defect. *Clinical rehabilitation*, 13(3), 243–249. <https://doi.org/10.1177/026921559901300308>
- [17] Yáñez Arias, S. A. (2018). Estudio comparativo de sistemas de análisis de marcha basados en sensores inerciales y cámaras infrarrojas (Doctoral dissertation, Universidad de Concepción. Facultad de Ingeniería. Departamento de Ingeniería Eléctrica.).

- [18] MARTÍNEZ-SOLÍS, F., VERGARA-LIMON, S., RAMÍREZ-BETANCOUR, R. and OLMOS-LÓPEZ, A., 2018. Application Of Inertial Sensors At Human Gait Analysis. [online] Revista de Ingeniería Tecnológica. Available at: <http://www.ecorfan.org/taiwan/research_journals/Ingenieria_Tecnologica/vol2num8/Revista_de_Ingenier%C3%ADa_Tecnol%C3%B3gica_V2_N8_3.pdf> [Accessed 1 October 2020].
- [19] Roldán Jiménez, C. (2017). Estudio de la cinemática del miembro superior e inferior mediante sensores inerciales.
- [20] Bedoya-Vargas, M. E., Vásquez-Correa, J. C., & Orozco-Arroyave, J. R. (2018). Time-frequency representations from inertial sensors to characterize the gait in Parkinson's disease. *TecnoLógicas*, 21(43), 53-69.
- [21] Reinoso, F. A. B., Montes, T. L., Ontiveros, V. M. R., & Estomba, C. C. (2020). Análisis de la marcha y el equilibrio mediante el uso de sensores inerciales: estudio prospectivo, longitudinal, no aleatorio. *Ciencia y Salud*, 4(1), 11-16.
- [22] Somma, F. J. (2018). Cuaterniones y ángulos de Euler para describir rotaciones en (Doctoral dissertation, UNIVERSIDAD ABIERTA INTERAMERICANA).
- [23] Bamberg, S. J. M., Benbasat, A. Y., Scarborough, D. M., Krebs, D. E., & Paradiso, J. A. (2008). Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system. *IEEE transactions on information technology in biomedicine*, 12(4), 413-423.
- [24] Moon, K. S., Lee, S. Q., Ozturk, Y., Gaidhani, A., & Cox, J. A. (2019). Identification of Gait Motion Patterns Using Wearable Inertial Sensor Network. *Sensors*, 19(22), 5024.
- [25] J. Kulkarni, J. Adams, E. Thomas and A. Silman. "Association between amputation, arthritis and osteopenia in British male war veterans with major lower limb amputations". *Clin Rehabil.* Vol. 12, Issue 4, pp. 348-53. 1998.
- [26] Broche Vázquez, L., Torres Quezada, M., Díaz Novo, C., Pérez Bonne, P., & Sagaró Zamora, R. (2015). Influencia de la asimetría de la marcha en el comportamiento biomecánico de las articulaciones de cadera en pacientes con prótesis transfemorales. *Ingeniare. Revista chilena de ingeniería*, 23(2), 312-322.
- [27] Minsalud.gov.co. 2018. Sala Situacional De Las Personas Con Discapacidad (PCD). [online] Available at:

- <<https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/DE/PS/sala-situacional-discapacidad-junio-2018.pdf>> [Accessed 22 September 2020].
- [28] Martínez-Ramírez, A., Gómez Fernández, M. and Rodero Lasheras, M., 2016. Procesado De Señales Proporcionadas Por Sensores Inerciales: Evaluación De La Marcha Post-Ictus. [online] *Academica-e.unavarra.es*. Available at: <http://academica-e.unavarra.es/xmlui/bitstream/handle/2454/21879/TFG_MB_Rodero_Lasheras.pdf?sequence=1> [Accessed 24 August 2020].
- [29] Villa Moreno, A., Gutiérrez Gutiérrez, E., & Pérez Moreno, J. C. (2008). Consideraciones para el análisis de la marcha humana. Técnicas de videogrametría, electromiografía y dinamometría. *Revista ingeniería biomédica*, 2(3), 16-26.
- [30] Osorio, J. H., & Valencia, M. H. (2013). Bases para el entendimiento del proceso de la marcha humana. *Archivos de Medicina (Col)*, 13(1), 88-96.
- [31] Bravo, L. E. C., & Garzón, M. A. R. (2005). Modelamiento de la marcha humana por medio de gráficos de unión. *Tecnura*, 8(16), 26-42.
- [32] Arellano-González, J. C., Medellín-Castillo, H. I., & Cervantes-Sánchez, J. J. Identificación y análisis de los parámetros biomecánicos utilizados para la evaluación de la marcha humana normal y patológica.
- [33] Abreu, R. S. (2013). Análise Cinemática da Marcha em Esteira por meio de Ciclogramas em Jovens e Idosos de Ambos os Gêneros.
- [34] Jasni, F., Hamzaid, N. A., Mohd Syah, N. E., Chung, T. Y., & Abu Osman, N. A. (2017). Analysis of interrelationships among voluntary and prosthetic leg joint parameters using cyclograms. *Frontiers in neuroscience*, 11, 230.
- [35] Barrero-Malagón, D. Y., & Suárez-Collazos, L. J. (2019). Análisis dinámico comparativo del efecto de la técnica del movimiento del snatch sobre la articulación de la rodilla. *Revista UIS Ingenierías*, 18(2), 131-138.
- [36] Sicilia, M. L. R. (2004). Desarrollo evolutivo y parámetros determinantes del patrón motor de marcha humana. *Apunts: Educación física y deportes*, (75), 25-31.
- [37] Cifuentes, C., Martínez, F., & Romero, E. (2010). Análisis teórico y computacional de la marcha normal y patológica: una revisión. *Revista Med*, 18(2), 182-196.

- [38] Ocampo, M. L., Henao, L. M., & Vásquez, L. (2010). *Amputación de miembro inferior: cambios funcionales, inmovilización y actividad física*. Editorial Universidad del Rosario.
- [39] Espinoza, V. M. J., & García, S. D. (2014). Niveles de amputación en extremidades inferiores: repercusión en el futuro del paciente. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 25(2), 276-280.
- [40] MURDOCH, G., DE CIRUJANOS, A. D. R. C., & INGLATERRA, D. (2007). Niveles de amputación y factores restrictivos.
- [41] Arce González, C., n.d. *Niveles de Amputación*. [online] Arcesw. Available at: <<http://www.arcesw.com/niveles.htm>> [Accessed 15 February 2021].
- [42] Zambudio Periago, R. (2009). *Prótesis, ortesis y ayudas técnicas*. Barcelona: Editorial Elsevier Masson.
- [43] Cifuentes, M., & Luis, A. (2002). Ortosis y prótesis. In *Ortosis y prótesis* (pp. 562-562).
- [44] Doberti Martínez, A. J. (2015). Diseño de una prótesis de pierna para amputados transtibiales.
- [45] Broche Vázquez, L., Torres Quezada, M., Díaz Novo, C., Pérez Bonne, P., & Sagaró Zamora, R. (2015). Influencia de la asimetría de la marcha en el comportamiento biomecánico de las articulaciones de cadera en pacientes con prótesis transfemorales. *Ingeniare. Revista chilena de ingeniería*, 23(2), 312-322.
- [46] Agredo, R. (2017). Comparación de dos Sistemas de Captura de Movimiento por medio de las Trayectorias Articulares de Marcha. *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, 37(2), 149-160.
- [47] Echeverry, L. L. G., Henao, A. M. J., Molina, M. A. R., Restrepo, S. M. V., Velásquez, C. A. P., & Bolívar, G. J. S. (2018). Sistemas de captura y análisis de movimiento cinemático humano: una revisión sistemática. *Prospectiva*, 16(2), 24-34.
- [48] Yeison Fernel Chacon, Mauricio Plaza, and Andres Mauricio Cifuentes. Development and design wearable sensorial system of low cost to determine the metacarpophalangeal and interphalangeal joints angles. *ECS Transactions*, 86(16):39-45, 2018.

- [49] Massiris, M., Fernández, J. A., Bajo, J., & Delrieux, C. (2020). Sistema automatizado para monitorear el uso de equipos de protección personal en la industria de la construcción. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática industrial*, 18(1), 68-74.
- [50] Pozo Espín, D. F. (2010). Diseño y construcción de una plataforma didáctica para medir ángulos de inclinación usando sensores inerciales como acelerómetro y giroscopio (Bachelor's thesis, QUITO/EPN/2010).
- [51] Forhan, N. A. E., & Senna, J. R. S. (2010). Giroscópios mems. *urllib. net/sid. inpe. br/mtc-m19*, 80, 01-25.
- [52] Herrera-Hernández, A. R., & Sánchez-Uresti, A. (2018, October). Sistemas de captura y análisis de datos de la marcha. In *Memorias del Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica (Vol. 5, No. 1, pp. 362-365)*.
- [53] Sistema de Captura de movimiento. n.d. *Sistema De Captura De Movimiento | Technaid - Leading Motion*. [online] Available at: <<https://www.technaid.com/es/productos/motion-capture-system/>> [Accessed 4 January 2021].
- [54] Carratalá Sáez, R. (2015). Los cuaterniones y su importancia en la representación grafica por ordenador.
- [55] Paz, C., Infante, G., Báez Carballo, J., Díaz Báez, F., & Cavenio, C. (2014). Implementación de un filtro extendido de kalman para la estimación de la orientación de un UAV utilizando el estándar CMSIS. In *Proc. V Congreso de Microelectrónica Aplicada-UEA2014*.
- [56] Zeitlhöfler, J. Nominal and Observation-Based Attitude Realization for Precise Orbit Determination of the Jason Satellites. Master Thesis at Technical University of Munich (TUM). Available online: https://mediatum.ub.tum.de/1535892?show_id=1535899 [accessed 30 Mar, 2021].
- [57] Castañeda, J., Ruiz Olaya, A., Lara Herrera, C. and Roldán, F., 2016. Knee Joint Angle Monitoring System Based on Inertial Measurement Units for Human Gait Analysis. Bogota. Universidad Antonio Nariño.
- [58] Adams, J. M., & Cerny, K. (2018). *Observational gait analysis: a visual guide*. Slack Incorporated.

- [59] Borrás Pinilla, C., Gomez Serrano, C., & Pinto Hernández, W. Estudio, diseño y construcción biomecánica de un emulador de tobillo articulado para prótesis de miembro inferior. In Asociación Española de Ingeniería Mecánica, XIX Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica.
- [60] Castellanos, C. A. (2015). Modelamiento de la Marcha Humana con prótesis de Miembro Inferior Mediante Herramientas de Simulación Dinamica (Una Aplicación en OPENSIM). Bogota-Colombia: Universidad Nacional de Colombia-SEDE BOGOTA.
- [61] Hood, S., Ishmael, M.K., Gunnell, A. et al. A kinematic and kinetic dataset of 18 above-knee amputees walking at various speeds. *Sci Data* 7, 150 (2020). <https://doi.org/10.1038/s41597-020-0494-7>
- [62] Jasni, F., Hamzaid, N. A., Mohd Syah, N. E., Chung, T. Y., & Abu Osman, N. A. (2017). Analysis of interrelationships among voluntary and prosthetic leg joint parameters using cyclograms. *Frontiers in neuroscience*, 11, 230.
- [63] Camargo, E. (2017). Modelo cinemático de la marcha protésica transtibial. Recuperado de: <http://hdl.handle.net/10554/34608>.
- [64] Bravo Sanchez, A. G. (2013). Uso de aditamentos ortopédicos: silla de ruedas, muletas, andadores y bastones y la independencia funcional del adulto mayor en el hogar sagrado corazón de Jesús de la ciudad de Ambato en el período septiembre 2011 febrero 2012 (Bachelor's thesis).
- [65] Park, J. H., Lee, H., Cho, J. S., Kim, I., Lee, J., & Jang, S. H. (2021). Effects of knee osteoarthritis severity on inter-joint coordination and gait variability as measured by hip-knee cyclograms. *Scientific reports*, 11(1), 1-8.
- [66] Ogihara, H., Tsushima, E., Kamo, T., Sato, T., Matsushima, A., Niioka, Y., ... & Azami, M. (2020). Kinematic gait asymmetry assessment using joint angle data in patients with chronic stroke—A normalized cross-correlation approach. *Gait & Posture*, 80, 168-173.
- [67] Bravo Sanchez, A. G. (2013). Uso de aditamentos ortopédicos: silla de ruedas, muletas, andadores y bastones y la independencia funcional del adulto mayor en el hogar sagrado corazón de Jesús de la ciudad de Ambato en el período septiembre 2011 febrero 2012 (Bachelor's thesis).

- [68] Ruiz Poyatos, J. (2021). Diseño de bastón ortopédico (Doctoral dissertation).