



# **Sistema de apoyo para la valoración funcional del miembro inferior mediante información biomecánica**

**Karin Stefanny Muñoz Castillo**

Universidad Antonio Nariño

Facultad de Ingeniería Electrónica y Biomédica, Programa de Maestría en Bioingeniería Bogotá,  
Colombia

2017



# **Sistema de apoyo para la valoración funcional del miembro inferior mediante información biomecánica**

**Karin Stefanny Muñoz Castillo**

Tesis presentada como requisito parcial para optar al título de: **Magíster en Biongeniería**

Director:

Ingeniero Andrés Felipe Ruiz Olaya Ph.D.

Línea de Investigación: Ingeniería  
de rehabilitación Grupo de  
Investigación:  
Bioingeniería

Universidad Antonio Nariño

Facultad de Ingeniería Electrónica y Biomédica, Programa de Maestría en Bioingeniería Bogotá,  
Colombia

2017



## Dedicatoria

A Dios, a mis padres, mis hermanos y al amor de mi vida, quienes son mi motivación para lograr mis objetivos.

A mis amigos por sus consejos y apoyo incondicional.

A mis maestros por sus enseñanzas y experiencias.

"La educación es el arma más poderosa que puedes usar para cambiar el mundo"

Nelson Mandela



# Agradecimientos

En primer lugar, quisiera brindarle un agradecimiento especial a mi asesor de trabajo de grado Andrés Ruiz, quien, con paciencia, dedicación y apoyo, me guío en la ejecución de mi proyecto de investigación. Gracias por todas sus enseñanzas y conocimientos que fueron imprescindibles para alcanzar con éxito este logro.

Asimismo, en segundo lugar, quisiera agradecer a la Universidad Antonio Nariño, por su compromiso a la enseñanza, profesionalismo y ética. A la planta docente por su sabiduría y disposición.

A todos, gracias.





## Resumen

Los análisis para la detección de alteraciones en el miembro inferior han sido el punto de partida para la identificación de variables biomecánicas que contribuyen con el desarrollo postural del movimiento. Asimismo, la información obtenida de la alineación articular de las extremidades del cuerpo y la distribución del peso corporal en las articulaciones, permite estimar su grado de trastorno anatómico. Debido a lo anterior, investigadores en el área de la biomecánica han desarrollado sistemas para medir los factores que conducen a diferentes tipos de alteraciones en los miembros inferiores del cuerpo. Por este motivo, dichas alteraciones posturales han generado gran interés desde diferentes campos de la ciencia como la rehabilitación, donde se han desarrollado nuevas tecnologías. Lo anterior tiene como objetivo realizar la valoración funcional del individuo cuando se está en reposo o movimiento. Sin embargo, existe la necesidad de evaluar diferentes formas variables biomecánicas cinéticas y cinemáticas relacionadas con la locomoción del ser humano.

En contexto, la tesis de investigación desarrollado en el presente documento propone *un sistema podobarométrico para la valoración funcional del miembro inferior a partir de la información obtenida de la presión plantar ejercida durante la marcha normal en el ser humano*. El sistema podobarométrico se basa en una plantilla instrumentada que puede ser utilizada de forma ambulatoria para estudios fuera del laboratorio. Asimismo, se plantea la integración de este sistema con el laboratorio de captura y análisis de movimiento, ubicado a la Universidad Antonio Nariño sede Circunvalar (Bogotá, Colombia). Para esto, se abordó la siguiente metodología: a) selección, acondicionamiento y caracterización de los sensores de fuerza por medio de un sistema mecánico de carga en el que se registró el comportamiento de los sensores escogidos frente a diferentes cargas estáticas; b) se desarrolló un sistema electrónico para el procesamiento de señales de fuerza; c) se implementó un algoritmo de procesamiento digital, con lo que se obtuvo la adquisición y visualización de la fuerza ejercida por las áreas de presión plantar sobre una superficie; d) se diseñó un prototipo físico en el que se ubicaron los sensores; e) se desarrolló una aplicación informática que permite al usuario visualizar los datos obtenidos de la prueba y f) se implementó la comunicación inalámbrica entre el sistema y el computador. Por último, con los resultados obtenidos del laboratorio de captura y análisis de movimiento, se realizó la integración de los parámetros cinéticos (presión plantar) y cinemáticos (posición angular en cada instante de tiempo) del miembro inferior. Además, se validó el funcionamiento del sistema podobarométrico mediante la información obtenida del estado del arte y el ciclo de la marcha del sujeto.

Adicionalmente, la integración del sistema con el laboratorio de captura y análisis de movimiento (UAN) tiene como fin, proporcionar una plantilla instrumentada para la detección de presiones plantares y brindar la base para que los estudiantes puedan elaborar análisis biomecánicos, diagnóstico de patología en la marcha, análisis del deporte, evaluación de

prótesis del pie. El documento se ha dividido en cinco capítulos: el primer capítulo aborda los temas relacionados con la introducción, planteamiento del problema y definición de la pregunta de investigación, justificación de la implementación del sistema de apoyo funcional, sus beneficios de desarrollo y estado del arte de los dispositivos comerciales existentes en la actualidad para el estudio de baropodometría. El segundo capítulo muestra el análisis biomecánico del miembro inferior y se mencionan las técnicas de valoración funcional, además de las herramientas usadas para la medición de las presiones plantares y la normatividad sobre los sistemas de medición plantar.

Seguido, en el tercer capítulo, se describe el diseño y la implementación de la arquitectura del sistema, abordando las especificaciones establecidas para el desarrollo del mismo. De igual manera, se muestra los componentes del diseño electrónico, aplicación informática y prototipo físico. Lo anterior es evaluado a través de pruebas experimentales ejecutadas a lo largo del proyecto.

En el cuarto capítulo, se describe la validación y análisis de resultados, donde se indica la integración de variables biomecánicas, el protocolo de pruebas y los resultados obtenidos en cuanto a la visualización de las zonas de presión plantar durante la marcha, análisis cinético y comparación de parámetros de la marcha. Finalmente, en el capítulo quinto se presentan las conclusiones y se formulan los trabajos futuros.

**Palabras clave:** Plantilla instrumentada, presión plantar, podobarometría, Biomecánica y distribución de presiones en el pie .

---

## Abstract

Analyzes for the detection of alterations in the lower limb have been the starting point for the discovery of biomechanical variables that contribute to the postural development of the movement. In addition, the information obtained from the joint alignment of the limbs of the body and the distribution of body weight in the joints, allows to estimate their degree of anatomical disorder. Due to the above, researchers in the area of biomechanics have developed systems to measure the factors that lead to different types of alterations in the lower limbs of the body. For this reason, these postural alterations have generated great interest from different fields of science such as rehabilitation, where new technologies have been developed. In this new technologies have been developed for the generation and integration of systems for the detection of postulate disorders. The above aims to perform the functional assessment of the

individual when they are at rest or movement. However, these efforts are still not enough, since the need to evaluate in parallel different biomechanical variables kinetic and kinematic related to the locomotive of the human being.

In context, the research project developed in the present paper proposes a podobarometric system for functional evaluation of the lower limb based on information obtained from plantar pressure exerted during normal walking in humans. The podobarometric system is based on an instrumented template that can be used on an outpatient basis for studies outside the capture and motion analysis laboratory. Likewise, the integration of this system with the simulation laboratory located at the Antonio Nariño University Circunvalar ( Bogotá, Colombia) is proposed. For this, the following Methodology was addressed: a) selection, conditioning and characterization of the dynamic range of the force sensors by means of a mechanical load system in which the behavior of the chosen sensors against different static loads was recorded; b) there is an electronic system for signal processing; c) a digital processing algorithm has been implemented, with the acquisition and visualization of the force exerted by the areas of plantar pressure on a surface; d) a physical prototype was designed in which the sensors were located; e) can implement an application that allows the user to visualize the data obtained from the test and f) wireless communication between the system and the computer is implemented. Finally, with the results obtained from laboratory analysis and motion analysis, the integration of kinematic and kinematic parameters (angular position at each instant of time) of the lower limb was performed. In addition, the performance of the podobarometric system was validated through information obtained from the state of the art and the cycle of the subject's gait.

Additionally, the integration of the above mentioned system with the marking laboratory capture and analysis of movement (UAN) is proposed. This in order to provide an instrumented template for the detection of plantar pressures and provide the basis for students to develop biomechanical analysis, pathology diagnosis on the fly, sport analysis, evaluation of foot prostheses.

Finally, the document has been divided into five chapters: the first chapter deals with topics related to the introduction, problem-solving and definition of the research question, justification for the implementation of the functional support system, its benefits development and state of the art of commercial devices currently available for the study of baropodometry. The second chapter shows the biomechanical analysis of the lower limb and the functional assessment techniques are mentioned, in addition to the tools used for the measurement of plantar pressures and the norms on the plantar measurement systems.

The third chapter describes the design and implementation of the system architecture, addressing the specifications established for the development of the same. Likewise, the

components of electronic design, computer application and physical prototype are shown. This is evaluated through experimental tests carried out throughout the project.

In the fourth chapter, the validation and analysis of results are presented, indicating the integration of biomechanical variables, the test protocol and the results obtained in the visualization of the zones of plantar pressure during walking, kinetic analysis and comparison of gait parameters. Finally, chapter five presents the conclusions and formulates future work.

**Keywords:** Instrumented insole, pressure plantar, functional evaluation, dynamic model of the foot joint and Baropodometry

# Contenido

<b>Agradecimientos</b>			<b>7</b>
<b>Resumen</b>			<b>9</b>
<b>1. Capítulo 1: Introducción</b>	<b>1</b>		
1.1. Introducción	1		
1.1.1. Planteamiento del problema	2		
1.1.2. Objetivos	3		
1.1.3. Justificación del proyecto de investigación	3		
Estado del arte	5		1.1.4.
<b>2. Marco Teórico</b>	<b>10</b>		
2.1. Análisis biomecánico del miembro inferior	10		
2.2. Técnicas de valoración funcional del miembro inferior	18		
2.2.1. Información cinemática	18		
2.2.2. Información cinética	19		
2.3. Medición de presiones plantares	20		
2.3.1. Presiones del pie	20		
2.3.2. Herramientas para medición de la presión plantar	24		2.4.
Normatividad sobre el desarrollo de sistemas electromédicos	31		
<b>3. Diseño e Implementación</b>	<b>33</b>		

3.1. Especificaciones del sistema .....	33
3.2. Arquitectura del sistema .....	34
3.3. Diseño Electrónico .....	34
3.3.1. Selección de sensores .....	34
3.3.2. Acondicionamiento de los sensores .....	36
3.3.3. Calibración de los sensores <i>Flexiforce™</i> .....	37
3.3.4. Unidad de procesamiento .....	42
3.3.5. Comunicación inalámbrica .....	45
3.3.6. Tarjeta Impresa .....	46
3.4. Diseño del prototipo .....	47
3.4.1. Diseño de la plantilla .....	47
3.4.2. Ubicación de los sensores .....	48 Contenido
3.5. Desarrollo de la aplicación informática .....	48
3.5.1. Descripción de las ventanas .....	49
3.5.2. Almacenamiento de archivos .....	50
3.6. Pruebas Experimentales .....	50
3.6.1. Pruebas de adquisición .....	50
3.6.2. Pruebas de distorsión armónica total .....	51
<b>4. Validación y análisis de resultados</b> .....	<b>54</b>
4.1. Integración de variables biomecánicas .....	54
4.1.1. Medición de variables cinemáticas .....	55
4.1.2. Configuración del laboratorio de marcha .....	57
4.2. Protocolo de pruebas .....	58
4.2.1. Descripción .....	58
4.2.2. Consentimiento Informado .....	63
4.3. Análisis de datos cinemáticos .....	63
4.3.1. Descripción .....	63
4.3.2. Preprocesamiento de las señales .....	63
4.3.3. Análisis geométrico para la obtención de los ángulos del miembro inferior en Matlab® .....	64
4.4. Resultados Obtenidos .....	66
4.4.1. Visualización de zonas de presión plantar durante la marcha .....	66
4.4.2. Análisis cinético de la presión plantar en la marcha normal .....	68
4.4.3. Comparación de parámetros de la marcha .....	69

5. Conclusiones	73
A. Anexo: Consentimiento informado	76
Bibliografía	78

# 1. Capítulo 1: Introducción

## 1.1. Introducción

A través de los años, los avances tecnológicos en la valoración postural de las articulaciones que componen los miembros superiores e inferiores del cuerpo humano han crecido de forma exponencial, debido al interés por el desarrollo de sistemas para el tratamiento de alteraciones de las estructuras anatómicas que componen el cuerpo humano. Estas alteraciones en las articulaciones están relacionadas con factores como: a) la existencia de trastornos en los sistemas nervioso y osteomuscular; b) lesiones que producen un cambio anormal de la morfología corporal; c) accidentes que causan la pérdida de la funcionalidad de la articulación, entre otros [62]. Dichos factores pueden ocasionar una disminución en la calidad de vida del sujeto, ya que generan limitaciones parciales o totales de la movilidad de las articulaciones del cuerpo humano. No obstante, en algunos casos, la detección temprana de estas alteraciones puede ser corregida en etapas tempranas de crecimiento del individuo. Lo anterior es imprescindible ya que, la identificación de las deficiencias biomecánicas en las articulaciones, permite evaluar la condición estructural de tejidos de los sistemas nervioso, muscular y óseo (ver figura 1-1) [36] . Además, identifica la distribución de las fuerzas en las estructuras articulares.

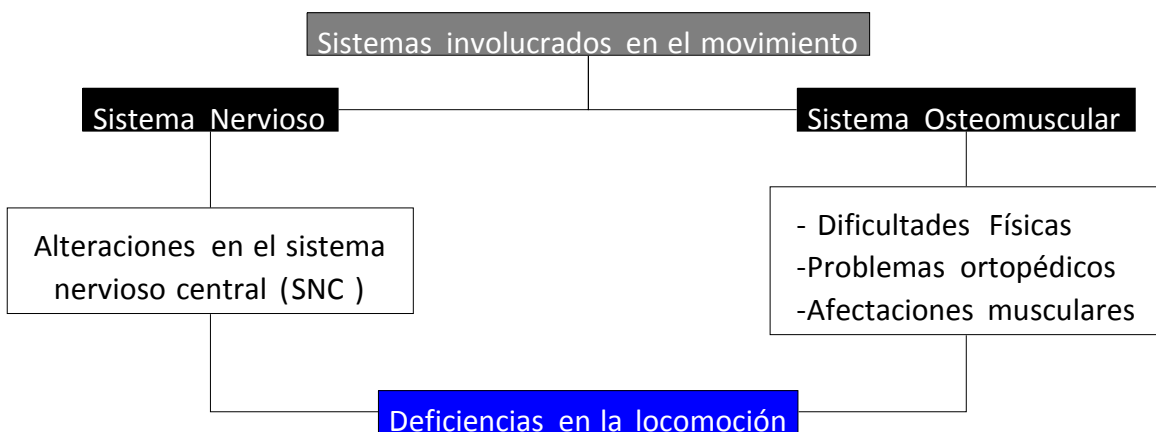


Figura 1-1.: Trastornos motores

Por lo anterior, se han diseñado alternativas para el desarrollo de dispositivos sensoriales que transforman la energía mecánica del movimiento humano en señales eléctricas con el

---

## Capítulo 1: Introducción

objetivo de estimar la existencia de alteraciones en estructuras anatómicas [28]. En este contexto, la generación de nuevas tecnologías ha cerrado la brecha entre el diagnóstico dado por la percepción del profesional y la medición precisa del método utilizado. Lo anterior tiene como punto de partida la reformulación de criterios para la toma de decisiones basadas en la experiencia.

La tesis de investigación presentada en los siguientes capítulos, describe el desarrollo e implementación de un sistema podobarométrico, en forma de plantilla instrumentada, para la detección de presión plantar de un sujeto. Este sistema permite realizar estudios estáticos, evaluación de sobrecargas ejercidas en las áreas de presión plantar y dinámicas, y distribución de cargas en la planta del pie cuando se está realizando la marcha normal. De igual forma, el proyecto está enmarcado en la línea de investigación de ingeniería de rehabilitación del grupo de Bioingeniería en la Universidad Antonio Nariño.

### **1.1.1. Planteamiento del problema**

Desde inicios del siglo XXI, en Colombia, al igual que en Latinoamérica, se han fomentado procesos de innovación tecnológica para reducir la brecha entre el diagnóstico médico y la evaluación cuantitativa que se obtiene a través de diferentes herramientas analíticas [2]. Asimismo, se ha estudiado múltiples factores para el desarrollo de sistemas que permitan determinar de forma directa las valoraciones médicas tradicionalistas y la transformación del análisis de los procesos biológicos a metodologías más precisas [7]. Sin embargo, en la actualidad la valoración funcional en un paciente, con deficiencia motora o neurológica, se continúa realizando visualmente y con herramientas poco precisas. Esto puede generar errores en el diagnóstico y limitaciones en cuanto a los posibles tratamientos a la alteración o enfermedad existente.

De acuerdo con las cifras del Departamento Administrativo Nacional de Estadística (DANE) se conoce que, en Colombia, el total de personas en condición de discapacidad en los movimientos de sus extremidades es de 413,269 de los cuales 194,187 son hombres y 219,082 son mujeres [22]. La porción restante posee una condición física alterada que no es limitante, pero genera un desbalance biomecánico, el cual es compensado por el cuerpo, mediante el cambio de la estructura anatómica afectada, lo que produce molestias y dolor. Sin embargo, estas alteraciones del desbalance biomecánico, en la postura de la articulación, pueden ser tratadas oportunamente, lo que mejoraría la calidad de vida del sujeto [29].

Por lo anterior, se propone la realización de mejoras en los métodos de valoración funcional ya existentes para disminuir los exámenes extenuantes para el paciente. Asimismo, se busca una detección temprana de posibles alteraciones relacionadas con la movilidad corporal. Esto se da



gracias a que el progreso tecnológico promueve el perfeccionamiento de técnicas tradicionalistas, usadas especialmente en el área de la medicina. Además, el incremento de la eficiencia en la captura de datos del medio externo y la traducción de los mismos a un ambiente controlado permite este tipo de desarrollos. Finalmente, se desarrolla un puente de comunicación entre la valoración funcional y la rehabilitación del paciente con deficiencias o trastornos motores.

En este contexto, el proyecto responde a: ¿Cómo integrar sistemas biomecánicos de adquisición de información cinética y cinemática para la evaluación funcional del miembro inferior? **1.1.2.**

## **Objetivos**

El proyecto de investigación, *Sistema para la valoración funcional del miembro inferior a partir de información biomecánica*, fue desarrollado en el grupo de investigación de Bioingeniería de la Universidad Antonio Nariño y cumple con los objetivos mencionados a continuación:

### **Objetivo General**

Desarrollar e implementar un sistema de adquisición y procesamiento de los parámetros cinéticos biomecánicos que facilite la detección trastornos motores a nivel de miembro inferior.

### **Objetivos Específicos**

- Diseñar los sistemas de caracterización para la calibración de los sensores utilizados en la medición de la presión plantar del miembro inferior.
- Generar una aplicación informática que permita al usuario visualizar los resultados del procesamiento de los datos adquiridos por los sensores de fuerza ubicados en la planta del pie.
- Construir un dispositivo electrónico para la adquisición de señales y la medición de las presiones ejercidas en las regiones plantares en el pie.
- Validar el dispositivo de la adquisición de señales a partir de la información cinemática del

laboratorio de captura y análisis de movimiento de la Universidad Antonio Nariño. **1.1.3.**

## **Justificación del proyecto de investigación**

---

## Capítulo 1: Introducción

Los dispositivos biomédicos se han considerado como herramientas de apoyo a la valoración realizada por los especialistas en el área de la medicina y afines. Estas herramientas se han desarrollado con el objetivo de caracterizar, tratar y rehabilitar alteraciones en los procesos naturales del cuerpo humano . Por esto, con los años, se han diseñado herramientas para el análisis de procesos biológicos como la distribución de fuerzas en el miembro inferior al ejecutar la marcha humana [10]. El proyecto de investigación planteado en el presente documento surge desde la necesidad de la detección de presión plantar a partir de la información entregada por sensores electrónicos, inmersos en un dispositivo tipo plantilla instrumentada portable. Lo anterior permite detectar variables biomecánicas, como la fuerza ejercida por el apoyo del cuerpo en cada una de las fases de la marcha, e integrar la adquisición de señales en un dispositivo portable e inalámbrico de bajo costo.

De igual manera, se abordó el diseño, implementación y evaluación a partir de un sistema podobarométrico que actúa como herramienta de apoyo para la valoración funcional del miembro inferior, y la adquisición de las señales electrónicas en la planta del pie. Para esto, se realiza la calibración de los sensores de fuerza mediante el desarrollo de un sistema mecánico que permite hallar una aproximación del rango dinámico de los mismos. De este modo, se propone su comportamiento bajo diferentes cargas, con lo cual se determina la viabilidad del uso de los sensores seleccionados.

Ahora, a partir de la selección de la sensórica se desarrolla un dispositivo electrónico que permita digitalizar de manera óptima las fuerzas ejercidas en la planta del pie, en cada instante de tiempo. Asimismo, esto permite la evaluación de la información entregada por cada uno de los sensores. Por último, el sistema de apoyo funcional entregará un reporte con los datos adquiridos, los cuales se podrán visualizar en programas como Microsoft Excel y Matlab®. Este, sistema podobarométrico contará con características como: facilidad de uso, comodidad (al tener un grosor mínimo no interviene en la marcha), la transmisión de datos se realiza vía inalámbrica (Bluetooth) y bajo costo.

En cuanto al aporte científico que genera el desarrollo de dicho sistema, este beneficiará a la comunidad estudiantil de facultades como ingeniería y medicina de la Universidad Antonio Nariño. Especialmente, aquellos estudiantes que deseen enfocar sus estudios a los factores que intervienen en la alteración de la marcha normal en el ser humano, patologías relacionadas con la pisada, análisis biomecánico del deporte, evaluación del calzado, estudio postural del miembro inferior y estimación de la distribución de cargas en un pie protésico. Además, el sistema podobarométrico será un complemento del laboratorio de marcha de la universidad Antonio Nariño que, hasta el momento, no posee una herramienta de evaluación para la presión plantar ejercida por el miembro inferior.

Asimismo, este proyecto de investigación soluciona la problemática expuesta y brinda un aporte a la investigación en cuanto al desarrollo de un nuevo dispositivo electrónico, el cual tiene, como utilidad práctica, la adquisición de las fuerzas de la planta del pie <sup>1</sup>. Otro de los aportes que genera es el desarrollo de aplicación informática portable, la cual se puede ejecutar desde cualquier sistema operativo *Windows* y no necesita ningún tipo de licencia de software para su ejecución.

Para finalizar, a corto plazo, en el laboratorio de captura óptico de movimiento de la Universidad Antonio Nariño, el sistema genera una herramienta de interés para investigadores y estudiantes, que deseen profundizar sobre el aparato locomotor del ser humano. Se espera que, a mediano y largo plazo, la comunidad perteneciente a la Universidad Antonio Nariño pueda realizar investigaciones con gran impacto en el ámbito científico, especialmente en áreas como: análisis biomecánico de la marcha humana y el desarrollo de nuevas tecnologías subsecuentes al presente proyecto desarrollado.

#### **1.1.4. Estado del arte**

Gracias a los avances tecnológicos, la investigación en temas relacionadas con la medición de presión plantar mediante plantillas instrumentadas ha crecido exponencialmente. Este auge está relacionado con las múltiples necesidades requeridas por los usuarios, en especial con la identificación de alteraciones en las estructuras anatómicas que componen los miembros superiores e inferiores del cuerpo humano.

A finales de la época de los 90's, autores como [61] evaluaron las presiones plantares ejercidas por el peso del individuo en la planta del pie, por medio de plantillas instrumentadas comerciales. En el estudio se usó la plantilla comercial FScan (Tekscan®, Boston-MA) para la adquisición de fuerzas en las zonas antepié, mediopié y retropié (ver figura **1-2**). Con estas se evaluó la reproducibilidad y repetibilidad en pruebas estáticas y dinámicas con sujetos que no padecían ningún tipo de alteración en su marcha. Sin embargo, se evidenció que algunos factores como la calibración de los sensores y el desgaste del material de la plantilla, son determinantes para la correcta toma de mediciones. De igual forma, en el trabajo mencionado, se concluyó que el uso de diferentes tipos de calzado puede variar el resultado de la evaluación respecto a la relación entre la inclinación del pie generada por el zapato, y la distribución de cargas en el mismo. Con lo anterior se halló que el uso de suelas planas y flexibles generan valores máximos de presión

---

<sup>1</sup> Las fuerzas mencionadas se verán representadas a partir de un mapa de colores y gráficas analíticas respecto al tiempo

---

## Capítulo 1: Introducción

más bajos en comparación con suelas con tacón. Es decir, calzado como los tenis deportivos proporcionan 13,6% menos de presión sobre el área total del pie. Por otro lado, en zonas del pie como el antepié, mediopié y retropié, se evidencia una disminución de la presión ejercida en un 10.4%, 51.4% y 6.7%, respectivamente.

De acuerdo con lo mencionado, se analiza el efecto que genera una incorrecta distribución de cargas a lo largo del pie y cómo esta alteración produce un cambio parcial en la morfología de la estructura anatómica. Un ejemplo de esto es la alteración causada en el pie diabético, donde la incorrecta distribución de fuerzas y la repetida acción de tensiones mecánicas, en cizalla sobre la planta del pie propicia la aparición de úlceras. Estudios como [75], [54], [69], [4], [12] en la década de 1990 al 2000, definieron los riesgos del pie diabético y caracterizaron la magnitud de las presiones plantares. Además, se estableció que el estudio de las cargas distribuidas en las zonas del dedo gordo y talón, predicen el grado de ulceración en pacientes con pie diabético; es importante mencionar que, del total de pacientes con diabetes, el 20 %

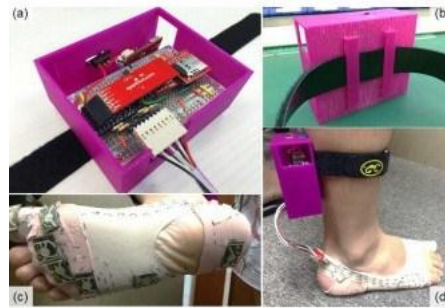


**Figura 1-2.:** Plantilla Instrumentada FSCAN (Tekscan®, Boston-MA) [61]

tienen riesgo de desarrollar úlceras en los pies [18][49]. Esto, en combinación con la reducción del flujo sanguíneo, produce una alta tasa de amputaciones en el miembro afectado y, en última instancia, la muerte [32]. Sin embargo, un hallazgo temprano de úlceras plantares, mediante el empleo de sistemas de detección, podría significar una técnica de diagnóstico oportuna y un posible tratamiento de este.

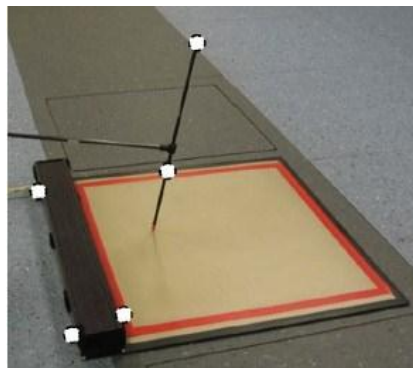
El objetivo en común de estas investigaciones, como se mencionó con anterioridad, se centró en evaluar la relación de la presión plantar del pie y el riesgo del desarrollo de úlceras plantares en pacientes con diferentes grados de neuropatía periférica. Esto demostró que existe un alto grado de ocurrencia en pruebas dinámicas con sujetos que presentan tal afectación. Por esto, los instrumentos como plataformas de fuerza y plantillas instrumentadas han logrado la obtención de medidas exactas de distribución de fuerza en la planta del pie. Asimismo, se ha demostrado

que el diseño de las características de las plantillas y el calzado es un punto clave en la prevención de úlceras en la planta del pie. Autores como [42] ,[79],[11], [19], enfocaron sus estudios en el diseño de sistemas de detección plantar con características como: la adaptabilidad, flexibilidad, simplicidad y versatilidad. Dichas características están orientadas a detectar las presiones máximas ejercidas en el pie del sujeto (ver figura 1-3 ).



**Figura 1-3.:** Prototipo plantilla instrumentada: (a) electrónica implementada, (b) carcasa del circuito,(c) ubicación de los sensores, (d) sistema desarrollado. [19]

En el 2010, autores como [51] implementaron un sistema de movimiento y presión plantar basado en el desarrollo de plataformas de fuerza (ver figura 1-4). Los dispositivos utilizados en este trabajo fueron las cámaras comerciales de alta velocidad *Vicon MX* y los sensores de fuerza de la empresa Tekscan®. En este estudio se evaluó la sincronización temporal de los dos sistemas en la ejecución del paso. Asimismo, se demostró que, en promedio, una diferencia temporal entre la adquisición de señales de los dos sistemas es de 23 ms.



**Figura 1-4.:** Plataforma de fuerza desarrollada por [51]

Otras alternativas para la medición de la presión plantar son mostradas en [13]. En este análisis se comparó dos métodos de medición de presión: el primero de estos se basó en el uso de una plantilla instrumentada *Fscan* y, en el segundo, se empleó el Sistema *MatScan*.

---

## Capítulo 1: Introducción

Entre los parámetros investigados incluyen la presión pico promedio, la fuerza pico promedio, y el centro de presiones. De igual manera, cabe anotar que, al realizar la comparación de los dos sistemas, se demostró que el sistema *Fscan* realiza una adquisición menos fidedigna en el parámetro del centro de presiones. Asimismo, en [25], haciendo uso de los sensores, se realizó la adquisición de la presión ejercida por la planta del pie sobre el piso (ver figura 1-5).

Después, con la información recopilada mediante, la sensórica, se identificó la marcha a partir del método de clasificación *Support Vector Machine-SVM*. En este método se implementaron los *kernels* lineal, polinomial y función de base radial. De acuerdo con los anterior, este método arrojó como resultado, a través de los *kernels* mencionados, tasa de clasificación del 96 %.

En vista del interés por la búsqueda de la precisión de las variables biomécanicas de la marcha y los efectos que se producen en la postura del cuerpo humano, en [66] se desarrolló un sistema de monitoreo basado en sensores inerciales y de fuerza. Este trabajo está basado en la exploración del gasto energético del individuo cuando se ejecuta una actividad cotidiana (ver figura 1-6). Asimismo, esta investigación tiene una relación directa con el desarrollo de dispositivos biomédicos para la prevención y el tratamiento de la obesidad en sujetos adultos. Al igual que en la investigación [25], los autores se centraron en clasificar patrones de movimiento a partir de presiones plantares y la ubicación espacial con base en métodos de clasificación *SVM*. En general, se mostró una tasa de clasificación entre la postura/actividad del 98% agrupando los sensores de orientación y fuerza.



**Figura 1-5.:** Sistema de presión plantar implementado por [25]



**Figura 1-6.:** Sistema *wearable* para el monitoreo de postura [66]

Continuando con los sistemas de integración para la detección de variables cinéticas y cinemáticas de la marcha, en [8] se implementó un sistema de monitoreo portátil con comunicación bluetooth, basado en la combinación de una herramienta de presión plantar comercial y una unidad de central inercial (IMU). Con este sistema se reconocieron las fases de apoyo, balanceo, duración del paso, apoyo unipodal y bipodal, a partir de la información obtenida de los sensores de presión (ver figura 1-7). Otro de los tópicos importantes en el desarrollo e implementación de dispositivos y algoritmos para la reconstrucción de los movimientos del cuerpo humano fue estudiado en [31], en el cual se diseñó un sistema de detección plantar. Lo anterior con el objetivo de caracterizar los movimientos del cuerpo, mediante los algoritmos de las redes neuronales como herramienta para evitar el sobre ajuste en el aprendizaje y la incorrecta detección del movimiento.

Como se mencionó con anterioridad, la detección de patrones y enfermedades relacionadas con la marcha ha jugado un papel importante en el incremento del desarrollo de nuevas tecnologías en el campo de la rehabilitación. Sin embargo, la corrección de patrones no característicos en la marcha ha sido una problemática cuestionada, en cuanto a la búsqueda



**Figura 1-7.:** Sistema de monitoreo para la identificación de fases de la marcha [8]

de nuevos dispositivos para la solución óptima a la necesidad hallada [56]. Es por esto que el empleo de la integración sensorica, y posterior desarrollo de órtesis, ha sido un tema fundamental debido a las evidencias que existen en la captura de los parámetros relacionados con el ciclo de la marcha [72][73][15].

En esta línea, las plataformas de fuerza y plantillas instrumentadas han logrado posicionarse en la medición de parámetros biomecánicos ya que proporcionan medidas de altos índices de repetibilidad y precisión. No obstante, este tipo de dispositivos no solo son empleados para detectar alteraciones en estructuras anatómicas. Por ejemplo desde inicios del siglo XXI, investigadores en el área de medicina del deporte han encontrado en las plantillas instrumentadas una herramienta útil en el análisis biomecánico de la pisada para mejorar el rendimiento y perfeccionamiento de técnicas de entrenamiento. Por esto, en [34] se desarrolló un dispositivo de adquisición de presión plantar, a partir de la generación de materiales que se comportan como capacitores o condensadores. Esto, al igual que el condensador, varía su medición en relación con la fuerza aplicada y el área entre las dos placas que separan el dieléctrico (ver figura 1-8).



**Figura 1-8.:** Sistema de presión plantar textil [34]



## 2. Marco Teórico

A partir de la evolución de las estructuras anatómicas del ser humano, se desarrolló un mecanismo de locomoción denominado la marcha humana [40]. Esta se conoce como la integración de múltiples sistemas y segmentos articulares para la ejecución del movimiento [43] [46], la cual varía en relación con diversos factores como el género, la etapa de crecimiento y el desarrollo del sujeto, las características antropométricas, los rangos de movimiento osteomuscular, el equilibrio postural y las deficiencias articulares. Incluso se ha demostrado que, en los primeros años de vida del individuo, se desarrolla un patrón característico de la marcha. No obstante, existen semejanzas entre los seres humanos a causa de diferentes factores, intrínsecos o extrínsecos del sujeto [33].

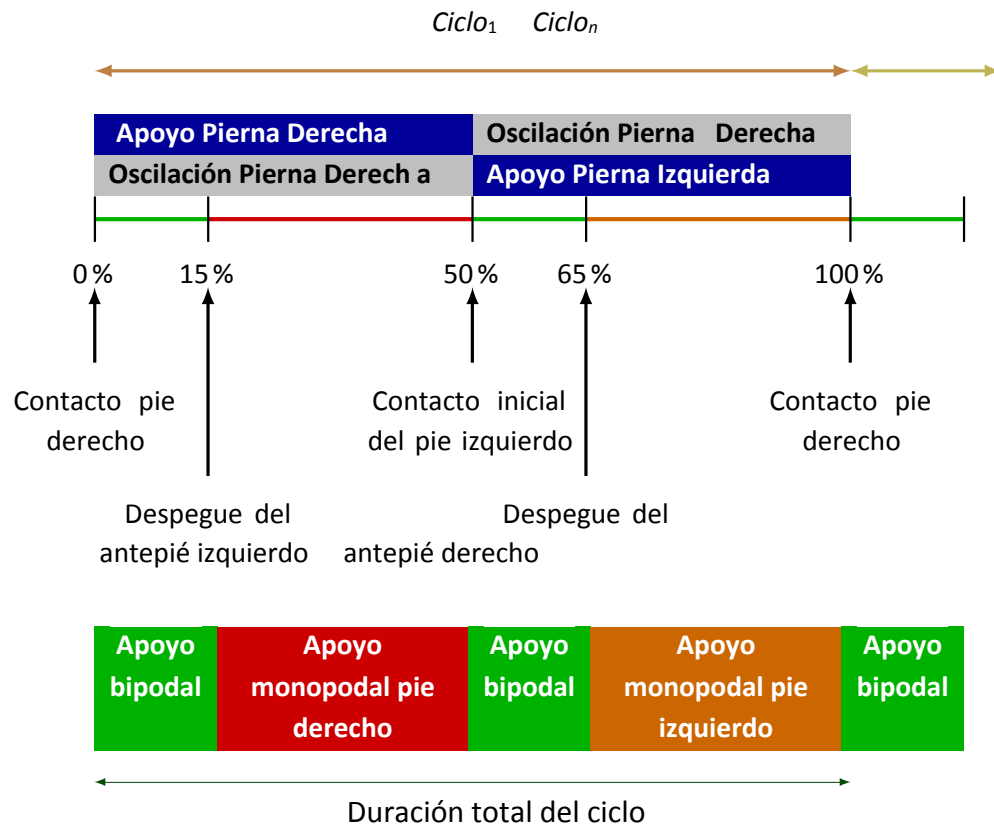
Como se mencionó anteriormente, la marcha es el mecanismo de locomoción del ser humano que está conformada por una serie de movimientos rítmicos y sucesivos de las extremidades superiores e inferiores y del tronco [59]. Estos movimientos están agrupados en el denominado ciclo de la marcha o zancada. Asimismo, durante el ciclo de la marcha, cada extremidad inferior pasa por una serie de acontecimientos de apoyo y oscilación, lo que permite el desplazamiento de las articulaciones adyacentes (ver figura 2-1). En este capítulo se aborda el análisis biomecánico del miembro inferior, las técnicas de valoración funcional, mediciones de presión plantar y la normatividad sobre el desarrollo de sistemas biomédicos.

### 2.1. Análisis biomecánico del miembro inferior

El cuerpo humano se ha definido como un conjunto de estructuras que generan, entre sí, funciones determinadas, tales como la bipedestación, la postura, el equilibrio y la locomoción. En este sentido, para el estudio y evaluación de la locomoción, disciplinas como la biomecánica han analizado los factores determinantes en la ejecución del movimiento del cuerpo humano. Asimismo, análisis cinemáticos y cinéticos del movimiento de las estructuras anatómicas, que hacen parte del cuerpo humano, han contribuido en el desarrollo de modelos numéricos para representar el comportamiento de este. Es decir, en este modelado se consideran y relacionan las variables con mayor grado de importancia para el estudio de movimiento.

En este contexto, el proceso de locomoción es conocido como la marcha humana. En este, el cuerpo humano realiza un desplazamiento en el espacio que le permite trasladarse de un lugar a otro mediante el movimiento de las estructuras articulares que lo componen [59]. En general, la marcha se representa mediante dos fases: 1) fase de apoyo que representa el 60% del ciclo y 2) fase de balanceo u oscilación que se ejecuta en el 40% del ciclo restante. En la fase 1, el

movimiento se inicia con el contacto de talón con el suelo y finaliza con el despegue del antepié. La siguiente fase comienza en el instante del despegue del antepié y finaliza hasta el contacto con el suelo. En la figura 2-1 se muestra de manera detallada las fases y subfases que componen la marcha.



**Figura 2-1.:** El ciclo de la marcha

De acuerdo con lo anterior, para el análisis de la marcha deben conocerse los movimientos efectuados por las articulaciones de los miembros inferiores, en cada una de sus etapas. En este trabajo, mediante el análisis biomecánico del movimiento efectuado durante la marcha, se describen los movimientos efectuados por las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo en cada una de las fases de la marcha. En el análisis biomecánico existen dos tipos de análisis: el cinético y cinemático. Mediante estos análisis se conoce el comportamiento de las articulaciones cuando están en movimiento y las fuerzas internas y externas que acompañan la acción de las articulaciones. En la figura 2-2 se muestran las tres fases de la marcha que son utilizadas para el análisis del comportamiento de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo.

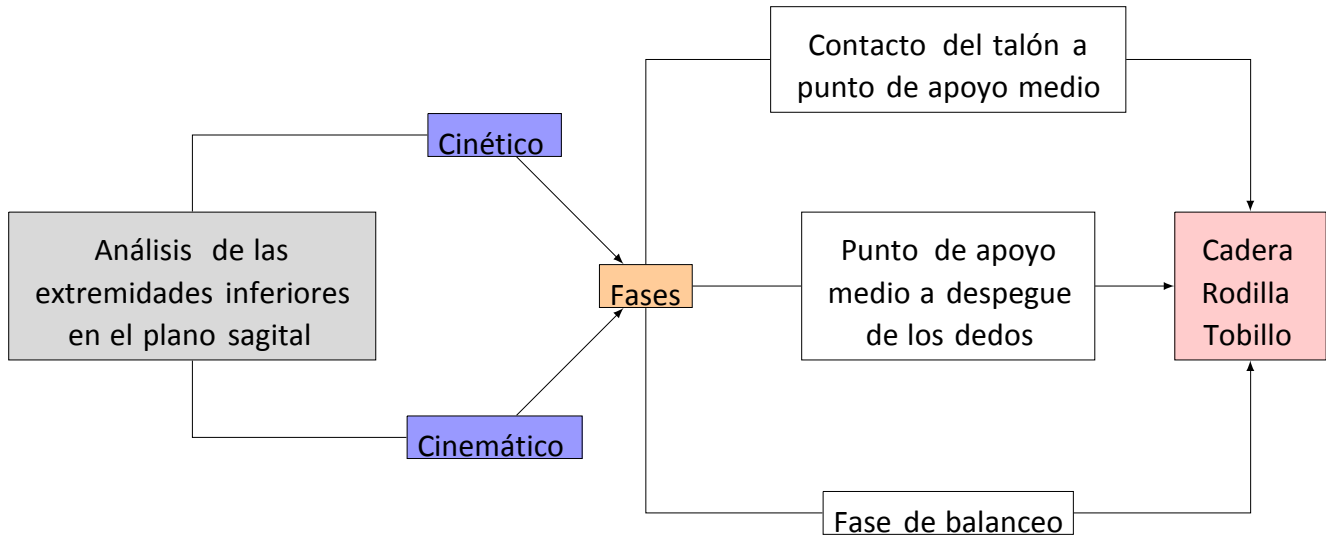


Figura 2-2.: Diagrama de análisis de la marcha

A continuación, se muestra la información relacionada con el análisis de los movimientos generados entre el contacto del talón y el punto de apoyo medio en las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo, lo cual es explicado por los autores [65]. En este sentido, para el análisis cinemático de la cadera se debe inicializar el estudio desde el momento donde se representa el contacto del talón con el suelo. En este, la cadera torna a una posición en flexión en un rango de  $0^{\circ}$  a  $30^{\circ}$ . En el instante siguiente, al contacto del talón con el suelo, la articulación de la cadera comienza a moverse en extensión. Luego, la cadera disminuye en  $10^{\circ}$  en flexión asegurando así la posición totalmente plana del pie en el suelo. Por último, en el apoyo del pie en el suelo, la articulación de la cadera se mueve  $20^{\circ}$  en flexión para tener como resultado una posición neutral.

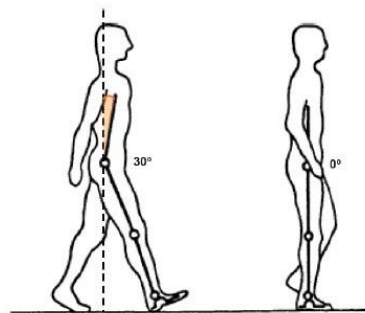
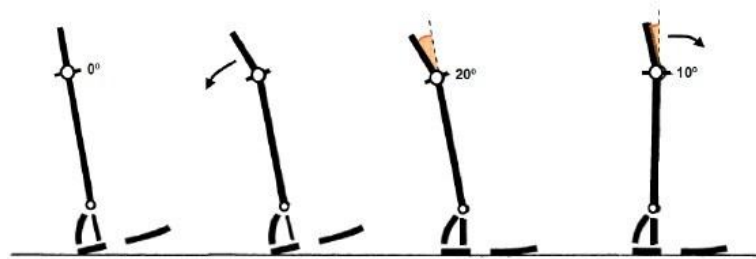


Figura 2-3.: Diagrama de la cadera desde la fase de contacto inicial hasta el apoyo medio

En el análisis de fuerzas de la articulación de la cadera, las fuerzas internas, en la fase de la marcha de apoyo medio actúan generando una reacción que pasa por detrás de la articulación de la cadera, produciendo un momento de extensión. Cuando este momento llega a su magnitud

máxima ocurre la fase del doble apoyo y el peso del cuerpo es trasladado a la extremidad opuesta. De igual forma ocurre con las fuerzas de la articulación donde los músculos, como el psoasíaco y el aductor largo, generan un momento de fuerza de flexión en la cadera durante el intervalo de despegue. Seguido, el movimiento hacia adelante del fémur inicia la flexión de la rodilla, mientras que la rodilla es llevada al frente y el pie está todavía en contacto con el suelo. En el caso de la articulación de la rodilla, es en el contacto del talón con el suelo donde se encuentra en su máxima extensión. Luego, la articulación comienza a flexionarse hasta que la planta del pie toca el suelo. Después de lograr la posición plana en el pie, la rodilla alcanza una flexión de  $20^\circ$  y empieza a moverse en dirección a la extensión de la articulación. En el apoyo medio, la rodilla se flexiona a unos  $10^\circ$  y continúa moviéndose hacia la extensión ( ver figura 2-4).

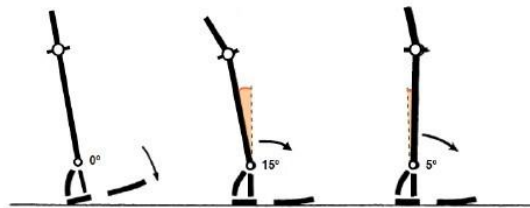


**Figura 2-4.:** Diagrama de la rodilla desde la fase de contacto el apoyo medio

Las fuerzas internas de la rodilla, justo en el momento después que el talón realiza el contacto con el suelo, imprime una fuerza sobre el suelo y, por ende, la pierna de apoyo queda con la mayoría del peso corporal. Además de esto, las fuerzas verticales y anteriores resultantes pasan por detrás de la rodilla y se produce un momento de flexión cuando el pie está completamente apoyado en el suelo y la rodilla, al flexionarse, alcanza su valor máximo.

Por otro lado, las fuerzas externas se generan cuando se realiza el contacto del talón con la superficie. En esto, los músculos denominados cuádriceps se alargan para controlar el movimiento de la articulación de la rodilla. De esta forma, los movimientos que realiza la rodilla en este instante permiten su cambio de posición de una extensión completa a una posición de  $15$  o  $20^\circ$  de flexión. Asimismo, cuando el pie está completamente en el suelo, los músculos cuádriceps cambian de acción y se contraen de inmediato para generar un acortamiento. Por último, entre la fase del pie plano en la superficie y el apoyo medio, los cuádriceps extienden el muslo de la pierna mientras que la rodilla al estar flexionada se mueve de dirección para cambiar de posición y generar una extensión.

En esta línea, el comportamiento del tobillo se modela mediante la siguiente información cinemática: el primer contacto del talón con el suelo, el tobillo está en posición neutral; sin embargo, cuando este cambia de estado en dirección plantar llega a un límite de  $15^\circ$ . En la fase media, la articulación del tobillo está a  $5^\circ$  de cambiar a la posición de flexión dorsal ( ver figura 2-5).



**Figura 2-5.:** Diagrama del tobillo desde la fase de contacto inicial hasta el apoyo medio

En el tobillo las fuerzas externas actúan de la siguiente manera:

- **Contacto del talón:** por un período de tiempo, el resultado de las fuerzas de reacción del suelo está por delante de la articulación del tobillo. Por ende, esta reacción generada tiende a mover la articulación del tobillo en dirección a dorsiflexión. Asimismo, en el momento que se apoya el talón en el suelo se produce un descenso de este.
- **La fuerza resultante** pasa por detrás de la articulación, lo cual genera un momento de fuerza en dirección a la flexión plantar.
- **En el momento que la planta del pie está totalmente plana sobre el suelo,** se alcanza el máximo momento de flexión plantar. Luego se crea un momento de fuerza en la dirección de dorsiflexión.
- **Apoyo medio:** el momento de fuerza no aumenta significativamente en comparación a la subfase anterior.

Por otra parte, las fuerzas internas de la articulación se comportan de acuerdo con los siguientes pasos:

- **En el contacto del talón con el suelo,** se activan los dorsiflexores primarios del tobillo, además del extensor largo de los dedos, especialmente del dedo gordo.

- Sin embargo, para evitar que el antepié golpee contra el suelo el grupo de huesos pretibial genera una contracción excéntrica mediante la fuerza de gravedad y la inercia, lo que conlleva a que se produzca una flexión plantar en el pie.

- La planta del pie se encuentra totalmente apoyada sobre el suelo, la tibia empieza a rotar hacia delante sobre el pie fijo y los músculos de la pantorrilla muestran el comienzo de sus actividades.

- Apoyo medio: se controla la velocidad con la que la tibia rota sobre el pie fijo.

Asimismo, en el movimiento en el plano sagital entre el apoyo medio y despegue del pie, las articulaciones se comportan como se muestra a continuación:

En la articulación de la cadera se comporta de la siguiente forma:

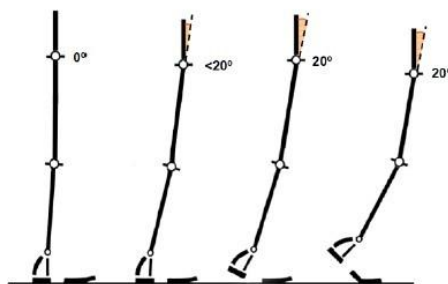
- En el apoyo medio, desde una posición neutra, la cadera cambia de posición hacia una de extensión.

- En el momento que el talón deja el suelo, el ángulo de la cadera cambia de 10 a 15 grados en hiperextensión.

- 

- Luego del despegue, del talón la cadera alcanza su hiperextensión máxima.

En el momento que los dedos dejan el suelo, la cadera se aproxima a tener una posición neutral y luego se mueve a una dirección de flexión.



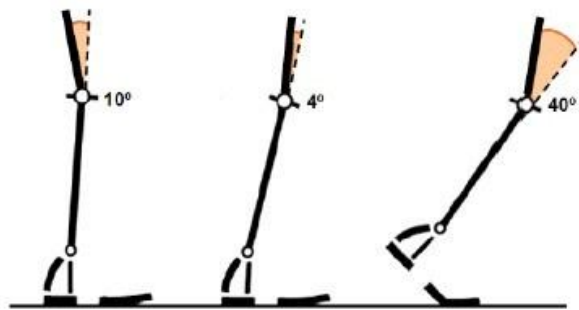
**Figura 2-6.:** Diagrama de la cadera desde la fase de apoyo medio hasta el despegue del pie

En el análisis cinético de la cadera ocurren las siguientes acciones:

- Fuerzas externas: en la fase de apoyo medio, las fuerzas que resultan de la reacción entre la articulación y el suelo, pasan por detrás de la misma, produciendo la extensión. En el momento justo antes del doble apoyo, la extensión de la articulación alcanza su valor máximo y luego disminuye para dar paso al doble apoyo.
- Fuerzas internas: un momento de fuerza de flexión es generado en la cadera durante el intervalo de despegue por los músculos el psoasílfaco y el aductor largo. Asimismo, esta acción genera un movimiento hacia adelante del cuerpo y, por ende, genera una flexión de la misma y de la rodilla.

Por último, en la rodilla los movimientos generados se muestran a continuación (ver figura 2-7):

- En la fase de apoyo medio, la rodilla se encuentra aproximadamente a  $10^\circ$  y se mueve paulatinamente para cambiar de posición a una extensión.
- En el momento en el que el talón abandona el suelo, la rodilla tiene una magnitud en extensión de  $4^\circ$ .
- Y finalmente, entre el despegue del talón y los dedos, la articulación de la rodilla cambia de una extensión a una flexión con magnitud de  $40^\circ$ .



**Figura 2-7.:** Diagrama de la rodilla desde la fase de apoyo medio hasta el despegue del pie

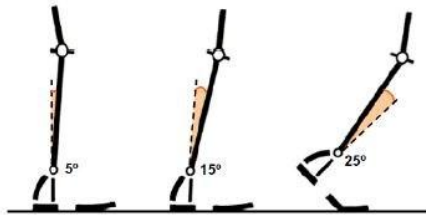
A continuación, se muestra el análisis cinemático de la rodilla:

- En el apoyo medio, el resultado de las fuerzas de reacción del suelo se traslada y se ubica por detrás de la articulación de la rodilla, lo que genera su flexión.
- Entre el apoyo medio y el despegue del talón, la fuerza resultante se mueve hacia adelante y esta acción reduce la magnitud del momento de flexión.

- En el despegue del talón, los flexores plantares del tobillo producen su máxima actividad.
- Luego del despegue del talón, el resultado de la reacción con el suelo tiende a flexionar la articulación de la rodilla.

Finalizando la fase de apoyo medio y despegue del pie (ver figura 2-8), la cinemática de la articulación del tobillo se comporta de la siguiente manera:

- En el apoyo medio, la flexión dorsal de la articulación del tobillo se incrementa desde una magnitud de  $5^\circ$ .
- Al realizarse el despegue con el talón, la magnitud se incrementa aproximadamente a  $15^\circ$ .
- En la fase de elevación del talón y despegue del pie, se observa una flexión del tobillo cercana a los  $35^\circ$ .



**Figura 2-8.:** Diagrama del tobillo desde la fase de apoyo medio hasta el despegue del pie

De igual manera, el comportamiento cinético de la articulación del tobillo se muestra a continuación:

- Terminado el apoyo medio, el momento de fuerza generado por la rotación de la pierna aumenta la distancia perpendicular entre la articulación del tobillo y la fuerza resultante de la reacción del suelo con la articulación.
- En el despegue de los dedos se alcanza el máximo momento de dorsiflexión y luego este disminuye hasta llegar a cero.



Para el movimiento en el plano sagital, durante la fase de balanceo ocurre lo siguiente ( ver figura 2-9):

- **Tobillo:** en esta fase, el pie se mueve de una posición de flexión plantar a una posición neutral cuando el mismo abandona el suelo. Esto se ocasiona por la acción de los músculos tibiales anteriores.
- **Rodilla:** se flexiona desde los  $40^\circ$  hasta su máxima magnitud. Entre la fase de balanceo y el contacto con el talón, la rodilla se extiende hasta su máximo rango cuando entra a la fase del balanceo. Asimismo, la acción de los músculos isquiotibiales durante la última parte de este intervalo ayuda a desacelerar el balanceo de la pierna hacia adelante y controla la posición del pie, conforme se acerca al suelo.
- **Cadera:** La articulación de la cadera cambia de posición neutral y se flexiona aproximadamente  $30^\circ$ , al lograr la fase media del balanceo. De igual forma, entre la fase media del balanceo y el contacto con el talón, el ángulo de la articulación de la cadera no tiene un cambio significativo. Sin embargo, los músculos extensores de la cadera juegan un papel importante en el control de movimiento de la extremidad hacia adelante.

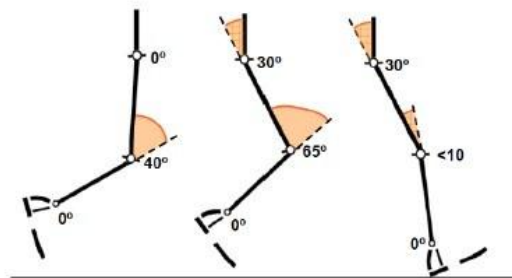


Figura 2-9.: Diagrama tobillo fase de balanceo

## 2.2. Técnicas de valoración funcional del miembro inferior

En la valoración funcional de las articulaciones que efectúan la marcha, existen varias técnicas para el análisis de variables cinemáticas y cinéticas, las cuales tienen como objetivo mostrar magnitudes cuantitativas de las variables biomécanicas. A continuación, se realiza la explicación

de las técnicas comúnmente utilizadas en el campo de la evaluación biomecánica. **2.2.1.**

### **Información cinemática**

- **Acelerometría:** en este estudio se mide la aceleración en cualquier segmento o articulación del cuerpo, a partir de dispositivos como las unidades de medición inercial (*IMU*) y los acelerómetros.
- **Goniometría digital:** esto permite medir la posición angular de las articulaciones en cualquier instante de tiempo.
- **Sistemas de análisis en 2D y 3D:** registran en vídeo el movimiento y permiten digitalizar el cuerpo como un sistema de segmentos unido por puntos (ver figura **2-10**).



**Figura 2-10.:** Sistemas de análisis 2D y 3 D

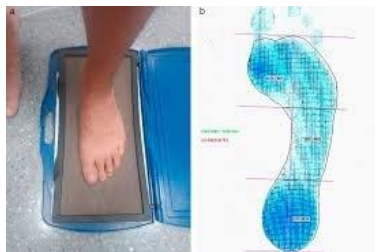
## 2.2 Técnicas valoración funcional del miembro inferior

### 2.2.2. Información cinética

En cuanto a las técnicas de presiones plantares, para efectos prácticos, se exponen los estudios estáticos y dinámicos para detección del comportamiento de las áreas de la huella plantar [6][9].

#### Estudios estáticos:

- Pedigrafía: imagen de huella plantar, obtenida tras impregnar la superficie plantar con una sustancia de color e imprimir esa huella sobre una hoja de papel (ver figura 2-11).



**Figura 2-11.:** Técnica de pedigrafía [50]

- Fotopodograma: al igual que el estudio anterior, en esta técnica se realiza el mismo procedimiento, pero se cambia el papel de impresión[76].
- Podoscopio: este dispositivo consiste en un sistema óptico formado por una placa transparente sobre la cual se apoyan los pies del sujeto. La imagen de la huella plantar se aprecia mediante sistema de espejos iluminados (ver figura 2-12).



**Figura 2-12.:** Podoscopio [71]

**Estudios dinámicos:**

- Zapatos instrumentados: en este dispositivo se emplean transductores dentro o sobre la suela de los zapatos.
  - Zapatos con placa metálica instrumentada con galgas y adherida a la suela.
  - Zapatos con múltiples células de fuerza en la suela de los zapatos.
  - Técnicas de impresión de tinta.
  - Técnicas ópticas, mediante barógrafos.
  - Matrices de transductores electromecánicos.

Plantillas instrumentadas mediante sensores discretos como transductores capacitivos, galgas extensiométricas, sensores piezoeléctricos, resistivos, magnetorresistivos (ver figura 2-13).



**Figura 2-13.:** Plantillas instrumentadas [17]

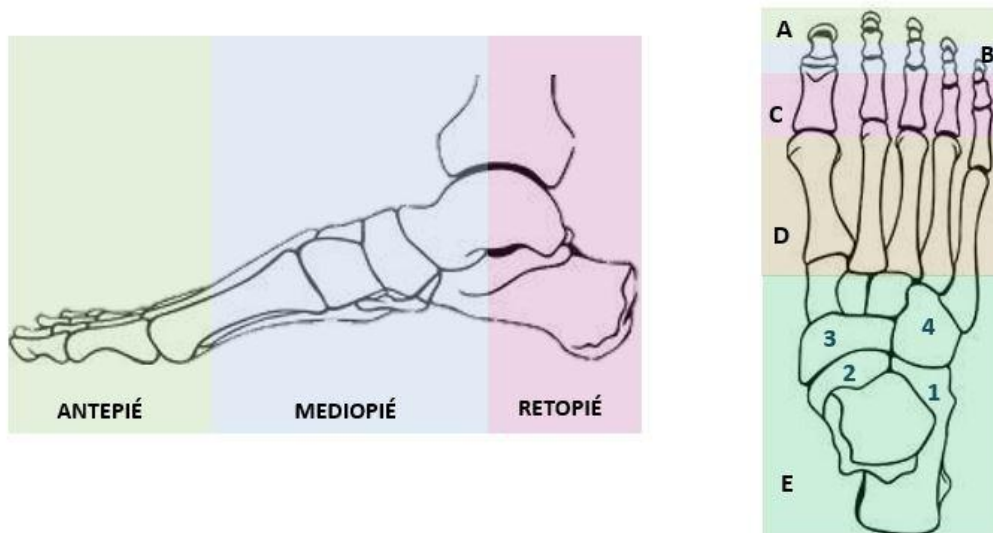
## 2.3. Medición de presiones plantares

### 2.3.1. Presiones del pie

El pie es un órgano que está compuesto por varias estructuras articuladas entre sí para la generación del movimiento y adaptación en cualquier superficie [44]. De igual manera, tiene como función otorgar apoyo, sostén antigravitario al sistema humano, trasladar las fuerzas de rotación producidas por la cadera, absorber el impacto y crear las fuerzas de propulsión al caminar mediante una palanca

mecánica [24]. Esta estructura la conforman 26 huesos que se articulan entre sí en forma de bóveda. Dicha estructura está distribuida en tres zonas conocidas como antepié, mediopié y retropié (ver figura 2-14). Cada una de estas zonas está conformada anatómicamente por:

- Antepié: (5) metatarsianos y (14) falanges.
- Mediopié: escafoides o navicular, cuboides y (3) cuñas.
- Retropié: Astrágalo y Calcáneo



**Figura 2-14.:** Zonas del pie: A. Falanges distales, B. Falanges mediales, C. Falanges proximales, D. Metatarsianos, E. Tarsianos

A partir del estudio morfológico y biomecánico, sobresalen diferentes métodos de estudio para el análisis y clasificación del pie. Entre estos se encuentran:

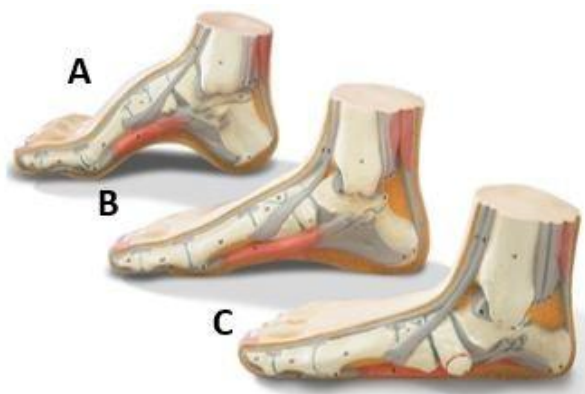
- Cinético: mediante sensores electrónicos se adquiere la medida de la fuerza distribuida a lo largo del pie.
- Radiológico: se valora la articulación a partir de una imagen obtenida de un agente físico como los rayos X (ver figura 2-15).



**Figura 2-15.:** Radiografía del pie tomado de [60]

- **Fotográfico:** se obtiene la huella plantar en papel de fotografía.
- **Oscilografía de cargas:** es la representación gráfica de las oscilaciones de la presión arterial por transmisión mecánica o eléctrica. Para esto, la exploración se efectúa en reposo después de efectuar una carga [27].
- **Plantografía:** método sencillo, rápido y no invasivo basado en la técnica de la pedigrafía. Consiste en humedecer el pie con tinta e impregnarlo en una hoja de papel.

A través de las técnicas mencionadas, investigadores como [52], [68] en el área del análisis plantar definieron 3 tipos de pie (ver figura 2-16): el primer tipo de pie que no presenta anomalías. El segundo tipo, es el pie cavo, el cual tiene un aumento exagerado de la bóveda longitudinal interna. Finalmente, el tercer tipo es el pie plano en el cual existe una pérdida de la bóveda longitudinal interna [41].



**Figura 2-16.:** Tipos de pie: A. Cavo, B. Normal y C. Plano, tomado de [16]

### Distribución plantar en el pie normal, plano y cavo

Existen diversas alteraciones que modifican la estructura del pie, en este se ve afectado el arco plantar. Entre las alteraciones comúnmente conocidas, están el pie plano y cavo. La presión plantar en las alteraciones mencionadas, esta relacionada directamente con las características antropométricas del sujeto. De acuerdo con lo anterior, autores como [14] mostraron los valores obtenidos de presión plantar en pie normal y plano. En este estudio se tomo un grupo demográfico con ciertas características de edad, altura y peso como es mostrado en la tabla 2-1. Asimismo, se relacionó la presión plantar en cada una de las zonas de la planta del pie (ver tabla 2-3) y se evaluó el pico máximo de presión plantar en actividades cotidianas como caminar y saltar, los valores de distribución de fuerza en la planta del pie se muestran en la tabla 2-2.

**Tabla 2-1.:** Información demográfica de los sujetos con pie normal y plano

	Edad (Años)	Altura (m)	Peso ( Kg )
<b>Pie normal</b>	24,7 ± 4,3	1,77 ± 0,09	81,5 ± 17,5
<b>Pie plano</b>	25,2 ± 3,3	1,77 ± 0,08	74,8 ± 13,2

**Tabla 2-2.:** Presión plantar total: caminando y corriendo **presión máxima**

	en el pie ( kPa ) Caminando Corriendo	
<b>Pie normal</b>	264.3 49.0	369.6 76.8
<b>Pie plano</b>	282.17 48.8	375.2 141.6

**Tabla 2-3.:** Distribución de la fuerza en las zonas de presión plantar en el pie **Presión**

	plantar ( kPa ) Arco normal Arco bajo	
<b>Retropié</b>	230,5 ± 9,4	239,9 ± 14,4
<b>Mediopié</b>	134,4 ± 5,3	135,4 ± 7,8
<b>Parte media del pie</b>	154,9 ± 4,9	147,8 ± 7,2
<b>Antepié medial</b>	253,0 ± 15,9	24,9 ± 23,2
<b>Antepié medial</b>	255,0 ± 11,7	234,1 ± 17,1
<b>Antepié lateral</b>	221,5 ± 9,6	188,0 ± 14,0
<b>Hallux</b>	269,4 ± 13,2	281,1 ± 19,2
<b>Dedos menores</b>	225,3 ± 11,7	225,4 ± 17,40

En el caso del pie cavo **2-4** autores como [26], realizaron un estudio en el que mencionaban la presión plantar entre el pie normal y cavo. En este análisis los sujetos tenían una media del índice de masa corporal y demás características que están consignadas en la tabla **2-4**.

Al igual que el anterior estudio, los autores hallaron la presión plantar en diversas zonas de la planta del pie, ver tabla **2-5**.

**Tabla 2-4.:** Información demográfica de los individuos de la prueba

<b>Índice de masa corporal</b>	22.1(2.64) $kg/m^2$
<b>Edad (años)</b>	24.21 (5.18)
<b>Total individuos</b>	34

**Tabla 2-5.:** Presión plantar pie normal y cavo

	<b>Presión plantar ( kPa )</b>	
	<b>Normal</b>	<b>Cavo</b>
<b>1er metatarso</b>	55,56( $\pm 3,53$ )	99,12( $\pm 4,25$ )
<b>2do metatarso</b>	123,03( $\pm 4,8$ )	158,36( $\pm 6,08$ )
<b>3er metatarso</b>	157,44( $\pm 3,06$ )	186,44( $\pm 6,72$ )
<b>4to metatarso</b>	114,98( $\pm 3,22$ )	147,21( $\pm 7,56$ )
<b>5to metatarso</b>	52,89( $\pm 2,66$ )	65,01( $\pm 4,26$ )
<b>6to metatarso</b>	631,36( $\pm 9,61$ )	728,69( $\pm 24,14$ )
<b>Presión metatarsal</b>	503,79( $\pm 9,32$ )	656,12( $\pm 22,39$ )
<b>Mediopie</b>	28,62( $\pm 1,48$ )	34,08( $\pm 2,48$ )
<b>Retropié</b>	270,13( $\pm 6,15$ )	300,45( $\pm 8,07$ )
<b>Área de contacto (<math>cm^2</math>)</b>	165,04( $\pm 10,68$ )	118,26( $\pm 30,31$ )

### Presiones plantares en las fases de la marcha

Al igual que las alteraciones presentadas en la planta del pie, las presiones plantares a lo largo de las fases de la marcha son definidas por características del usuario. En el estudio [38] se examinó la presión plantar en sujetos con peso de  $18,4 \pm 4,1kg$  y altura de  $1,18 \pm 0,05m$  en actividades cotidianas como caminar. En la tabla 2.3.1 se muestra los valores obtenidos de presión plantar en estos sujetos.

### 2.3.2. Herramientas para medición de la presión plantar

#### Métodos convencionales para la detección plantar



Como se ha mencionado con anterioridad, la medición de la presión plantar ha sido un tema de interés para investigadores en la disciplina de la biomecánica. En este contexto, se han definido diferentes tipos de evaluaciones ligadas a la experiencia y al criterio del experto. Sin embargo, se ha demostrado que existe una relación directa entre el grado de aciertos del diagnóstico y el correcto empleo de un dispositivo electrónico de medición. De acuerdo con lo anterior, en la tabla 2-7 se relacionan los métodos de análisis de presión plantar, los parámetros medidos en la evaluación del método y las ventajas/desventajas del uso del mismo.

**Tabla 2-6.:** Tabla presiones máximas

Presiones máximas (kPa) en diferentes áreas del pie durante diversas actividades (n = 14 ; SOF = Sostenerse en 1 pie; SOFL: Sostenerse en 1 pie, pie izquierdo; SOFR = Sostenerse en 1 pie, pie derecho; LOF = Aterrizaje en 1 pie; LOFL: Aterrizaje en 1 pie, pie izquierdo; LOFR: Aterrizaje en 1 pie, pie derecho; WALK=Fase de contacto de caminar)

Tarea	Tacon	Region ( kPa )						
		Mediopié central	Mediopié Lateral	5° Me-tatarso	2° a 4° Metatarsos	1° Me-tatarso	Dedos //–V	Dedo gordo
SOF	77.01 ±39.40	51.71 ±19.69	35.34 ±9.32	25.82 ±12.22	30.60 ±5.43	38.44 ±16.71	21.62 ±10.37	50.31 ±25.41
SOFL	54.05 ±10.77	23.10 ±10.89	22.79 ±8.01	19.89 ±7.59	21.32 ±5.75	22.89 ±6.53	22.41 ±13.20	27.72 ±17.79
SOFR	47.53 ±11.31	24.65 ±8.56	21.61 ±6.75	17.37 ±15.16	23.00 ±7.86	27.02 ±15.61	16.41 ±14.54	24.89 ±15.06
LOF	117.13 ±70.17 <i>a</i>	75.29 ±26.15 <i>a</i>	66.38 ±20.70 <i>a</i>	77.86 ±38.40 <i>a,+</i>	77.95 ±35.05 <i>a,+</i>	73.21 ±31.5 <i>a</i>	52.58 ±20.92	134.19 ±106.70 <i>a,+,#</i>
LOFL	124.67 ±73.04 <i>a</i>	58.70 ±14.45	52.40 ±9.80	70.41 ±25.92 <i>a</i>	72.88 ±17.55 <i>a</i>	64.96 ±20.15	55.57 ±10.94	124.76 ±48.74 <i>a,+,#</i>
LOFR	141.39 ±67.93 <i>a,+,#</i>	61.75 ±32.09	49.45 ±19.04	77.46 ±38.53 <i>a,+</i>	77.84 ±40.57 <i>a</i>	45.62 ±25.68	53.64 ±22.09	103.22 ±43.14 <i>a,+</i>
WALK	105.23 ±55.68 <i>a</i>	50.68 ±25.64	41.40 ±22.16	56.95 ±25.13	69.15 ±24.14 <i>a</i>	73.89 ±39.09 <i>a</i>	37.54 ±14.66	86.56 ±38.73 <i>a</i>

*a* significativamente diferente comparado con SOFL y SOFR

*+* significativamente diferente comparado con SOF

*#* significativamente diferente comparado con WALK

## 2 Marco Teórico

**Tabla 2-7** : Métodos de análisis para el estudio de la huella plantar, Fuente: [41]

Métodos de análisis	Parámetro medido	Ventajas	Desventajas
Revisión visual (no cuantitativa)	Forma del pie por observación visual	Rápido y útil	Subjetivo, necesidad de mucha experiencia examinador
Ángulo tibio-calcáneo (ATC) con goniómetro	Ángulo entre la tibia y el calcáneo	Sencillez, determinar pie valgo o varo	Subjetivo, necesidad de mucha experiencia examinador
Subjetivo			
Altura del dorso del pie	Longitud más alta del dorso del pie tomada al 50% de la longitud real del pie	Válido	Subjetividad
Altura de los dedos: palpación directa	Medición de tubérculo escafoideo hasta el suelo para determinar medida de ángulo interno	Rápido, sencillo, no riesgo para los participantes	Subjetivo, basado en medida estática
Caida de los escafoides	Medidas de tuberosidad escafoidea de descarga y después en apoyo bipodal	Rápido, sencillo, no riesgo para los participantes	Subjetivo, basado en medida estática
Altura de los escafoides normalizada	Altura de los escafoides entre la longitud total del pie	Rápido, sencillo, no riesgo para los participantes	Subjetivo, basado en medida estática
Altura de los escafoides truncada	Altura de los escafoides entre la longitud truncada de la huella	Proporcional a la representación más válida de los que lo es de del pie	Subjetividad
Índice del Arco IA'	Proporción entre las áreas de contacto de las diferentes partes de la huella plantar excluyendo los dedos	Medida útil y un predictor válido de la altura del arco interno del pie	Errores al determinar las superficies del pie
Índice de la impresión del pie	Método de observación de la clasificación de la postura estática del pie	Rápido y sencillo, toma datos de la huella plantar impresa	Necesidad de experiencia previa por parte del examinador, destreza manual para la palpación y subjetividad

instrumentadas comerciales

Actualmente en el mercado existen varias opciones de dispositivos de medición de las cargas que se distribuyen a lo largo del pie durante la marcha. A continuación, se muestra algunos de los dispositivos comerciales existentes en el mercado:

- Fscan™: este sistema proporciona información dinámica de presión, fuerza y tiempo para el análisis de la marcha (ver figura **2-17**). Entre las características más sobresalientes están:
  - Ofrece una sincronización con equipos de EMG.
  - Muestra gráficos de fuerza vs. tiempo y perfiles de presión en tiempo real.
  - Evalúa la efectividad de órtesis y tratamientos.
  - Identifica patologías.
  - Evalúa calzado deportivo.
  - Rango de presión: 50-75 PSI / 345-517 kPa (Versión 1- especializada) a 125 PSI / 862 kPa (Versión 3- estándar).
  - Resolución: 3.9 por  $cm^2$  / 25 sensels™ por  $in^2$ .
  - Tecnología: resistiva.
  - Frecuencia de muestreo: 100 a 750 Hz (según el modelo).
  - Comunicación: alámbrica e inalámbrica.



**Figura 2-17.:** Plantilla instrumentada Fscan®

■ Biofoot®: este sistema (ver figura **2-18**), presenta las siguientes características:

- Diseño y evaluación de calzado y sus complementos.

## 2 Marco Teórico

- Biomecánica: análisis de la marcha y caracterización de la marcha.
- Deporte: estudio, selección y adaptación del calzado deportivo. Análisis de los gestos deportivos (salto, carrera, marcha, ciclismo).
- Rango de medida: 0 - 1200 kPa.
- Rango de calibración: 0 – 500 kPa.
- Resolución de medida: 0.1 kPa.
- Incertidumbre de medida: 10% del fondo de escala calibrado.



**Figura 2-18.:** Plantilla instrumentada Biofoot®

- Podoactiva®: permite realizar un estudio preciso y objetivo de la cantidad de carga que soportan las plantas de los pies dentro del calzado. Además, analiza la distribución de presiones gracias a los 64 sensores insertados en estas plantillas (ver figura 2-19).

Sin embargo, el fabricante no muestra características técnicas del sistema.



**Figura 2-19.:** Plantilla instrumentada Podoactiva®

- FOOTWORK®INSOLE: es un sistema móvil y flexible, que permite realizar pruebas en actividades como caminar, correr, subir escaleras, hacer deporte, montar bicicleta, entre otras (ver figura 2-20). Posee las siguientes características:

- Emplea sensores capacitivos patentados.
- 80 sensores de media por plantilla.
- Tamaño del sensor: 7 x 7 mm.
- Rango de medida: 1200 kPa (12 kgf).
- El alcance de bluetooth: 75 metros.
- Baterías AA x 2 autonomía: 3 hrs.
- 400 Hz / Memoria 1 GB / No requiere ninguna calibración.



**Figura 2-20.:** Plantilla instrumentada FOOTWORK®INSOLE

- Dynamic Footbed: permite analizar el movimiento que se genera dentro del calzado. El sistema está especializado para realizar un análisis biomecánico en el ámbito deportivo (ver figura 2-21). Entre los deportes se encuentran el ciclismo y el triatlón.



**Figura 2-21.:** Plantilla instrumentada Dynamic Footbed

---

## 2 Marco Teórico

- Novel.de: estas plantillas instrumentadas usan un conjunto de sensores de presión para obtener la medida de la distribución de presiones ejercidas durante la pisada, de forma continua y en cualquier entorno y/o terreno. Asimismo, proporciona un registro y evaluación de los valores de presión bajo el pie en condiciones estáticas o dinámicas, lo cual permite la transmisión de los datos en tiempo real. También, esta plantilla permite el registro de los datos en una tarjeta de memoria SD para ser usada en el diagnóstico y evaluación de la función del pie en aplicaciones como: deporte, rehabilitación, investigación, entre otras (ver figura 2-22).
- Winshoe: el sistema (ver figura 2-23) está conformado por 9 sensores de alta precisión que le permiten:
  - Corregir problemas posturales.
  - Prevenir el riesgo de úlceras por presión en los diabéticos.



**Figura 2-22.:** Plantilla instrumentada Novel.de

- Mejorar el rendimiento de los atletas mediante la adaptación del entrenamiento.
- Evaluar los trastornos en la locomoción.
- Optimizar los aparatos ortopédicos.
- Comunicación inalámbrica.



**Figura 2-23.:** Plantilla instrumentada WinShoe

## 2.4 Normatividad sobre el desarrollo de sistemas electromédicos

**Tabla 2-8.: Características plantillas instrumentadas comerciales**

Dispositivo	Rango de medida	Resolución	Tecnología	Frecuencia de muestreo	Comunicación	Precio
<b>FSCAN</b>	50-75 PSI / 345-517 kPa (Versión 1-especializada) a 125 PSI / 862 kPa (Versión 3estándar)	3.9 por $cm^2$ / 25 sensels™ por $in^2$	Resistiva	100 a 750 Hz (según el modelo)	Inalámbrica e inalámbrica	12000 USD (cambia con el modelo)
<b>Biofoot®</b>	0 - 1200kPa	0.1 kPa	No indicado	No indicado	Inalambrica	15.000 EUR
<b>FOOTWORK®</b>	1200 kPa (12 kgf)	80 sensores de media por plantilla	Capacitiva	400 Hz	Inalambrica (75 m)	No indicado
<b>Novel.de</b>	15 - 600 o 30 - 1200	2.5 o 5	Capacitiva	100 Hz	Inalambrica	10.000 USD
<b>Winshoe</b>	0,1 KgF a 8 KgF	100 imágenes/segundo	Resistivo	No indicado	Inalambrica	No indicado

## 2.4. Normatividad sobre el desarrollo de sistemas electromédicos

En una contextualización normativa, se expone el protocolo NTC IEC 60601-1 de pruebas de seguridad eléctrica para equipos electromédicos. En este se verifica el cumplimiento de las regulaciones y requerimientos de seguridad establecidos por los estándares mundiales para el cuidado de la salud de los pacientes. Asimismo, mediante dicha normatividad se fijan los requisitos mínimos de las normas técnicas relacionadas con la seguridad eléctrica. A partir de lo estipulado, se realiza la clasificación de los equipos en relación con el tipo y nivel de protección [21].

Según el tipo de protección:

- Equipo de clase I: este brinda protección contra descargas eléctricas e incluye una conexión al conductor de protección a tierra, el cual forma parte del cableado fijo de la instalación.
- Equipo de clase II: equipo donde la protección contra descargas eléctricas incluye doble aislamiento reforzado, sin puesta a tierra.

Según el nivel de protección:

- Equipo Tipo B: equipos con alimentación interna y un adecuado grado de protección contra corrientes de fuga y fiabilidad de la conexión a tierra.
- Equipo Tipo BF: equipos tipo B con partes aplicables al paciente y flotante eléctricamente.



- Equipo tipo CF: equipo que proporciona un mayor grado de protección contra descargas eléctricas, en comparación con el equipo tipo BF, la relación con la corriente de fuga es permisible y dispone una parte aplicable tipo F.

Por último, en la normatividad se definieron ciertos parámetros para el aseguramiento del paciente y el cumplimiento de los estándares de seguridad eléctrica. Los siguientes parámetros son requisitos mínimos que debe tener el equipo para su puesta al mercado: la tensión de red, resistencia a la tierra y corrientes de fuga (la tierra y el paciente).

## Diseño e Implementación

### 3.1. Especificaciones del sistema

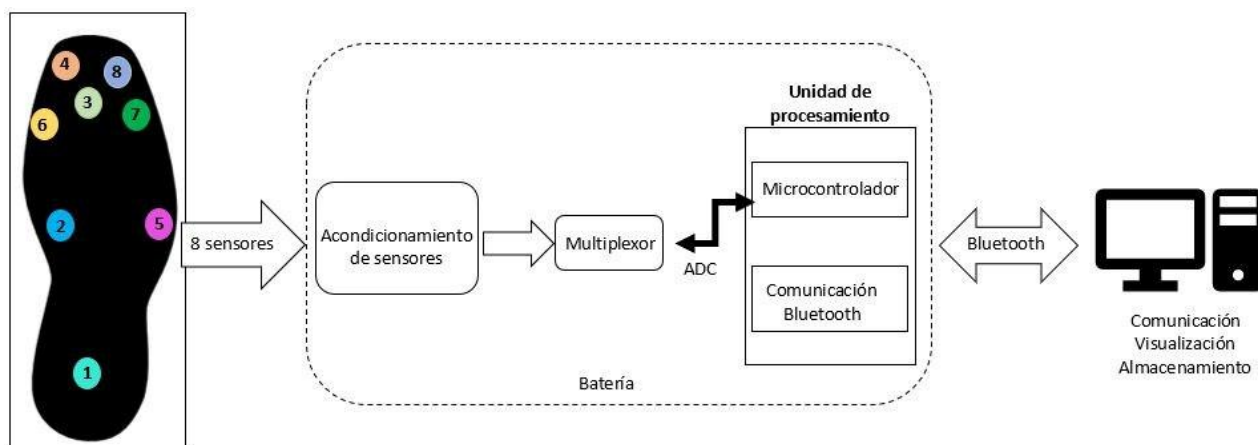
La plantilla instrumentada de medición de presión plantar (SAD-DP) fue diseñado como herramienta de apoyo a especialistas e investigadores en la disciplina biomecánica. Asimismo, posee diversas características de funcionalidad y especificaciones técnicas (ver tabla 3-1), las cuales se exponen a continuación:

1. Almacenamiento de información en archivos de texto (.txt) y Microsoft office excel (.csv), para evaluación en programas como Matlab/ MathWorks®.
2. Visualización gráficas de fuerza en tiempo real.
3. Presentación de un mapa de presiones por colores.
4. Selección individual de sensor a analizar.
5. Portátil: fácil de transportar en cualquier entorno.
6. Comunicación inalámbrica con una aplicación informática.
7. Uso de baterías para aplicaciones ambulatorias.

**Tabla 3-1.:** Especificaciones técnicas

<b>Rango de medida</b>	0 a 13.06 kPa
<b>Sensores</b>	8 sensores de medida por plantilla
<b>Resolución de medida</b>	290 $cm^2$ \ 8 sensores por $cm^2$
<b>Resolución ADC</b>	10bits/3,2mV
<b>Tecnología</b>	Piezorresistivo (Alta precisión y versatilidad)
<b>Frecuencia de muestreo</b>	50Hz
<b>Comunicación</b>	Bluetooth
<b>Máxima distancia desde el PC</b>	10m
<b>Alimentación</b>	Modo de alimentación: Batería tipo lipo, recargable

	3,7V , 6000mAh con carga de baterías en el exterior
--	---



## 3.2. Arquitectura del sistema

La estructura general del sistema se divide en diferentes etapas en las que se integran los sensores, el circuito de acondicionamiento, la unidad de control, el sistema de comunicación inalámbrica, la sincronización y la aplicación informática de visualización. En la figura 3-1 se presenta un esquema de la arquitectura del sistema.

**Figura 3-1.:** Arquitectura del sistema

En las siguientes secciones se describe cada uno de los elementos que conforman el sistema y la funcionalidad que proporcionan.

## 3.3. Diseño Electrónico

### 3.3.1. Selección de sensores

En el diseño del dispositivo desarrollado, una de las especificaciones fijadas para su implementación fue la integración de la tecnología vestible, comúnmente conocida en inglés como *wearable*. De acuerdo con el estado del arte desarrollado en este documento, existen múltiples alternativas en el mercado para la selección del sensor. No obstante, el apropiado análisis de factores como: el parámetro sensado, la distancia de detección, el encapsulamiento, el área de sensado, el rango de medición y el desempeño, juegan un papel importante en la correcta medición de las variables objetivo.

De igual forma, para el desarrollo de este proyecto se evaluó el uso de sensores inductivos y capacitivos por su precisión; sin embargo, estos son afectados por interferencias electromagnéticas y vibraciones, respectivamente. Por el contrario, los sensores piezorresistivos

ofrecen alta precisión, sensibilidad y bajo costo, lo que hace que sean una buena alternativa para su implementación en tecnologías tipo *wearable*. Por último, en el sistema SAD-SP fue utilizado el sensor piezorresistivos (Ref. A301) *Flexiforce™*, *Tekscan*, figura 3-2. Este proporciona características como:

- Alta linealidad y precisión.
- Amplio rango de fuerzas.
- Adaptabilidad a varias superficies.
- Amplia documentación para su empleo.

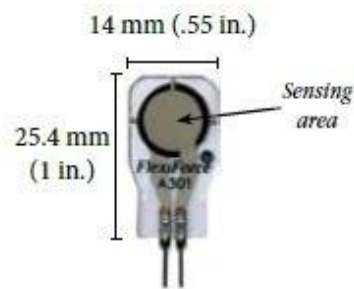


Figura 3-2.: Sensor *Flexiforce™*, *Tekscan*

Las propiedades físicas y el desempeño típico del sensor *flexiforce™*, se mencionan en la tabla 3-2 y 3-3.

Tabla 3-2.: Propiedades físicas sensor *Flexiforce™*

<b>Espesor</b>	0.208 mm (0.008 in.)
<b>Largo</b>	25.4 mm (1 in.)
<b>Ancho</b>	14 mm (0.55 in.)
<b>Área de sensado</b>	9.53 mm diámetro (0.375 in.)
<b>Conector</b>	2-pin tipo macho

## 3 Diseño e Implementación

<b>Sustrato</b>	Poliéster ( Mylar )
<b>Espacio ente pines</b>	2.54 mm (0.1 in.)

En general los sensores *Flexiforce™* ofrecen múltiples ventajas en su aplicación para pruebas y mediciones. Además, actúa como una resistencia de detección de fuerza en un circuito eléctrico ya que, cuando se aplica una fuerza al sensor, dicha resistencia disminuye. Lo anterior simplifica el circuito para monitorear a lo largo del tiempo.

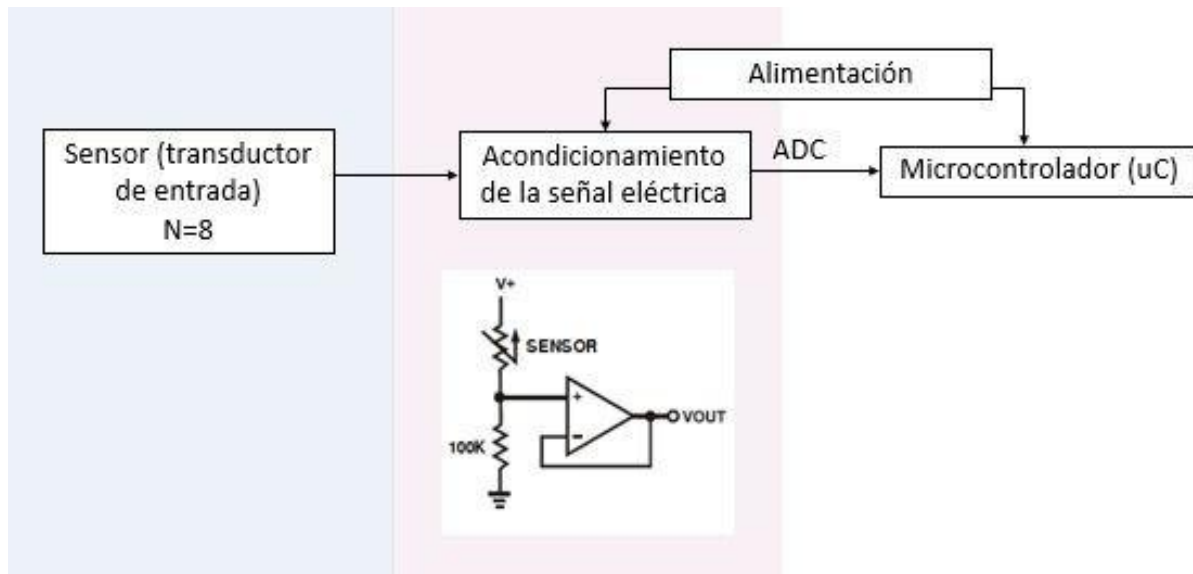
**Tabla 3-3.:** Típico desempeño del sensor *Flexiforce™*

<b>Linealidad (Error)</b>	<±3 %
<b>Repetibilidad</b>	<±2,5 %
<b>Histéresis</b>	<4.5 %
<b>Drift</b>	<5% por escala de tiempo logarítmica
<b>Tiempo respuesta</b>	<5 us
<b>Temperatura de operación</b>	-9°C - 60 °C

### 3.3.2. Acondicionamiento de los sensores

La etapa de acondicionamiento de la señal tiene como objetivo captar la señal del sensor y extraer la información para ser digitalizada en una unidad de control (ver figura 3-3). Para este, se seleccionó un amplificador seguidor no inversor, donde el valor de resistencia calculado permite registrar en un rango de fuerza de 0 a 25/lb, lo cual provee un valor de voltaje proporcional a la fuerza ejercida. Con el acondicionamiento de la señal se logra:

- La protección de los elementos que componen el circuito.
- 
- Obtener un nivel adecuado de la señal ( amplificación ).
- Eliminación o reducción del ruido.
- Manipulación de la señal.

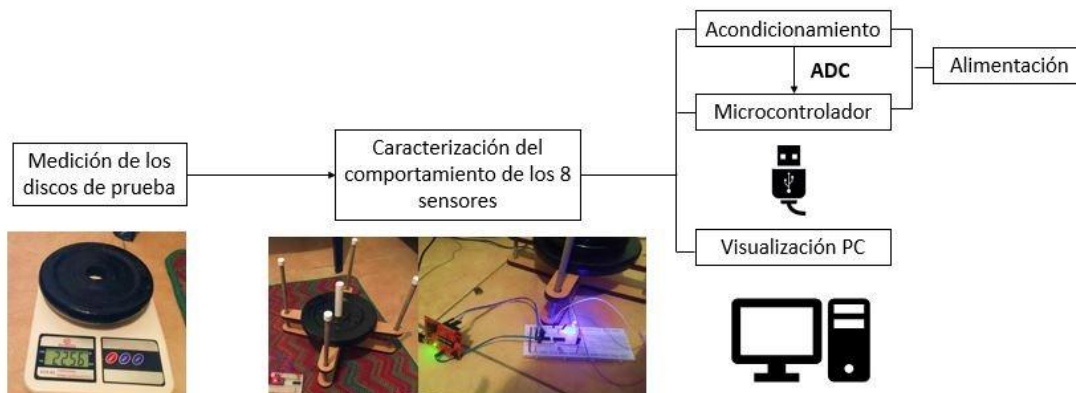


**Figura 3-3.:** Diagrama de acondicionamiento de la señal

De acuerdo con la normatividad IEC 60601-1, los elementos seleccionados para el acondicionamiento de la señal cumplen con los parámetros de seguridad eléctrica establecidos por la misma. Es decir, el amplificador operacional LM324 cuenta con las siguientes ventajas:

- Elimina la doble alimentación.
- Cuenta con (4) amplificadores operacionales en un solo paquete.
- La ganancia de frecuencia unitaria y la intensidad de polarización de entrada (*Input bias current*) están compensadas con la temperatura.
- Bajo consumo de energía, apropiado para funcionar con baterías.
- Alta ganancia en DC (100 dB).
- Consumo de corriente muy bajo (700  $\mu$ A) independiente de la alimentación.
- Gran ancho de banda 1MHz (compensada con la temperatura).

### 3 Diseño e Implementación



#### 3.3.3. Calibración de los sensores *Flexiforce™*

En el desarrollo del sistema de calibración se ejecutaron las etapas mostradas en la figura 3-4. Para esto, se comenzó por la medición del peso de los discos de prueba. Seguido, se realizó la adquisición y acondicionamiento de la señal, al igual que en la sección 3.3.2 donde se ejecutó el mismo proceso. Las rutinas de programación desarrolladas para el microcontrolador son mostradas en el algoritmo 1.

**Figura 3-4.:** Esquema del sistema de calibración

---

#### Algorithm 1 Algoritmo implementación en el microcontrolador

---

- 1: Inicializar variables globales
- 2: Desactivar WatchDogTimer
- 3: main
- 4:    Seleccionar la frecuencia del microcontrolador a 1 MHz
- 5:    Definir pines como entradas y salidas
- 6:    Salidas en bajo
- 7:    Configurar pines para la comunicación serial 8:
- 8:    Configurar el puerto serial:
- 9:    Velocidad: 9600
- 10:   Numero de bits: 8
- 11:   Bit de parada: 1
- 12:   Paridad: No

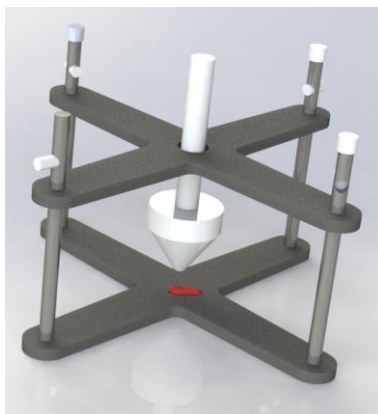


- 13: Habilitar la interrupción del puerto serial
  - 14: Configurar ADC
  - 15: Canal: 3
  - 16: Interrupción: Activada
  - 17: Poner el micro en modo de bajo consumo
  - 18: Interrupción recepción del puerto serial
  - 19: Leer en dato en el puerto
  - 20: **if** dato leído a **then**
  - 21: Iniciar y esperar que termine la conversión 22:  
Enviar el valor obtenido por serial
  - 23: **end if**
  - 24: Volver a modo de bajo consumo
- 

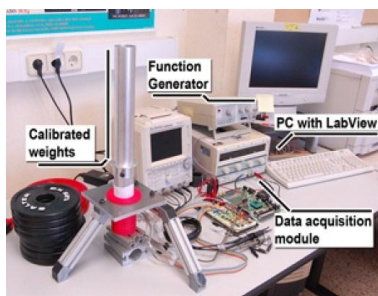
### **Diseño mecánico de la estructura de calibración**

Para la ejecución de la calibración se construyó un sistema mecánico manual basado en el principio del marco de carga de compresión uniaxial, figura 3-6. En este, la carga tiene una combinación de discos de 0 a 25 lb y es colocada sobre la estructura donde está ubicado el sensor que se desea calibrar. El desarrollo de este sistema tiene como objetivo medir la variación de voltaje de la resistencia variable (sensor piezorresistivo) frente a diferentes tipos de cargas estáticas.

En el desarrollo de la prueba se usaron discos de 1.5, 2, 5 y 10 lb para evaluar el comportamiento del sensor a diferentes cargas. El diseño del sistema de calibración esta basado en trabajos como [1],[37], [53], [57]. En el que empleó el principio del ensayo mecánico de compresión sobre el área de sensado del flexiforce. Esto tuvo como objetivo, determinar el rango dinámico del sensor piezorresistivo y la verificación de su comportamiento lineal. La máquina de calibración diseñada esta conformada por cuatro apoyos que forman una cruz



**Figura 3-5.:** Diseño estructura mecánica de calibración



**Figura 3-6.:** Banco de pruebas de carga[57]

para que la carga se pueda distribuir de forma homogénea (ver figura 3-7). Asimismo, esta posee un elemento que soporta la carga y que tiene como área en la parte final  $9,53mm$ . Se seleccionó esta dimensión en relación al área de sensado del flexiforce. Adicionalmente, este fue elaborado con base a la técnica de impresión 3D con el material políácido láctico ( PLA ).

En la figura 3-8 se observa la vista lateral de la máquina de calibración

### **Desarrollo de la aplicación informática para la calibración**

La aplicación informática posee un entorno amigable con el usuario. En esta se efectúan técnicas como regresiones lineales simples. En la figura 3-9 incluye: A. Conexión del sensor *Flexiforce™* al sistema de calibración; B. conexión con el computador; C. revisión del puerto serial (COM); D.

ubicación del sensor; E. ubicación de los discos y la figura 3-10 presenta el entorno final de la aplicación de calibración de los sensores piezorresistivos.

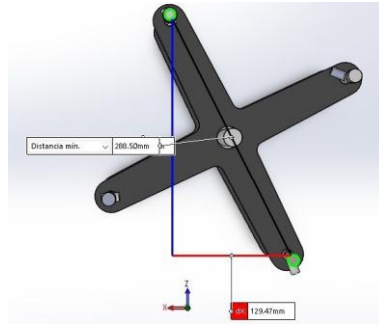


Figura 3-7.: Vista superior sistema de calibración

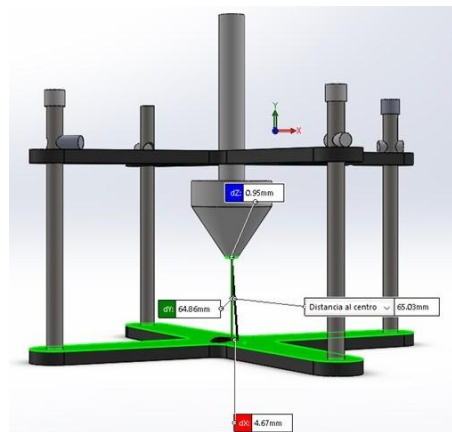


Figura 3-8.: Vista lateral del sistema de calibración

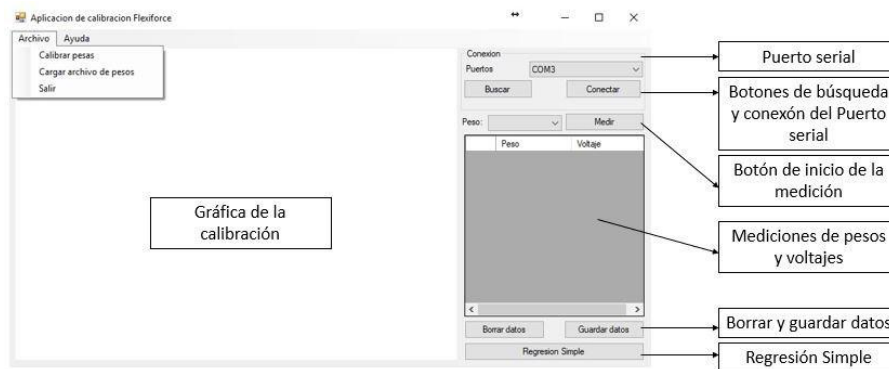
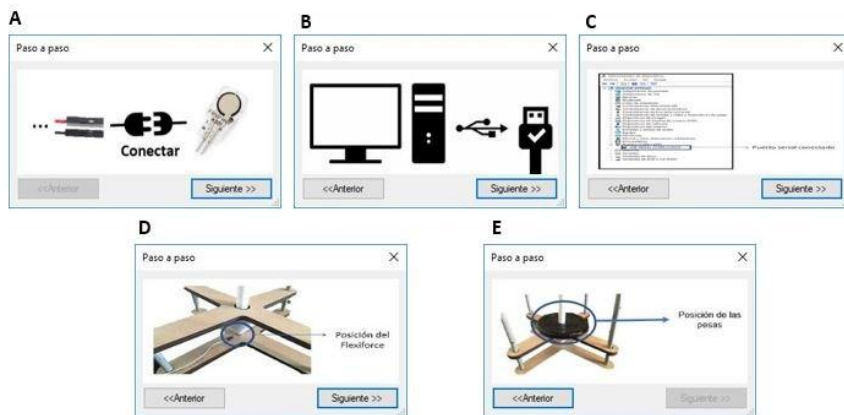


Figura 3-10.: Sistema de caracterización del flexiforce

## 3 Diseño e Implementación

La prueba se efectúa con 20 cargas diferentes en peso (0 a 25 lb) como se muestra en la tabla 3-4 y 10 repeticiones cada una. El peso discos usados en esta prueba fueron verificados en una gramera electrónica marca ICM Ref. ACS-B2, con capacidad máxima de 7kg  $\pm$ 1gr. Por

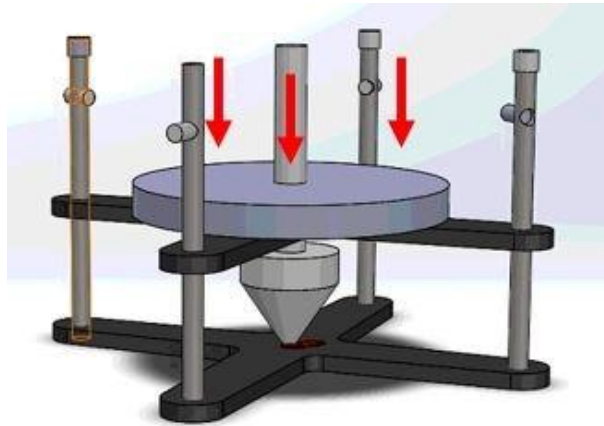


**Figura 3-9.:** Paso a paso de la aplicación informática que caracteriza los sensores

otro lado, en la prueba de calibración colocaron los discos en el sistema como se muestra en la figura 3-11. Es importante resaltar que esta prueba de calibración se empleó para verificar el comportamiento lineal del sensor expresada por el fabricante. Asimismo, se conoce que los sensores flexiforce tienen un error en su medición de  $\pm$ 3% [67].

**Tabla 3-4.:** Combinación de los pesos

<b>Prueba</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>
<b>Peso (gr)</b>	642	1299	1720	2862	2896	5666	657	1735	2877	2911
<b>Prueba</b>	<b>11</b>	<b>12</b>	<b>13</b>	<b>14</b>	<b>15</b>	<b>16</b>	<b>17</b>	<b>18</b>	<b>19</b>	<b>20</b>
<b>Peso (gr)</b>	5681	1078	3298	3332	6102	2220	4474	7244	2254	7278



**Figura 3-11.:** Ubicación de los discos en el sistema de calibración

### Resultados de la calibración del sensor

A partir de las pruebas estáticas para la caracterización del comportamiento de los sensores de fuerza, se obtuvo la figura 3-12 donde se muestran los valores de carga (Kg) y voltaje ( V ). Asimismo en este gráfico, se expone el comportamiento lineal del sensor 4 luego de realizar un protocolo de pruebas. Para determinar la bondad de ajuste del modelo lineal estimado para el conjunto de datos, se empleó la ecuación 3-1. Donde se halló cuanta de la variación total de voltaje se debe al peso. En la tabla 3-5 se muestra el coeficiente de determinación  $R^2$ , el cual refleja la bondad de ajuste. De acuerdo con lo anterior, se puede afirmar que el ajuste lineal del modelo es bueno, ya que los valores de  $R^2$  son cercanos a 1. Finalmente, se puede concluir que el modelo lineal es adecuado para describir la relación que existe entre estas variables.

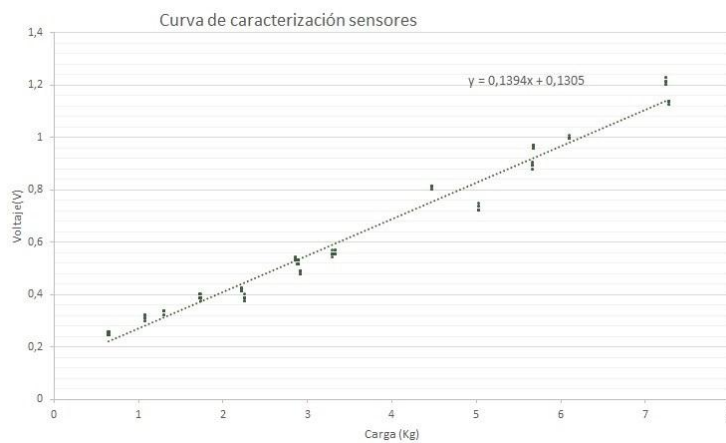
$$R^2 = \frac{\sigma_{XY}^2}{\sigma_X^2 \sigma_Y^2} \quad (3-1)$$

Donde:

$\sigma_{XY}$  es la covarianza de (X,Y ).  $\sigma_X$  es la desviación típica de la variable X.

$\sigma_Y$  es la desviación típica de la variable Y .

### 3 Diseño e Implementación



**Figura 3-12.:** Curva de calibración del sensor 4

#### 3.3.4. Unidad de procesamiento

El sistema de adquisición de fuerzas fue desarrollado con el microcontrolador de 16 bits *MSP430G2553* de la empresa *Texas Instruments*<sup>®</sup>. Este se seleccionó por su de bajo consumo de corriente. Es decir, al trabajar, a una frecuencia de *1MHz*, consume aproximadamente **Tabla 3-5.:** Coeficiente de determinación

Sensor	Coeficiente 1	Coeficiente 2	$R_2$
1	0.1635	0.1479	0.9311
2	0.1495	0.1465	0.9217
3	0.1756	0.2643	0.9264
4	0.1394	0.1305	0.9622
5	0.1338	0.1408	0.9869
6	0.1543	0.1755	0.9543
7	0.1479	0.1318	0.9637
8	0.143	0.1637	0.9561

$230\mu\text{A}$  y en modo de *Standby* se reduce hasta los  $0.5\mu\text{A}$ . Esto permite que el sistema se pueda alimentar mediante una batería y tenga una autonomía 722 horas.

Asimismo, para mejorar el consumo del microcontrolador se redujo el tiempo que está activo. Para ello, se empleó la interrupción por desbordamiento del *TIMER\_A0*, la cual se configuró para

activarse cada 50Hz. Esta frecuencia se estableció gracias a la sincronización de la plantilla con el sistema óptico de captura de movimiento, la cual se configuró con una duración 20ms a un marcador de inicio (LED infrarrojo). De esta forma, cuando el marcador es detectado en el software de la cámara, se da inicio a la captura de movimiento.

Por otro lado, debido a que el microcontrolador cuenta con una cantidad limitada de pines para todas las funciones, se multiplexó las entradas del microcontrolador para cumplir distintas tareas como se observa en la figura 3-13. Por último en el desarrollo de este sistema, se necesitó de los siguientes periféricos: comunicación serial (UART) para enviar y recibir los datos del computador a través de *Bluetooth* y varios conversores análogos digitales(ADC) a una resolución de 10 bits.

En línea con lo anterior, a pesar de que el microcontrolador cuenta con las 8 entradas para el ADC, 2 de estas son usadas por el módulo de comunicación UART. Por esta razón, se usaron seis entradas para la lectura del ADC y las restantes fueron multiplexadas para lectura de los 4 sensores. Asimismo, el multiplexor (Ref. CD4066) fue seleccionado por su frecuencia de conmutación máxima (40MHz). De igual modo, el control de selección del multiplexor se efectuó mediante dos salidas digitales, en un periodo de tiempo de 20ms donde ocurre la primera interrupción hasta el inicio de la siguiente. Finalmente, los datos digitalizados son enviados al PC. En el pseudocódigo 2 se muestra la algoritmia programada para la adquisición y procesamiento de los datos.

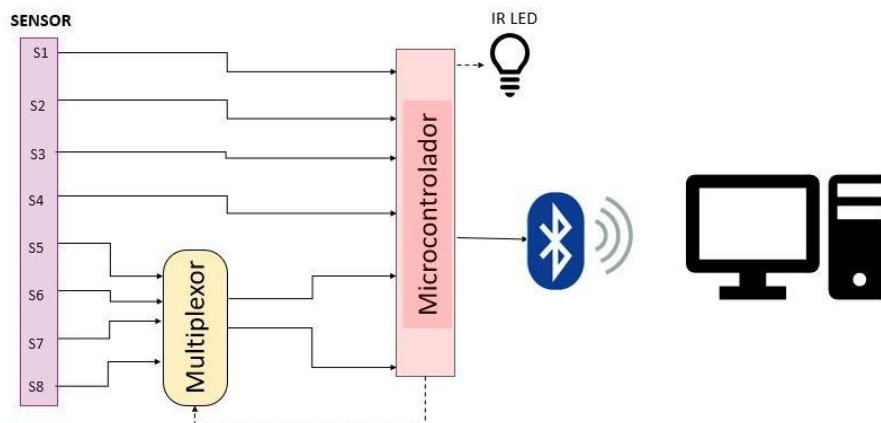


Figura 3-13.: Curva de calibración sensor

### 3 Diseño e Implementación

En el diseño de la unidad de procesamiento se realizó una búsqueda exhaustiva de los componentes electrónicos que ofrecen el menor consumo. Entre los microcontroladores evaluados se encontró que el microcontrolador MSP430G2553 de la empresa Texas Instruments, ofrece el menor consumo de corriente en comparación con algunas gamas de los microcontroladores de la empresa Microchip. Lo anterior genera que el sistema tenga un consumo más bajo y pueda ser alimentado por una batería por más tiempo. Además de esto, al tener un número de 16 bits facilita el desarrollo de operaciones complejas en un menor tiempo. En la tabla 3-6 se muestran las características de los microcontroladores: MSP430G2553, PIC16F877A, PIC18F4550 y DSPIC30F4011 y mediante la misma se concluyó que para el sistema desarrollado la mejor alternativa es el microcontrolador MSP430G2553, ya que ofrece menor consumo en estado activo y *sleep*.

Asimismo, para los componentes que conforman el sistema de acondicionamiento se encontró que el amplificador operacional LM324, ofrece un consumo de corriente de 700 $\mu$ A. Además, este en un solo encapsulado contiene 4 operacionales lo que genera menor cantidad de elementos electrónicos en el circuito y por ende, reduce las dimensiones del sistema. De igual manera, al tener alimentación sencilla entre 3 a 32V, elimina una etapa de regulación de voltaje en el circuito. En la tabla 3-7 se muestra otras dos amplificadores operaciones que fueron descartados debido a su consumo de corriente y el tipo de alimentación con fuente dual.

**Tabla 3-6.:** Comparación de microcontroladores

	MSP430G2553	PIC16F877A	PIC18F4550	DSPIC30F4011
Fabricante	Texas Instruments	Microchip	Microchip	Microchip
Voltajes de operación	3.3V	5V	3V-5V	3 V-5V
Consumo de corriente (Activo)	230 $\mu$ A 1MHz@3.3V	1.6mA 4MHz@5V	0.6mA 1MHz@3V	2.5mA 1 MIPS@3.3V
Consumo de corriente ( <i>Sleep</i> )	0.1 $\mu$ A	10.5 $\mu$ A	2 $\mu$ A	1.5 mA
Número de bits	16	8	8	16
Cantidad	10bit/8ch	10bit/8ch	10bit/13ch	10 bit/9ch



de ADC				
--------	--	--	--	--

**Tabla 3-7.:** Comparación Amplificadores Operacionales

Componente	Alimentación	Cantidad de OpAmp	Consumo de Corriente	CMMR
LM324	Fuente sencilla 3V a 32 V	4	700 $\mu$ A	85
LM741	Fuente Dual $\pm$ 10V a $\pm$ 22 V	1	1.7mA	95
LM358	Fuente sencilla 3V a 32 V	2	500 $\mu$ A	85

### 3.3.5. Comunicación inalámbrica

La comunicación entre el microcontrolador y el computador se transmitió mediante el módulo Bluetooth, ref. HC-05. Este dispositivo se ajustó a las siguientes características:

- Voltaje de alimentación: 3.3 VDC
- Baud rate ajustable: 9600 baudios.
- Corriente de operación: <40 m y en modo sleep <1 mA.
- Sensibilidad típica: -80 dBm.

### 3.3.6. Tarjeta Impresa

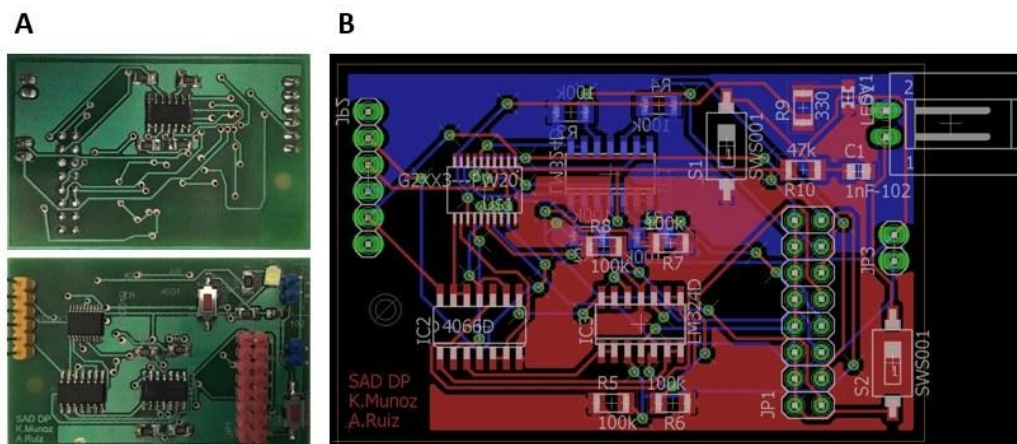
En la construcción mecánica del circuito impreso del sistema SAD-DP, se plantearon las siguientes consideraciones, basadas en la disminución de riesgo de la seguridad eléctrica y la atenuación de los niveles de ruido (ver tabla 3-8).

## 3 Diseño e Implementación

**Tabla 3-8.:** Consideraciones para el desarrollo del circuito impreso. Fuente:[74]

<b>Susceptibilidad Conductiva</b>	
<b>Consideración</b>	<b>Cumplimiento</b>
Diseño mínimo con dos capas	De acuerdo con la normatividad IEC- 60601-1, el sistema fue diseñado con 2 capas.
Conexión a tierra	Se asegura la continuidad, disminución de impedancia en las conexiones de tierra y se reduce el ruido por radiación proveniente de las tarjetas cercanas por medio de un plano de tierra en las dos capas.
Cercanía de los conectores de entrada de señal	Los conectores fueron incluidos en el diseño y fueron soldados directamente en la tarjeta.
<b>Tecnología de montaje superficial</b>	
Resultados, comprobados en prototipo	El prototipo se realizó en <i>protoboard</i> , asegurando el funcionamiento del sistema acoplado de diferentes etapas.
Evitar el número de vías, no utilizar ángulos rectos	Enrutamiento manual y aprovechamiento de opciones ofrecidas por el software de diseño EAGLE.

El diseño en el software EAGLE y el circuito impreso del sistema es mostrado en la figura 3-14.

**Figura 3-14.:** Sistema SAD-DP: A. Circuito Impreso y B. Diseño en el software Eagle

### 3.4 del prototipo

## 3.4. Diseño del prototipo

SAD-DP es un sistema conformado por una plantilla instrumentada (ver figura **3-15**). Esta fue diseñada para medir y analizar las presiones en la planta del pie en condiciones estáticas y dinámicas. Asimismo, SAD-DP es una herramienta tecnológica innovadora que puede ser utilizada en las siguientes áreas de investigación:

1. Análisis biomecánico en estudios estáticos y dinámicos.
2. Estudio y caracterización de la marcha.
3. Medicina deportiva: análisis de la pisada en diferentes deportes.
4. Estudio de las presiones máxima durante la marcha.
5. Exploración del apoyo plantar.

### 3.4.1. Diseño de la plantilla

En el diseño de la plantilla instrumentada se decidió realizar la compra de una plantilla comercial ya que el enfoque de este proyecto es la instrumentación de una plantilla no la elaboración de la misma. De acuerdo con lo anterior, los criterios utilizados en la selección de la plantilla se muestran a continuación:

Peso ligero.

- 
- Tamaño: talla 39.
- Espesor el menor posible.
- Flexible.
- Cómoda.
- Grosor: 5 mm.

En la figura 3-15 se representan los prototipos de plantillas construidos: en A se muestra una primera aproximación del desarrollo de la plantilla. Asimismo, en B, el cableado de los sensores, el cual se realizó con hilo conductor compuesto por acero inoxidable. Finalmente, en C, se observa el prototipo final de la plantilla. Algunos de los inconvenientes presentados en los primeros prototipos de la plantilla fueron la poca comodidad presentada y ausencia de flexibilidad en la misma.

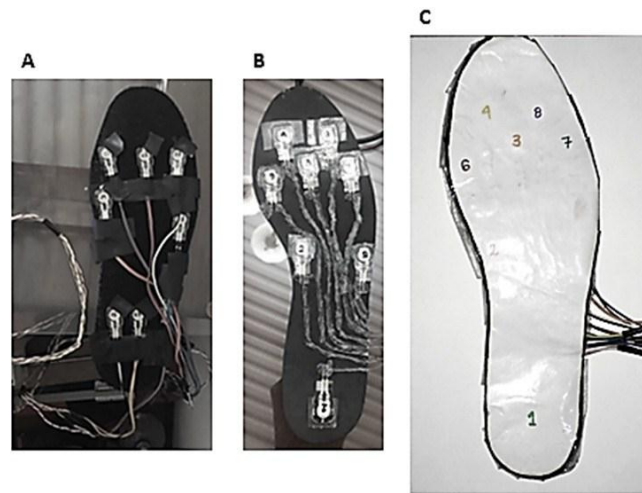


Figura 3-15.: prototipos de plantilla instrumentada

### 3.4.2. Ubicación de los sensores

Los sensores piezorresistivos fueron ubicados siguiendo diversos estudios reportados en la literatura a lo largo de la plantilla como se muestra en la figura 3-16. De acuerdo con los autores [39], cada uno de los 8 sensores fueron ubicados en una superficie con área de  $290\text{cm}^2$ . De igual manera, los sensores fueron situados en las tres zonas anatómicas de presión plantar para facilitar el correcto estudio de las presiones. Por último, el sistema SAD-DP (ver figura 3-16) tiene un peso de 60g, valor poco significativo en comparación al peso del paciente.

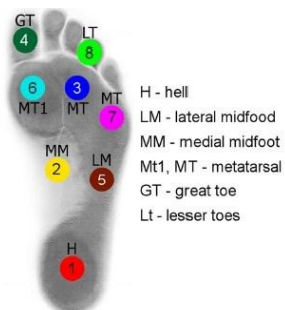


Figura 3-16.: Distribución de los sensores, Fuente [39]

## 3.5. Desarrollo de la aplicación informática

La aplicación informática de escritorio del *sistema SAD-DP* fue diseñada en el entorno de desarrollo integrado *Microsoft Visual Studio*, con un lenguaje de programación C#. La aplicación proporciona al usuario diversas ventajas como:

### 3.5 Desarrollo de la aplicación informática

1. Comunicación con la unidad de procesamiento.
2. Graficación en tiempo real de las presiones plantares.
3. Informe automatizado de las presiones en cada instante de tiempo.
4. Permite exportar los datos a archivo MS (.csv) y archivos de texto-ASCII (.txt).
5. Visualización del mapa de presiones numéricas en la planta del pie.
6. Portabilidad.
7. Compatibilidad con el sistema operativo *Windows- XP, Vista, 7, 8, 10*.
8. Muestra fecha y hora del estudio.

### 3.5.1. Descripción de las ventanas

En la figura **3-17** se muestra el entorno principal de la aplicación informática de escritorio. Como se mencionó con anterioridad, en esta se realiza la visualización de las presiones plantares y el mapa numérico de presiones que permite observar la representación de la magnitud de la fuerza ejercida por medio de una escala colores. Asimismo, la aplicación permite almacenar los datos de las pruebas estáticas o dinámicas del sujeto.

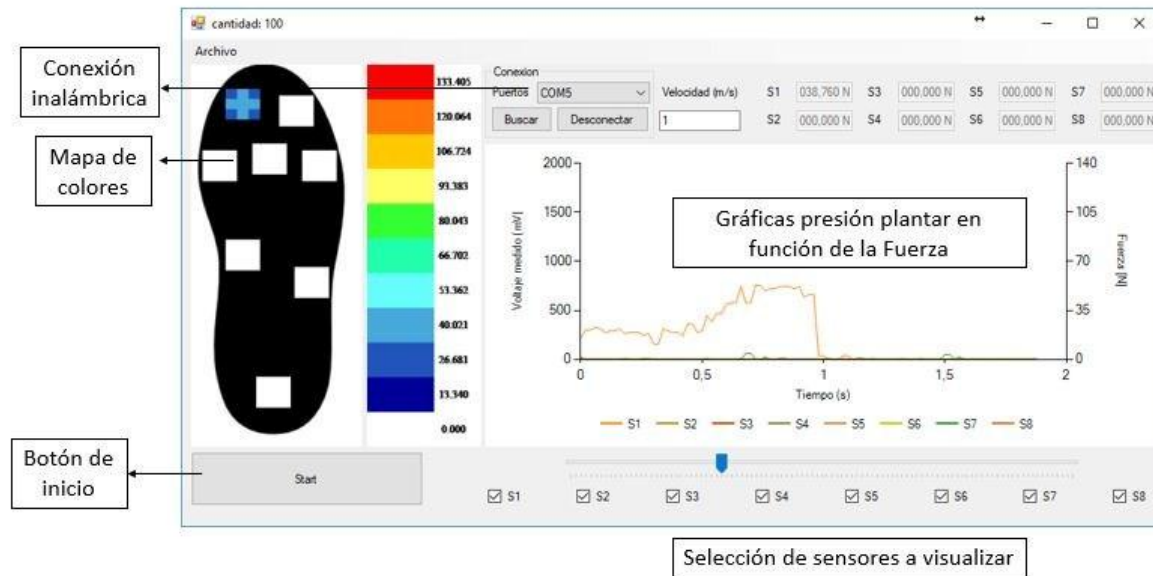


Figura 3-17.: Aplicación informática SAD-DP

### 3.5.2. Almacenamiento de archivos

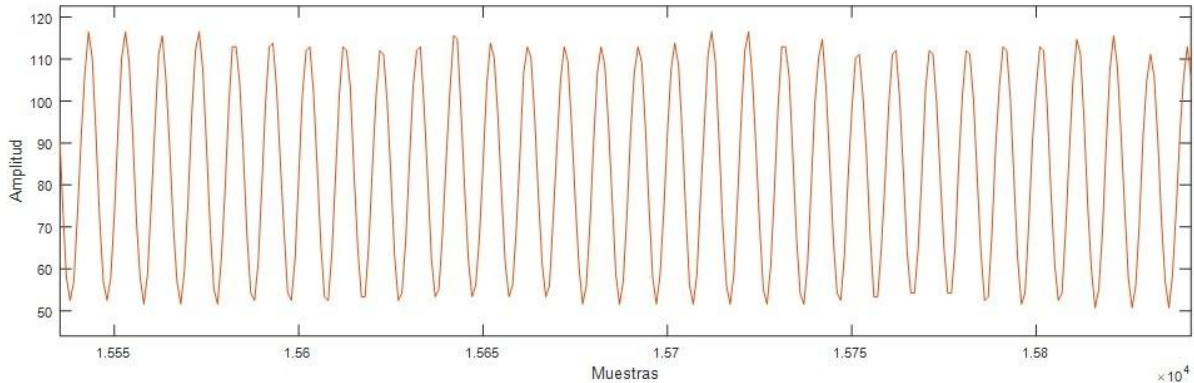
La aplicación del sistema SAD-DP permite exportar los datos a archivo MS (.csv) y archivos de texto- ASCII (.txt). De igual forma, la información contenida en el archivo permite a los investigadores hallar las presiones máximas, visualizar hora y fecha de la ejecución de la prueba. Finalmente, en el archivo se puede observar los datos de presión respecto al tiempo.

## 3.6. Pruebas Experimentales

### 3.6.1. Pruebas de adquisición

Se realizaron diversas pruebas experimentales a nivel de laboratorio. El propósito de este proceso fue evaluar la fiabilidad de la adquisición de las señales con el sistema completo. Para esto, se llevaron a cabo dos pruebas en las que se comparó las señales adquiridas con señales de referencia proporcionada por un generador de señales (Ref. Rigol DG1022/ 20Mhz). Esta consistieron en:

- Pruebas de adquisición. Para verificar la frecuencia de muestreo.
- Pruebas de distorsión. Para verificar la fidelidad de la señal adquirida.



Para la prueba el generador se señales, reemplazó la entrada del sensor para realizar las pruebas de adquisición y, con esto, determinar la frecuencia de muestreo del sistema. De acuerdo con lo anterior, se realizó el proceso de adquisición de una señal sinusoidal de  $V_{pp} = 1V$  (ver figura 3-18) a distintas frecuencias, 1 a 5 Hz, con un *offset* de 1V . Dichas pruebas, se observaron de forma cualitativa en el osciloscopio y cuantitativa en el software Matlab®, mostraron una frecuencia de muestreo de 50Hz.

**Figura 3-18.:** Señal adquirida del generador de onda

### 3.6 Pruebas Experimentales

#### 3.6.2. Pruebas de distorsión armónica total

Al captar la señal se debe identificar qué tan fidedigna es la digitalización de esta. Para ello, con la distorsión armónica total (*Total Harmonic Distortion-THD*), se cuantifica el porcentaje de distorsión de la señal. Este valor se define como la relación entre el valor eficaz del total de las componentes armónicas y el valor eficaz correspondiente a la componente fundamental, ecuación 3-2. Asimismo, el índice de distorsión armónica  $k(THD)$  es usualmente expresado como un porcentaje de la onda fundamental. Es decir,  $k(THD)$  muestra la cantidad de armónicos que el equipo introduce y que no estaban en la señal original. No obstante, para que se presente una correcta digitalización, el índice  $k(THD)$  no debe superar el 1 %.

$$THD_1 = \frac{\sqrt{\sum_{k=2}^{\infty} V_k^2}}{V_1} \quad (3-2)$$

$$k = 10^{20} \cdot 100 \quad (3-3)$$

$$a_k = 20 \cdot \log \left( \frac{V_k}{V_1} \right) \quad (3-4)$$

Donde:

$k$  : número de armónicos.

$V_1$ : valor eficaz de la onda fundamental.

$V_k$ : valor eficaz del armónico  $k$ .

En línea con lo anterior, se realizó la prueba de THD en el software Matlab®, el índice de distorsión armónica total se determina a partir de la frecuencia fundamental y los primeros cinco armónicos usando un periodograma modificado de la misma longitud que la señal de entrada. El periodograma modificado utiliza una ventana de *Kaiser* con  $\beta = 38$  [70]. A continuación, en la tabla 3-9, se muestran los índices THD determinados a partir de las pruebas realizadas con frecuencias de 1 a 5 Hz.

**Tabla 3-9.: Resultados THD**

Frecuencia (Hz)	THD ( % )
Prueba 1 Hz	0.1838
Prueba 2 Hz	0.1727
Prueba 3 Hz	0.4238
Prueba 4 Hz	0.0928
Prueba 5 Hz	0.1369

Al analizar los índices THD, se demostró que ninguno de estos es mayor a 1%. Por lo tanto, se determinó que el sistema muestra una digitalización fidedigna y que el equipo realizado no introduce armónicos a la señal.



---

### 3.6 Pruebas Experimentales

---

**Algorithm 2** Algoritmo plantilla en el microcontrolador

---

```
1: Inicializar variables globales
2: main
3:   Desactivar WatchDogTimer
4:   Seleccionar la frecuencia del microcontrolador a 1 MHz
5:   Definir pines como entradas y salidas
6:   Salidas en bajo
7:   Configurar el Timer para la conversión
8:   Frecuencia:50Hz
9:   Interrupción: Activada
10: Configurar pines para la comunicación serial: 9600baud 8 N 1
11:   Habilitar la interrupción del puerto serial
12:   Configurar ADC
13:   Canal: 0
14:   Interrupción: Activada
15:   rc=1
16:   Habilitar Interrupciones
17: Interrupción del Timer 18: if rc = 1 then
19:   if start == 1 then 20:   Apagar LED de sincronización
21:   end if
22:   Poner en posición A los CD4066
23:   P2OUT = BIT3 + led_sync;
24:   Enviar por serial cabecera de la trama 0xDA, 0xCF
25:   Seleccionar ADC canal n
26:   convertir, almacenar y enviar dato por serial
27:   Poner en posición B los CD4066
28:   Seleccionar ADC canal n
29:   convertir, almacenar y enviar dato por serial
```

---

60 3 Diseño e Implementación

30: Enviar por serial fin de la trama 0x0D, 0 x0A

31: start = 1

32: **end if**

33: Interrupción recepción del puerto serial

34: Leer el dato en el puerto 35: **if** dato leído = sensor **then**

36: rc = 1

37: start = 0

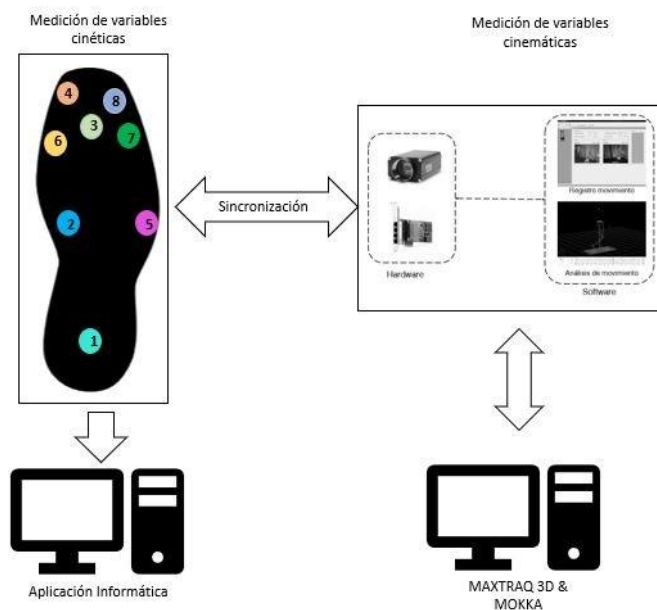
38: Encender LED de sincronización

39: **else if** ( **thendato** leído = A) rc = 0 40: **end if**

---

## 4. Validación y análisis de resultados

La validación del sistema SAD-DP tuvo como propósito, comprobar el correcto funcionamiento del dispositivo desarrollado y evaluar la trazabilidad del sistema en diferentes pruebas de laboratorio. Para esto, se dividió este análisis en tres etapas: 1) la integración de las variables biomecánicas, 2) el protocolo de pruebas, 3) el estudio de los resultados obtenidos. En la última de estas etapas se estudió la visualización de las zonas de presión plantar durante la marcha, el análisis cinético de la presión plantar en marcha normal y la comparación de parámetros de la marcha.



**Figura 4-1.:** Integración del sistema desarrollado de medición de información cinética (presión plantar) con el laboratorio de captura y análisis de movimiento

### 4.1. Integración de variables biomecánicas

En el estado del arte, sección 1.1.4, se hizo referencia a los sistemas comerciales existentes para la valoración funcional de las variables biomecánicas. En este, se evidenció la búsqueda exhaustiva de alternativas de diseño para la adquisición de las fuerzas que actúan sobre el cuerpo humano. Asimismo, se mostró la necesidad que existe en cuanto a la integración de

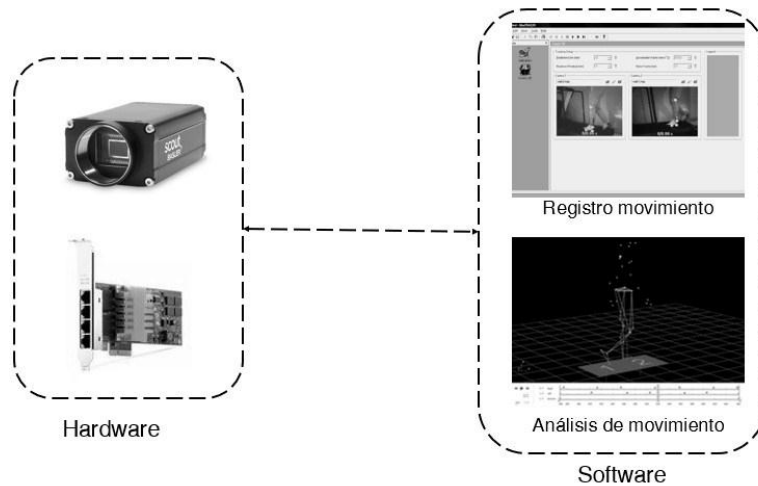
#### 4.1 Integración de variables biomecánicas

este con sistemas de captura de parámetros cinemáticos. De acuerdo con lo anterior, en el proyecto mencionado a lo largo de este documento, se realizó el prototipo de un sistema electrónico para la adquisición de presión plantar y el análisis de los miembros inferiores a partir

de información biomecánica. En este, fueron adquiridas las fuerzas que actúan a lo largo del pie durante la marcha. Para su validación se empleó el sistema de captura óptico de movimiento, perteneciente a la Universidad Antonio Nariño, en cual se verificó el correcto desempeño del sistema desarrollado. En las siguientes secciones se describirá la integración del sistema de medición de parámetros cinemáticos de la marcha y el sistema SAD-DP.

### 4.1.1. Medición de variables cinemáticas

El análisis del movilidad humana se realiza a partir de técnicas cinemáticas. Esta técnica se ocupa de la descripción del movimiento, exceptuando las causas que lo hayan producido [30]. Actualmente, existen diversos dispositivos electrónicos que permiten el análisis de movimiento. En el proyecto de investigación desarrollado, se usó el sistema de captura de movimiento, implementado en la universidad Antonio Nariño - Sede Circunvalar, para el registro de la posiciones de las articulaciones en el espacio. En la figura 4-2, se muestra un esquema de los componentes que conforman el *hardware* y el *software* del laboratorio de captura óptico de movimiento.



**Figura 4-2.:** Componentes que conforman el laboratorio de captura y análisis de movimiento

Los Dispositivos que componen el *software* y el *hardware* del sistema son mostrados en las tablas 4-1 y 4-2.

**Tabla 4-1.:** *Software empleado en el análisis cinemático*

Software	Características
----------	-----------------

MaxTRAQ 3D	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Tipo de seguimiento: Automático o manual</li> <li>- # de cámaras: 4</li> <li>- # de marcadores: 99 - Tipo de marcador: pasivo o activo</li> </ul>
Mokka (Motion kinematic and kynetic Analyzer)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Formatos: XMOVE, MDF, Delsys EMG, CLB</li> <li>- Dibuja datos cíclicos en un carácter</li> <li>- Incluye un filtro análogo Butterworth - Suaviza las señales analógicas</li> <li>- <i>Open Source</i></li> <li>- Permite escalar los objetos en diferentes sistemas de medida</li> </ul>

**Tabla 4-2.:** Dispositivos de *hardware* del sistema de captura óptico

Equipo	Cantidad	Características
Cámaras Basler Gige Scout Series SCA64070gc	3	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Interface: GigE.</li> <li>- Formato de video: Mono 8, RGB 8 Packed, YUV 4:2:2, (YUYV) Packed, YUV 4:2:2 Packed, Bayer BG 12p (Bayer BG 12 Packed), Bayer BG 16 y Bayer BG 8.</li> <li>- Profundidad de bits de píxeles: 12 bits.</li> <li>- Sincronización: software trigger y hardware trigger.</li> <li>- Control de exposición: programable a través de la cámara API.</li> <li>- Entradas digitales: 2.</li> <li>- Salidas digitales:4.</li> <li>- Alimentación: 12 - 24 VDC.</li> <li>- Consumo de potencia: 3 W.</li> </ul>
Tarjeta de adquisición de National Instruments NI PCIe-8235	1	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Sistema Operativo: Windows.</li> <li>- IEEE Standard 802.3z, topología de la red: 1000 Base-T.</li> <li>- Temperatura de operación: 0 to 55 °C.</li> <li>- Conector: RJ45.</li> </ul>

La posición del miembro inferior en el espacio se adquirió mediante dos cámaras de alta velocidad, en las que se registró el movimiento. Para el empleo de las cámaras, se configuró diversos parámetros como la distancia y área de trabajo para capturar los movimientos

#### 4.1 Integración de variables biomecánicas

miembro inferior en el plano sagital. A continuación se describirá la configuración del laboratorio de marcha y el protocolo para adquirir el movimiento de un individuo.

### 4.1.2. Configuración del laboratorio de marcha

A través de los años, investigadores en el área de la biomecánica han encontrado que el registro de los movimientos de las articulaciones es de suma importancia para la detección de alteraciones en las mismas. Por esto, se han diseñado diferentes alternativas para la captura del movimiento del miembro inferior del cuerpo. Un ejemplo de esto, es el empleo de sistemas conformados por cámaras de alta velocidad que identifican de las posiciones de las articulaciones en cada instante de tiempo. Para que las posiciones sean detectadas, sistemas como el mencionado, se usan marcadores como referencia, estos son posicionados a lo largo de la articulación que se desea analizar. Programas informáticos como *MaxTRAQ*

*3D*, permiten la captura de imágenes sucesivas y la detección automática de marcadores respecto al tiempo. En la figura 4-3 se muestra el entorno gráfico del *software*.

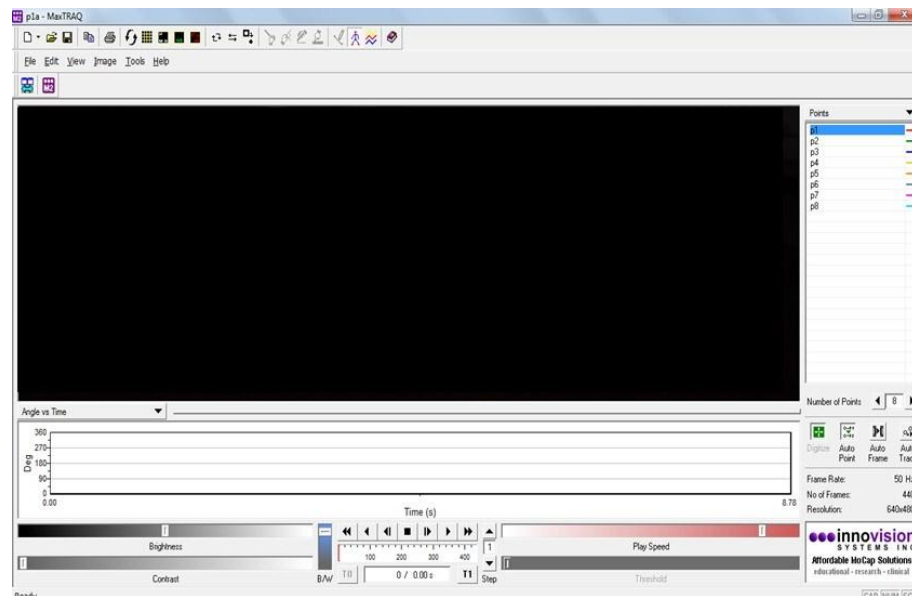


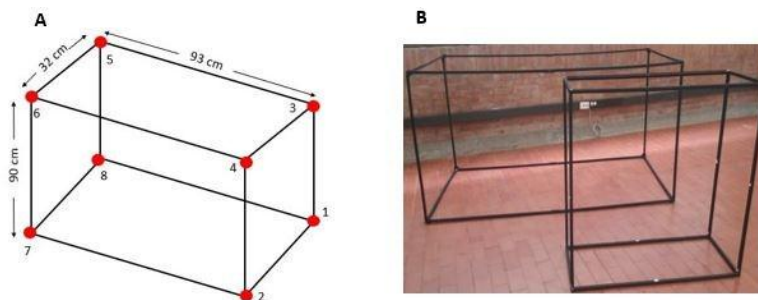
Figura 4-3.: Captura de movimiento mediante el programa MaxTRAQ [5]

### Calibración de las cámaras

La calibración de los sistemas como el de captura óptico de movimiento, se realiza mediante parámetros especificados por el fabricante. Estos parámetros aseguran la correcta adquisición de las imágenes y previene errores en el procesamiento de los datos. Estos sistemas requieren tres tipos de calibración: alineación de las cámaras de forma manual, calibración dinámica y geométrica del volumen de muestreo [77]. Para lo anterior, se establece como referencia un cubo con volumen conocido, y a este se le ubican unos marcadores pasivos. Esto tiene como fin, verificar que las

cámaras estén identificando el total de marcadores, ubicados en el volumen mencionado y no se estén realizando falsas capturas. En la figura 4-4, en A, la ubicación de los marcadores en color rojo y las medidas del cubo de referencia. En B, se muestra la estructura realizada por el grupo de Bioingeniería.

En el programa MaxTRAQ 3D (*Innovasion SYSTEM INC*) se realizó la calibración del sistema y la captura del movimiento del miembro inferior. A través de la hipótesis del modelo de *Pin Hole* de las cámaras, en el que se describe una relación matemática entre el impacto de un rayo de luz sobre un objeto en la escena y centro óptico [47]. En este se determinaron parámetros como la distancia focal y el centro óptico que permitió establecer de forma automática la ubicación espacial del conjunto de cámaras.



**Figura 4-4.:** Configuración del área de trabajo.

## 4.2. Protocolo de pruebas

### 4.2.1. Descripción

Con el protocolo de medición se buscó identificar las zonas de presión plantar durante la marcha, a partir de la información de los sensores de fuerza instrumentados en la plantilla diseñada. El anterior análisis se comparó con el estudio [63]. Asimismo, se realizó un análisis cinético de la presión plantar de la marcha mediante el estudio [48]. Finalmente, se contrastó el estudio [45] con los parámetros cinéticos y cinemáticos de la marcha adquiridos mediante el sistema desarrollado. Lo anterior tiene como fin, relacionar la información cinética adquirida de la plantilla (fuerza aplicada en los 8 sensores) y cinemática que se obtuvo del sistema óptico de captura de movimiento.

### Objetivo del protocolo de pruebas

En el protocolo de pruebas se definieron los siguientes objetivos para la verificación del correcto funcionamiento del sistema diseñado.

---

## Protocolo de pruebas

### 1. Objetivo general:

Desarrollar un protocolo de medición de variables cinéticas y cinemáticas en la marcha que permita verificar el correcto funcionamiento del sistema de valoración funcional a nivel del miembro inferior.

### 2. Objetivos específicos:

- a) Elaborar de una ruta de trabajo para el desarrollo de la experimentación.
- b) Caracterizar la variabilidad en las regiones de presión plantar.
- c) Relacionar información cinética y cinemática de la marcha a una velocidad de 3.6 Km/h.

## Alcance

Para la verificación del sistema (SAD-DP), es de suma importancia garantizar la repetibilidad y la reproducibilidad del sistema de valoración funcional, bajo condiciones controladas como las características físicas de los sujetos y la velocidad que se realiza la experimentación.

## Aspectos relacionados con el protocolo

Con el protocolo se determinará si el sistema de medición desarrollado, cumple con todas las características recomendadas en la valoración funcional del miembro inferior dadas por expertos en el área. Además, se evaluará la variabilidad total del sistema y con esto, se definirá la confiabilidad del mismo. Entre los aspectos a analizar se relacionarán las fuentes potenciales de variación del sistema como: procedimientos utilizados, *software* y *hardware* del equipo y características de antropometría de los sujetos.

## Resumen de indicaciones

Para el correcto desarrollo de la experimentación con el sistema SAD-DP se deben tener en cuenta las siguientes requerimientos:

### ■Características del individuo:

- Peso del sujeto: no mayor a 90Kg.



- 
- Talla de Zapato entre 39 a 41 (talla latinoamericana).
  - El sujeto no debe tener ningún tipo de alteración en su marcha proveniente de deficiencias motoras o cognitivas.
  - El sujeto deber mayor de edad (mayor o igual a 18 años de edad)

### **Marco normativo del protocolo de pruebas**

El protocolo se acoge a la Ley 3/2001, de 28 de mayo reguladora del consentimiento informado y la historia clínica de los pacientes. A continuación, se describen algunas partes de la misma, la cual rigen el estudio:

*Artículo 1. Objeto. La presente ley tiene por objeto regular el consentimiento informado de los pacientes, así como su historia clínica, garantizando el acceso de aquéllos a la información contenida en la misma.*

*Artículo 3. Definición. A los efectos de la presente ley, se entiende por consentimiento informado el prestado libre y voluntariamente por el afectado para toda actuación en el ámbito de su salud y una vez que, recibida la información adecuada, hubiera valorado las opciones propias del caso.*

*Artículo 5. Instrucciones previas. Por el documento de instrucciones previas, una persona mayor de edad, capaz y libre, manifiesta anticipadamente su voluntad.*

Para el desarrollo de la experimentación se deberá firmar consentimiento informado donde se explicará cada de una de las fases del estudio y como se protegerá la información dada por el sujeto. Con este, la persona que realizará el estudio dará una plena autorización para el tratamiento de sus datos de forma anónima. Por ende, se asegurará al sujeto que no se violará ninguno de sus derechos. Asimismo, el sujeto puede retirarse en cualquier momento de la prueba si se siente afectado por alguna de las pruebas que se estén realizando. **Metodología del protocolo de pruebas**

En el protocolo de pruebas se fijó la siguiente metodología:

#### 1. Fase preparatoria

##### a) Conformación del grupo

Los sujetos que formaran el grupo deben ser hombres o mujeres con un peso no mayor a 90Kg y con una talla de zapatos entre 39 a 41 cm, que declaren de forma voluntaria no tener ningún tipo de alteración en la marcha.

##### b) Declaración del conflicto de intereses:

---

firmará de manera voluntaria el consentimiento (sección 4.2.2) informado en el cual se declarará no tener ningún tipo de restricción médica que no le permita llevar a cabo el estudio.

c) Definición y alcance de los objetivos.

Para definir el alcance y los objetivos del protocolo, con base a la identificación de puntos críticos en el desarrollo del estudio del sistema de valoración funcional

#### 4.2 Protocolo de pruebas

en los miembros inferiores, se obtendrá como resultado el siguiente alcance para desarrollar un protocolo de medición orientado a determinar la confiabilidad del sistema. Para esto se excluyen de manera previa, los sujetos que hayan declarado de forma voluntaria algún tipo de alteración en su marcha o en alguna de sus extremidades inferiores.

#### 2. Fase de elaboración: se siguen los siguientes pasos para su ejecución.

- a) Se considera que para el estudio de la presión plantar el pie debe ser dividido en 8 regiones como mencionan los autores [39].
- b) Para la homogeneidad de la prueba se empleará las mismas características del calzado, es decir el zapato debe contar con una suela plana y la capacidad de amortiguación debe ser la misma, ya que al reducir el área de contacto con la superficie la distribución de fuerzas varía de acuerdo a la altura del tacón del zapato, como se muestra en el artículo [64].
- c) Para el análisis de distribución de las fuerzas debe tomarse el peso de la persona, esto con el fin de interpolar los resultados. En esta validación, el peso no sea un factor relevante en el análisis de la máxima presión ejercida en las regiones de la planta del pie. [78].
- d) En el estudio deben ajustarse el valor de velocidad de marcha de 3.6 Km/h. Se parte desde el hecho que la marcha en una caminadora eléctrica es ideal a velocidad constante y no existe diferencia en el análisis mecánico de la marcha en distintos suelos. Al igual como lo definieron los autores [35].
- e) Se debe sujetar la plantilla al sujeto, en este caso debe sujetarse con velcro los cables a la altura del tobillo, como paso siguiente debe cerciorarse que el sistema no interfiera con el movimiento habitual de marcha del sujeto.

- f) Para la captura de los datos se debe ejecutar la aplicación y guardar los datos, para su posterior análisis *offline*. Se debe verificar que la comunicación se haya realizado de manera inalámbrica.

### Selección de la ubicación de los marcadores en el miembro inferior

Para la captura del movimiento es necesario establecer la ubicación de los marcadores en la estructura anatómica a estudiar. De acuerdo con esto, protocolos como el de *Helen Hayes* [20], usan el modelo biomecánico de [23], para establecer ubicación de anatómica de los marcadores en el cuerpo humano (ver figura 4-5). En este proyecto se empleó el protocolo mencionado para la ubicación de los marcadores lumínicos sobre el miembro inferior (ver figura 4-6). Es importante mencionar que condiciones lumínicas permiten optimizar el proceso de captura[3].

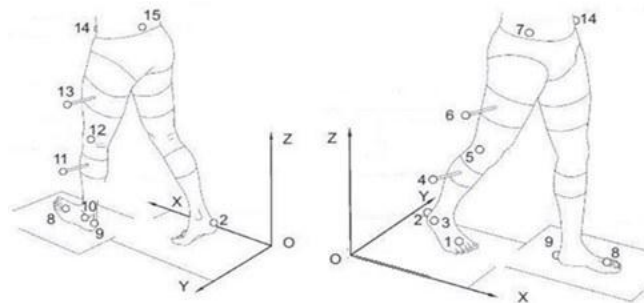


Figura 4-5.: Protocolo Helen Hayes



Figura 4-6.: Ubicación de los marcadores sobre el miembro inferior

### Captura del movimiento

---

Como se mencionó con anterioridad, en el software MAXTRAQ 3D se calibraron las cámaras de captura de movimiento. Asimismo, se definió una frecuencia de muestro en la adquisición de 50Hz. Luego de esto, se adquirió el movimiento efectuado por el miembro inferior, cuando un individuo se está desplazando sobre una banda caminadora eléctrica a una velocidad normal de marcha.

Posteriormente a la digitalización de las imágenes, se exportaron los datos de la posición espacial de cada marcador durante el transcurso de la prueba, al *software* Mokka ( motion kinematic & kinetic analyzer). En este se visualizó el comportamiento de los segmentos anatómicos y se realizó una reconstrucción 2D automática del movimiento. Cabe resaltar que el miembro inferior fue analizado por medio de dos cámaras es decir, el estudio se ejecutó a partir del análisis del movimiento en el plano sagital del cuerpo humano. Finalmente, se extrajo la información del *software* para luego ser procesada analíticamente en el Matlab®.

#### 4.3 Análisis de datos cinemáticos

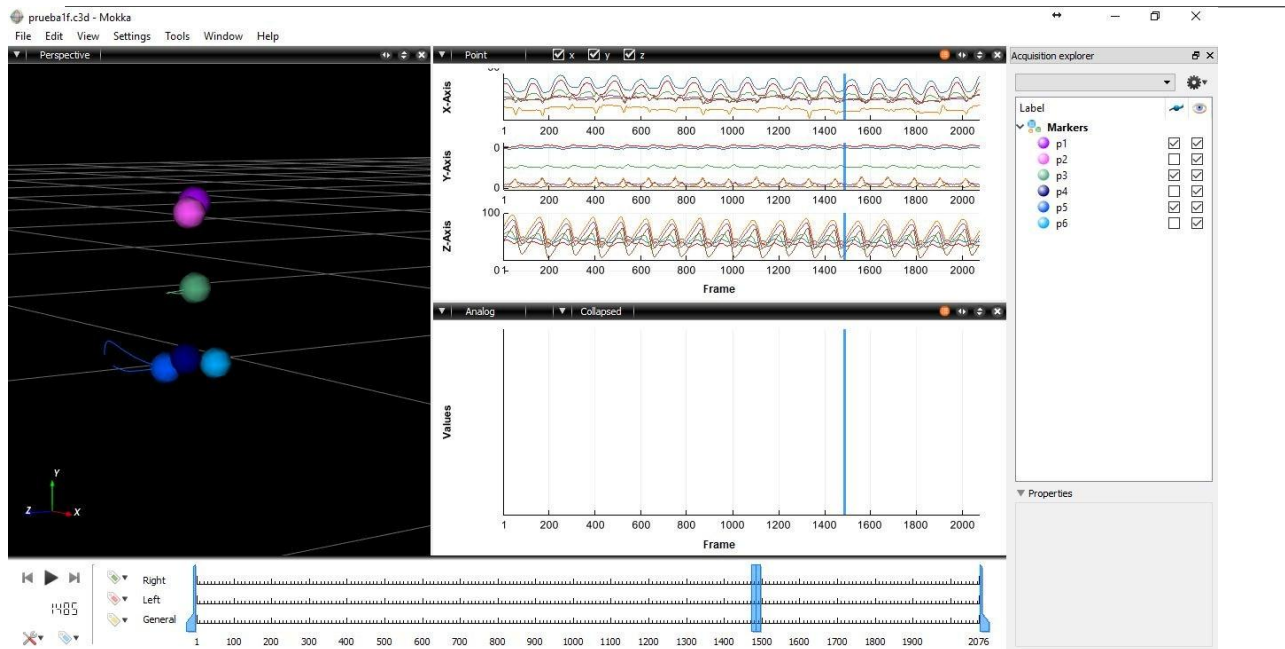
##### 4.2.2. Consentimiento Informado

En el anexo A se muestra el consentimiento informado donde se garantiza que el sujeto ha expresado voluntariamente su intención de participar en la investigación.

### 4.3. Análisis de datos cinemáticos

#### 4.3.1. Descripción

Como se mencionó en la sección 4.2.1, el *software* Mokka fue utilizado para la visualización de los marcadores obtenidos a partir de la captura del movimiento. En este se verificó las trayectorias de las articulaciones que conforman el miembro inferior. En la figura **4-7** se muestra, en diferentes colores, la posición (x,y,z) de los marcadores en el espacio y la gráficas de cada uno de estos respecto al número de muestras adquiridas. Posteriormente, en Mokka se exportó la información de cada marcador al programa Matlab ® para su procesamiento.



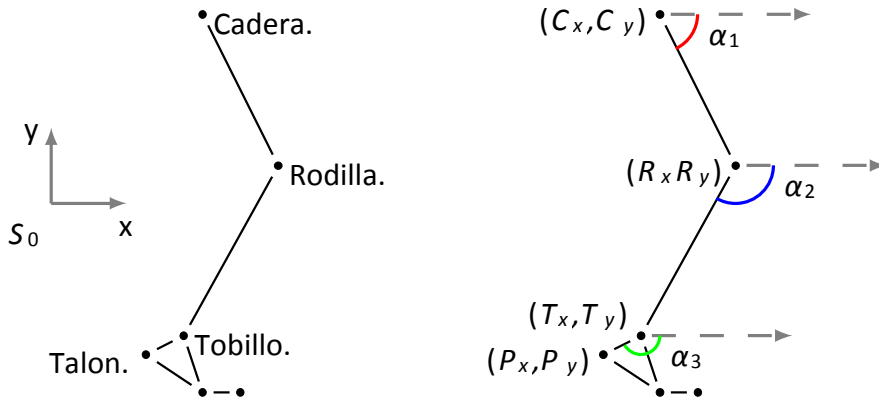
**Figura 4-7.:** Representación de los marcadores en el software Mokka-*Motion Kinematic & Kinetic Analyzer*

### 4.3.2. Preprocesamiento de las señales

Para el análisis de las patrones de cinéticos del sistema desarrollado, se realizó la sincronización con el sistema de captura óptico de movimiento. Para esto fue necesario utilizar un LED que duró encendido 20ms. Este indicó el momento de inicio de la digitalización de las señales. Luego en el procesamiento el sistema cinemático tomó como referencia la señal lumínica mencionada para la selección de los datos de interés.

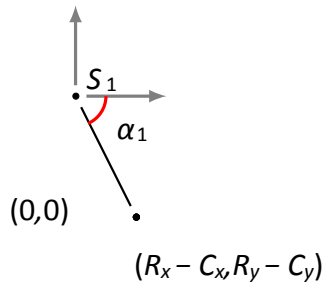
### 4.3.3. Análisis geométrico para la obtención de los ángulos del miembro inferior en Matlab<sup>®</sup>

A partir de los datos adquiridos por el programa Mokka - *Motion Kinematic & Kinetic Analyzer*, se obtienen las coordenadas  $(x,y,z)$  de los marcadores respecto a un sistema de referencia  $S_0$ . Debido a que el estudio se analizará el miembro inferior en el plano sagital, solo se hará uso de las coordenadas  $(x,y)$  sobre cada articulación, como se observa en la figura 4-8.



**Figura 4-8.:** Representación de los ángulos de cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital.

Con el fin de calcular los valores de ángulos de las articulaciones en cada muestra y compararlos con las gráficas obtenidas de la literatura. Se separan los segmentos del miembro inferior por cada uno de los ángulos  $\alpha_1, \alpha_2$  y  $\alpha_3$ . Para el primer ángulo se ubica un sistema de referencia en  $(C_x, C_y)$  y se trasladan acorde los demás puntos como se observa en la siguiente figura 4-9. Con estos valores se calcula el ángulo  $\alpha_1$  en cada instante de tiempo utilizando la ecuación 4-1.

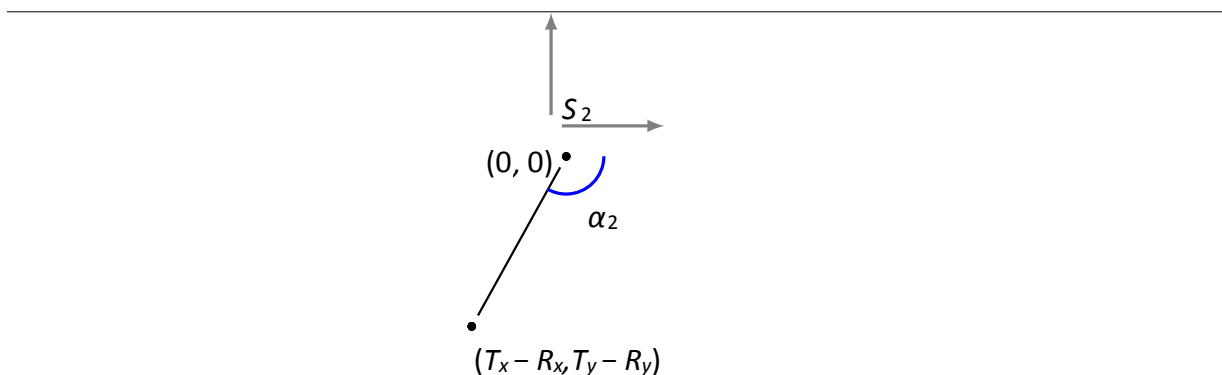


**Figura 4-9.:** Ángulo de la cadera en el sistema de coordenadas

### 4.3 Análisis de datos cinemáticos $R^{-1}$

$$\alpha_1 = \tan^{-1} \frac{y - C_y}{R_x - C_x} \quad (4-1)$$

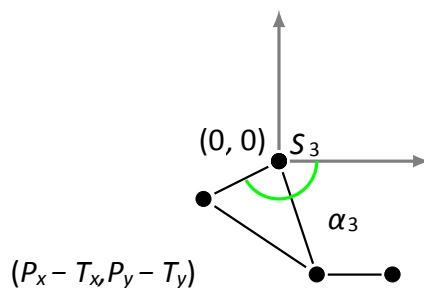
Del mismo modo para el ángulo de la rodilla ( $\alpha_2$ ) se realiza el cambio de sistema de referencia a  $S_2$ , como se observa en la figura 4-10, y utilizando la ecuación 4-2 se calcula el valor de  $\alpha_2$ .



**Figura 4-10.:** Ángulo de la rodilla en el sistema de coordenadas  $-1y - R_y$

$$\alpha_2 = \tan^{-1} \frac{T_y - R_y}{T_x - R_x} \quad (4-2)$$

Finalmente, para obtener el valor del ángulo del tobillo, se toma los marcadores ubicados en el tobillo y talón. La ubicación del sistema de coordenadas  $S_3$ , se observa en la figura 4-11. Para el cálculo del ángulo  $\alpha_3$  se realiza el mismo procedimiento descrito anteriormente y se emplea la ecuación 4-3.

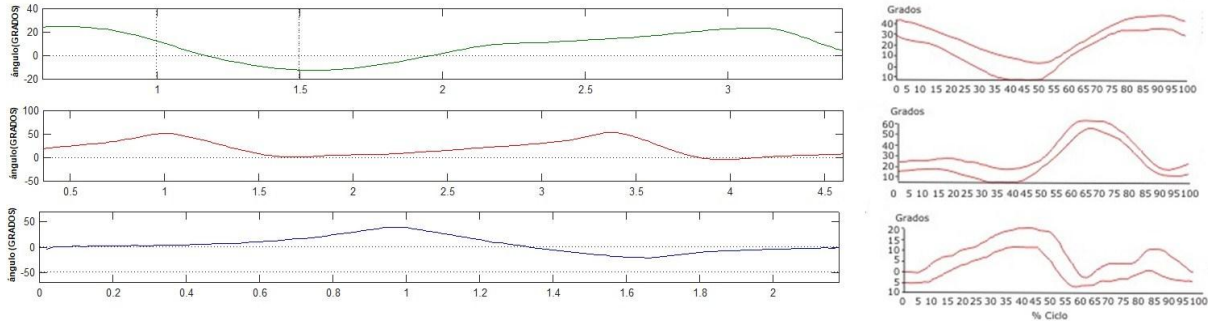


**Figura 4-11.:** Ángulo de la tobillo en el sistema de coordenadas

$$\alpha_3 = \tan^{-1} \frac{P_y - T_y}{P_x - T_x} \quad (4-3)$$

A partir del modelo matemático que se desarrolló con anterioridad, se halló el comportamiento cinemático de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo, como se muestra en la figura 4-12.

En esta gráfica se mostró el patrón de la marcha obtenido a partir de los análisis obtenidos de Matlab y los autores [55], en la imagen derecha e izquierda, respectivamente.



**Figura 4-12.:** Representación de los ángulos absolutos de la cadera, rodilla y tobillo

De acuerdo con lo anterior, se demostró que los arcos de movimiento de las articulaciones, siguieron los lineamientos mostrados en la sección 2.1, donde se presentó el análisis biomecánico del miembro inferior. Asimismo, en [58] se hace referencia a los valores cinemáticos de las articulaciones del miembro inferior durante la zancada. En las tabla 4-3 se muestra los valores obtenidos que validan los resultados obtenidos en este estudio cinemático.

**Tabla 4-3.:** Arcos de movimiento del cadera, rodilla y tobillo en una zancada, Fuente:[58]

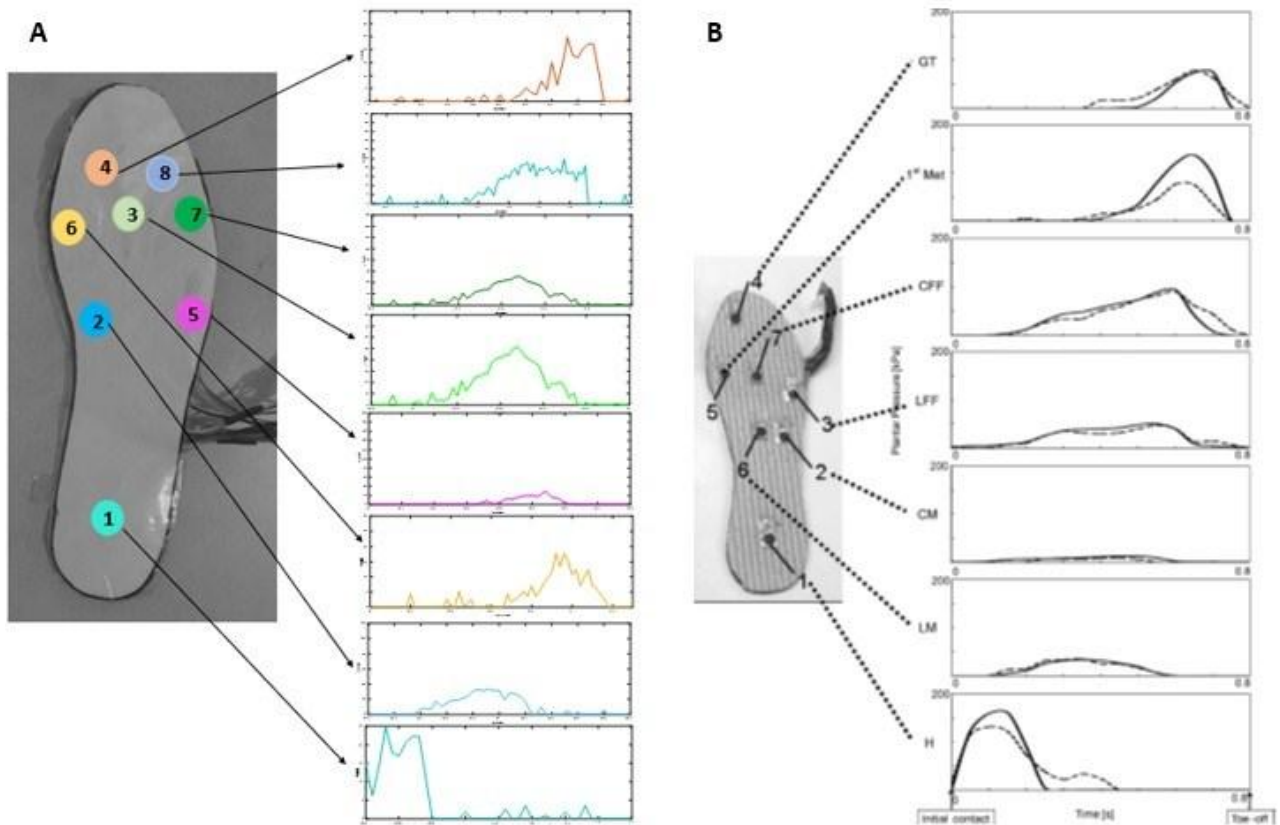
Cadera		Rodilla	Tobillo		
Movimiento	Intervalo		Movimiento	Intervalo	Movimiento Intervalo
Flexión 30°	0%	Flexión hasta 18°	0 - 15%	Flexión Plantar hasta 7°	0- 7 %
Extensión 10°	50%	Extensión hasta 5°	10 - 40%	Flexión dorsal hasta 10°	7 - 48 %
Flexión 35°	85%	Flexión hasta 65°	40- 70%	Flexión plantar hasta 20°	48 - 62 %
		Extensión hasta 2°	70 - 97%	Flexión dorsal hasta 0°	62 - 100 %

## 4.4. Resultados Obtenidos

### 4.4.1. Visualización de zonas de presión plantar durante la marcha

La validación del sistema se verificó mediante la información de presión plantar adquirida durante la marcha, para esto se ejecutó el protocolo mencionado con anterioridad. Se le pidió a un individuo con un peso de 83Kg, desplazarse sobre una caminadora eléctrica a una velocidad moderada de 3,6Km/h la cual es controlada por la máquina. Durante el experimento, los cambios de presión plantar fueron registrados por un tiempo de 40 segundos. Los patrones obtenidos durante la prueba, fueron contrastados con los valores reportados en el estudio





[63]. En el estudio mencionado, las mediciones se realizaron en dos individuos cuyo peso fue de 84Kg y 45Kg, respectivamente. En la figura 4-13 se muestran las curvas obtenidas de los patrones de presión medidos; en A el sistema SAD-DP y B el sistema desarrollado en el estudio mencionado. Cabe aclarar que en ambos casos, el eje vertical representa la presión plantar y el eje horizontal refleja el tiempo.

Como se muestra en la figura 4-13, la morfología característica del patrón de presión plantar pico registrado por ambos sistemas fueron semejantes. No obstante, al existir variación en la selección y distribución de los sensores en la plantilla no se realizó una comparación cuantitativa de los dos sistemas. De acuerdo con lo anterior, se procedió a la primera aproximación en la verificación del funcionamiento del dispositivo SAD-DP. Esta se determinó mediante la comparación de la morfología de las señales del sistema referenciado con el desarrollado en este documento. A partir de lo anterior, se infirió que el sistema SAD-DP proporcionaba una correcta estimación de la presión plantar humana.

**Figura 4-13.:** Sincronización entre variables cinéticas y cinemáticas: (A) nuestro dispositivo y (B) del sistema referenciado

#### 4.4.2. Análisis cinético de la presión plantar en la marcha normal

En la adquisición de las presiones que actúan en las zonas de presión plantar, se calcularon las presiones máximas en el antepié, el mediopié y el retropié. Asimismo, se verificó la validez de los valores obtenidos realizando un contraste entre los valores máximos que se obtuvieron por el sistema SAD-DP y los reportados por los autores del trabajo [48]. Al igual que el sistema desarrollado en este documento, en el trabajo citado se evaluaron las presiones plantares normales en sujetos sanos mediante podobarometría electrónica (plantillas instrumentadas). Con el sistema de detección plantar SAD-DP, se adquirió la información mostrada en la tabla 4-4. En esta, se presentan los valores pico máximos de fuerza (N) y su conversión en medidas de presión usando el área de sensado (diámetro=9,53mm) del sensor piezorresistivo (*flexiforce*®). Con este se halló la fuerza ejercida sobre cada una las zonas de análisis plantar.

**Tabla 4-4.:** Fuerzas máximas en los sensores *flexiforce*

Sensor	Fuerza (N)	Presión ( MPa )
1	76.48	1.07
2	16	0.224
3	6.22	0.087
4	25.74	0.362
5	16.89	0.237
6	4.47	0.0627
7	37.35	0.524
8	62.25	0.873

Como se mencionó con anterioridad, para evaluar las zonas de distribución de carga en el pie se compararon los valores máximos obtenidos en este estudio con el trabajo realizado en [48]. En este último, se evidencia que las fuerzas aplicadas en el pie tienen valores máximos de presión (*kPa*) de 750, 400 y 1240, para las zonas plantares antepié, mediopié y retropié respectivamente. Del mismo modo, con el sistema SAD-DP se determinaron valores máximos de presión (*kPa*) de 886, 473 y 1406 para las mismas tres zonas plantares antepié ( Sensores

3, 4, 6, 7 y 8), mediopié (Sensores 2 y5) y retropié (Sensor 1) respectivamente, estos datos se pueden observar en la tabla 4-5.

**Tabla 4-5.:** Comparación de picos de presión máxima entre el sistema SAD-DP y [48]

	Sistema autores [48]	Sistema SAD-DP
	Región Pico de presión máxima (kPa)	Pico de presión máxima ( kPa )
<b>Retropié</b>	750 886	
<b>Mediopié</b>	400 473	
<b>Antepié</b>	1240 1466	

Con el fin de hallar un vínculo entre los valores obtenidos y el trabajo citado, se planteó una relación de proporcionalidad analítica basada en el peso de los sujetos que ejecutaron la prueba. Es decir, en cada uno de los estudios al ser diferente el valor de peso del individuo, 83Kg y 71,4Kg, se decidió determinar la relación de linealidad de los picos máximos de presiones con el fin de poderlos comparar. En la tabla 4-6, se relacionan las mediciones de los dos estudios mencionados, en esta se muestra que la diferencia porcentual obtenida no supera el 4%, y por ende se infirió que el sistema SAD-DP realizó una correcta medición en las zonas plantares del antepié , mediopié y retropié.

**Tabla 4-6.:** Comparación de los porcentajes de la presión plantar del sistema SAD-DP y

[48]

	Distribución de carga en el pie ( % )	
Región	Sistema autores	Sistema SAD-DP
<b>Retropié</b>	31%	31 %
<b>Mediopié</b>	17%	13 %
<b>Antepié</b>	52%	55 %

### 4.4.3. Comparación de parámetros de la marcha

En este estudio se calcularon diversos parámetros representativos del ciclo de la marcha, usando dos sistemas diferentes: el sistema podobarométrico desarrollado y el sistema de adquisición de información cinemática. Los parámetros calculadores fueron: a) zancada (*Stride duration* ), b) apoyo unipodal (*stance duration*) y c) oscilación (*swing duration*) del miembro inferior. Se entiende por zancada a la duración total del ciclo (*D*), el apoyo unipodal es intervalo entre el contacto inicial del talón con el suelo hasta el despegue del pie (*St*) y oscilación es el tiempo en el que el pie no está en contacto con el suelo (*Sw* ). Posteriormente, se realizó una correlación de la medidas obtenidas con los dos sistemas durante cinco ciclos de la marcha mediante de las ecuaciones 4-4, 4-5 y 4-6. De acuerdo con lo anterior, se definió el comportamiento de las fases mencionadas.

$$D = (t_{talon_{i+1}} - t_{talon_i}) \quad (4-4) \quad n \quad n$$

Donde:

$t_{taloni}$  es el tiempo cuando talón esta en contacto con el piso.

$$St = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (t_{piei} - t_{tobilloi}) \quad (4-5)$$

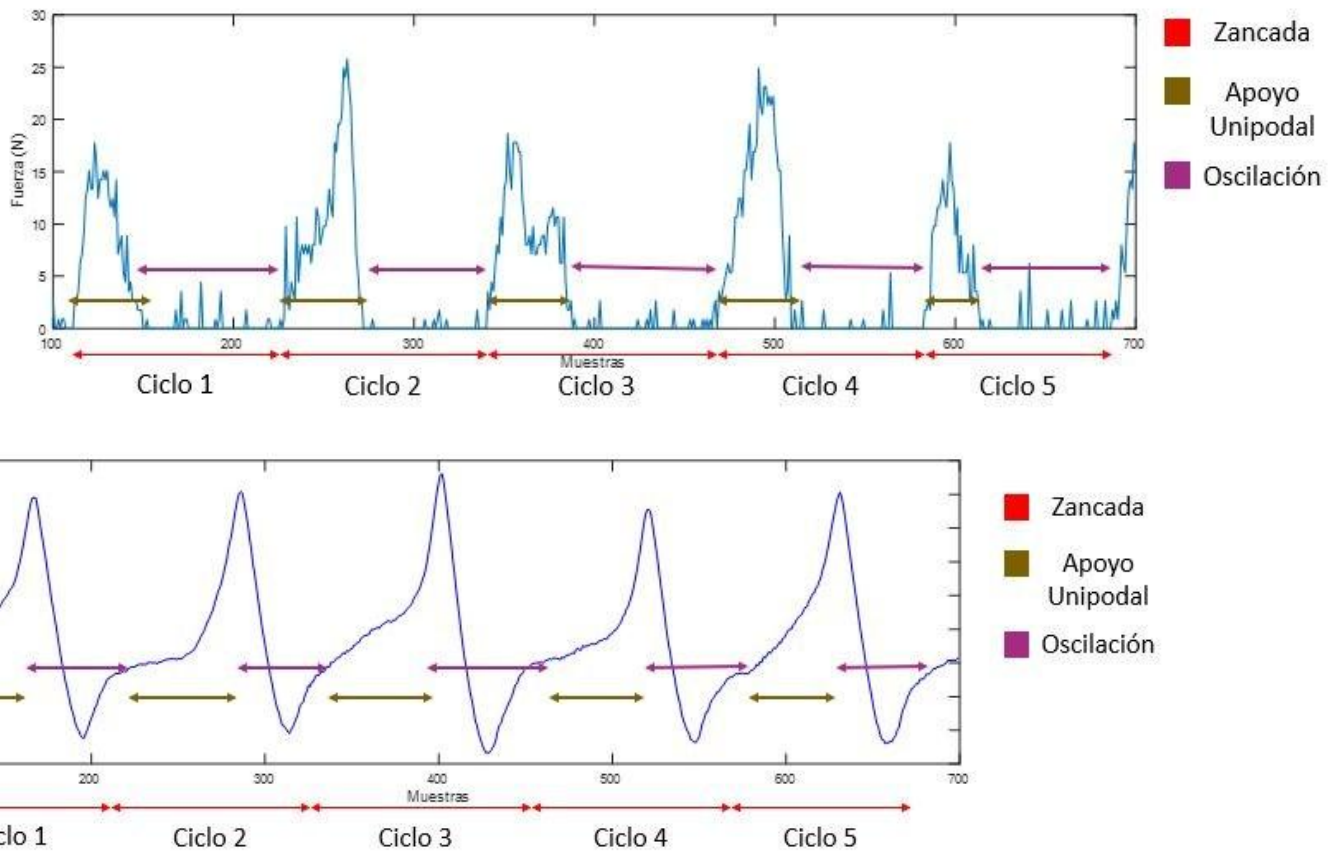
Donde:

$t_{piei}$  es el tiempo cuando el marcador del pie deja el piso.

$$SW = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (t_{taloni} - t_{piei}) \quad (4-6)$$

En el estudio cinético para determinar los tiempo mencionados, se seleccionó el sensor del talón (sensor 1), ya que este representa el contacto inicial de cada ciclo. En la figura **4-14** se muestra la información obtenida del sensor 1 a lo largo de 5 ciclos de marcha. En esta se representa de forma gráfica la identificación de las fases de apoyo y oscilación del miembro inferior. A partir de esto, se obtuvieron los tiempos de duración de cada fase. Asimismo, para el análisis cinemático se usó la información del ángulo del tobillo generada por los *softwares*

Mokka y Matlab<sup>®</sup>, sección 4.3.3. Esta información se encuentra representada en la gráfica **4-15**, donde se aprecian los 5 ciclos y la división de sus fases apoyo y oscilación. Del mismo modo, los tiempos de duración fueron calculados mediante el comportamiento del tobillo durante los ciclos de la marcha.



**Figura 4-14.:** Identificación de las fases de apoyo y oscilación a partir de la información cinética

De acuerdo con la información obtenida de las gráficas anteriores, se hallaron, para los cinco ciclos de la marcha, la duración de la zancada (ver tabla 4-7), apoyo unipodal (ver tabla 4-8) y oscilación (ver tabla 4-9). Cabe mencionar que del total de ciclos el primero no fue utilizado ya que en este el sistema aún no se había estabilizado.

**Figura 4-15.:** Gráfica integración de variables cinemáticas

**Tabla 4-7.:** Duración de la zancada ( s )

Duración de la zancada ( s )		Ciclo	Cinética	Cinemática
		1	2.26	2.30
		2	2.20	2.22
		3		

4 2.28 2.16

5 2.06 2.02 **Tabla 4-9.:** Duración de oscilación **Duración de oscilación(s) Ciclo Cinética**

	<b>1</b>	1.42	1.40
	<b>2</b>	1.24	1.22
	<b>3</b>	1.44	1.42
	<b>4</b>	1.46	1.38
	<b>5</b>	1.38	1.32

En la validación del sistema SAD-DP se emplearon diversas técnicas estadísticas como el coeficiente de correlación de concordancia (*Coeff*), el sesgo del Coeff (*Cb*) y el coeficiente de determinación (*Cd*). El coeficiente de correlación de concordancia permite determinar el grado de similitud entre las variables medidas de dos instrumentos diferentes. Lo anterior se basó en el estudio de las covarianzas y las desviaciones típicas de los tiempos obtenidos durante los 5 ciclos de la marcha. En la tabla **4-10** se muestran los coeficientes mencionados. **Tabla 4-10.:** Coeficientes de correlación

**Tabla 4-8.:** Duración de apoyo unipodal

Ciclo	Duración de apoyo unipodal (s)	
	Cinética	Cinemática
<b>1</b>	0.84	0.90
<b>2</b>	0.96	1.00
<b>3</b>	1.24	1.28
<b>4</b>	0.82	0.78
<b>5</b>	0.68	0.70

---

	Duración de la zancada	Duración de apoyo unipodal	Duración de oscilación
<b>CoffCC</b>	0.9615	0.9771	0.8276
<b>Cb</b>	0.9921	0.9901	0.8737
<b>Cd</b>	0.9391	0.9738	0.8972

Finalmente, los resultados de los coeficientes de correlación y sesgo, al ser cercanos a 1, reflejan la relación lineal entre las dos variables. Se concluye que se obtuvo un alto grado de similitud entre las variables medidas usando los dos sistemas (cinemático y cinético).

## 5. Conclusiones

En el proyecto de investigación, *Sistema para la valoración funcional del miembro inferior a partir de información biomecánica*, se desarrollo e implementó un sistema de adquisición y procesamiento de los parámetros cinéticos biomecánicos que facilita la detección de trastornos motores a nivel de miembro inferior. Dando respuesta a los objetivos planteados al inicio del presente documento, se implemento un sistema de caracterización para la calibración de los sensores utilizados en la medición de la presión plantar del miembro inferior. En este estudio, parámetros de calibración como el coeficiente de determinación mostraron una media de entre los 8 sensores de 0,9503, lo que indica un ajuste de linealidad bueno.

Asimismo, se construyó un dispositivo electrónico para la adquisición de señales y la medición de las presiones ejercidas en las regiones plantares en el pie, como se mostró en la sección 3.3. En este se implementó la electrónica de acondicionamiento de los sensores que hacen parte de la plantilla y una arquitectura de programación para captura y análisis de señales, la comunicación inalámbrica para la transmisión de datos, así como el desarrollo del prototipo de la plantilla instrumentada. De igual manera, se generó una aplicación informática que permitió visualizar y almacenar los resultados del procesamiento de los datos adquiridos por los sensores de fuerza.

La validación del dispositivo desarrollado, se dividió en tres etapas. La primera de estas es la visualización de las zonas de presión plantar en el pie, la cual arrojó que la morfología de las señales adquiridas siguen los patrones de presión plantar en la marcha (sección 4.4.1) ; en segundo lugar el análisis cinético de la presión plantar en la marcha normal tuvo como resultado una alta relación de linealidad de los picos máximos de presiones (ver sección 4.4.2). Además, se mostró que la diferencia porcentual entre este estudio y el referenciado, no supera el 4%. De acuerdo con lo anterior, se infirió que el sistema SAD-DP realizó una correcta medición en las zonas plantares del antepié , mediopié y retropié.

En la comparación de parámetros de la marcha, se emplearon técnicas estadísticas paramétricas como el coeficiente de correlación de concordancia (*Coeff*), el sesgo del *Coeff* (*Cb*) y el coeficiente de determinación (*Cd*). Estos mostraron un valor medio de 0,9220 para la fase de la zancada, 0,9519 para el apoyo unipodal y 0,9367 para la oscilación, respectivamente. Con lo que se concluyó que las variables medidas con dos instrumentos diferentes (cinemático y cinético), mostraron un alto grado de similitud entre sí, debido a la relación lineal positiva

entre estas.



---

Con el desarrollo del sistema SAD-DP se solucionó el problema del alto consumo presentado en otras plantillas instrumentadas y la poca autonomía de los sistemas para trabajar en ambientes fuera del laboratorio. Asimismo, con el dispositivo diseñado se otorga una autonomía de 722 horas en estado activo. Esto tiene un alto grado de importancia para la realización de pruebas en terrenos donde no se tiene de forma accesible corriente alterna para la carga de las baterías.

Como se mencionó a lo largo del documento el dispositivo fue diseñado con componentes de bajo costo y alta eficiencia, con el objetivo de que este pudiera ser replicado sin tener un aumento significativo en el costo de desarrollo del sistema. Lo que indica que es factible realizar en una segunda etapa para el desarrollo de un producto final, sin una inversión económica alta. Además, la plantilla al tener un costo más asequible en comparación con otros sistemas del mercado, facilita su compra individual.

El sistema SAD-DP al ser un dispositivo que se puede manufacturar de forma local, provee menores tiempos de construcción y pruebas del dispositivo. Asimismo, favorece la disminución de los tiempos de producción en cadena.

Debido al alcance del proyecto de investigación se validó el concepto del sistema mediante de la verificación de su funcionamiento con pruebas estadísticas. Sin embargo, se propone como trabajo futuro la realización de diversas pruebas con un grupo mayor de individuos y una plantilla instrumentada comercial evaluar los datos de los dos sistemas.

## Trabajos futuros

En relación con el alcance de este proyecto el cual fue realizar la validación del correcto funcionamiento del sistema de adquisición y procesamiento de presión plantar, se propone las siguientes actividades como trabajos futuros:

- El desarrollo de una aplicación móvil tipo Android o iOS para adquirir y visualizar los datos.
- La incorporación de más sensores para abarcar la totalidad de las zonas de presión plantar del pie.
- Se propone integrar un módulo de procesamiento *online* para la identificación de las presiones máximas en la marcha.
- Mejorar los algoritmos de programación para aumentar la eficiencia de los mismos y por ende, asegurar un menor consumo del dispositivo.

- \_\_\_\_\_ Se podría diseñar una plantilla adaptable para cualquier tipo de antropometría de los individuos.
- Se plantea el desarrollo de algoritmos de aprendizaje no supervisado para la predicción de patologías en la marcha mediante la morfología de las señales adquiridas.
- Se sugiere la conexión a una base de datos para generar las estadísticas de uso y poder llevar el seguimiento de los pacientes en un proceso de rehabilitación.

---

## A. Anexo: Consentimiento informado

**Elaborado:** Grupo de investigación de Bioingeniería (Universidad Antonio Nariño).

**Nombre del investigador:** (nombres completos del investigador del proyecto) **Objetivo:**

Documento de Consentimiento Informado para la captura de señales cinéticas y cinemáticas de la marcha que contribuirán a generar una base de datos con las que se estudiará patrones de alteración de la marcha. 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.

**Tipo de Intervención de Investigación:**

Esta investigación incluirá una única captura de bioseñales en el miembro inferior, durante aproximadamente 5 minutos. Para lo cual se posicionarán 6 marcadores lumínicos a lo largo de la pierna, además de una plantilla que será ubicada en el calzado. Ninguno de los componentes es invasivo. **Selección de participantes:**

Estamos invitando a estudiantes, docentes y administrativos de a UAN a participar en la toma de datos para la construcción de la base de datos. Se tomarán datos de personas sanas que no presenten ninguna patología del sistema osteomioarticular o neuromotor a nivel del miembro inferior.

**Participación Voluntaria:**

Su participación en esta investigación es totalmente voluntaria. Usted puede elegir participar o no hacerlo. Usted puede cambiar de idea más tarde y dejar de participar aun cuando haya aceptado antes.

**Procedimientos y Protocolo:**

Ubicaremos 6 marcadores lumínicos de superficie en el miembro inferior. Para comprobar la correcta ubicación de estos, le pediremos que realice ciertos movimientos contra resistencia del explorador. Seguido de esto, se ubicara una plantilla en zapato, esta no le generará incomodidad al caminar. Para la toma de datos le indicaremos los movimientos que debe realizar.

**Duración:**

La instrumentación se extiende aproximadamente por 10 minutos y la toma de datos 5 minutos. En total la prueba tiene una duración de máximo de 15 a 20 minutos, tiempo durante el cual será necesario que permanezca en el laboratorio de simulación (sede circunvalar). La toma de Datos no trae implícitos efectos secundarios, ni riesgo alguno para el participante.

**Confidencialidad:**

La información que recojamos por este proyecto de investigación se mantendrá confidencial. La información acerca de usted que se recogerá durante la investigación será puesta fuera de alcance y nadie sino los investigadores tendrán acceso a verla. Cualquier información acerca de usted tendrá un número en vez de su nombre. Solo los investigadores sabrán cuál es su número.

**A Quién Contactar:**

Si tiene cualquier pregunta puede hacerlas ahora o más tarde, incluso después de haberse iniciado la toma de datos. Si desea hacer preguntas más tarde, puede contactar a Andrés F.

Ruiz (andresru@uan.edu.co) o Karin S. Muñoz ( kmunoz72@uan.edu.co ).

## Bibliografía

- [1] AL-Baghdadia, Jasim Ahmed A. ; Chongb, Albert K. ; Milburnc, Peter D.: FA-BRICATION AND TESTING OF A LOW-COST FOOT PRESSURE SENSING SYSTEM. (2015)
- [2] Álvarez Blanco, Adolfo S. ; Cabrera Cruz, Niviola ; Toledo Fernández, Ana M. ; Arteaga García, Amaylid: El sistema de ciencia e innovación tecnológica en salud y su universalización a todo el sistema nacional de salud. En: *Educación Médica Superior* 23 (2009), Nr. 1, p. 0 – 0
- [3] Andrés Diaz, Christian ; Toro, Maria L. ; Forero, Johana C. ; Torres, Andrés: Detección, rastreo Y reconstrucción tridimensional de marcadores pasivos para análisis de movimiento humano. CINEMED II. En: *Revista Ingeniería Biomédica* 3 (2009), Nr. 6, p. 56 – 67
- [4] Armstrong, David G. ; Peters, Edgar J. ; Athanasiou, Kyriacos A. ; Lavery, Lawrence A.: Is there a critical level of plantar foot pressure to identify patients at risk for neuropathic foot ulceration? En: *The Journal of foot and ankle surgery* 37 (1998) , Nr. 4, p. 303–307

- 
- [5] Artrosis al día. *Funciones de las artiuclaciones*,  
<http://artrosisaldia.com/articulaciones-funciones-y-clasificacion/>. 28 de Septiembre de 2017
- [6] Assucena, A M. ; Silvestre, J P. ; Ruiz, MD S. ; de Moya, MF P.: Plantillas instrumentadas. Utilidad clínica. En: *Rehabilitación* 39 (2005), Nr. 6, p. 324–330
- [7] Avendafno, G: Diseño y construcción de instrumentos de análisis y evaluación de equipos médicos de uso critico. En: *Biblioteca Virtual Del Grupo De Estudios de Ingeniería Clínica GEIC CH01* (2004)
- [8] Benocci, Marco ; Rocchi, Laura ; Farella, Elisabetta ; Chiari, Lorenzo ; Benini, Luca: A wireless system for gait and posture analysis based on pressure insoles and Inertial Measurement Units. En: *3rd International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare, 2009. PervasiveHealth 2009*. IEEE, 2009, p. 1 – 6
- [9] Blanco, Isidoro S.: *Manual SERMEF de rehabilitación y medicina física*. Ed. Médica Panamericana, 2006

- [10] Bonato, Paolo: Wearable sensors/systems and their impact on biomedical engineering. En: *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* 22 (2003), Nr. 3, p. 18 – 20
- [11] Bus, SA ; Deursen, RW ; Armstrong, DG ; Lewis, JEA ; Caravaggi, CF ; Cavanagh, PR: Footwear and offloading interventions to prevent and heal foot ulcers and reduce plantar pressure in patients with diabetes: a systematic review. En: *Diabetes/metabolism research and reviews* 32 (2016), Nr. S1, p. 99–118
- [12] Caselli, Antonella ; Pham, Hau ; Giurini, John M. ; Armstrong, David G. ; Veves, Aristidis: The forefoot-to-rearfoot plantar pressure ratio is increased in severe diabetic neuropathy and can predict foot ulceration. En: *Diabetes care* 25 (2002), Nr. 6, p. 1066–1071
- [13] Chevalier, Thierry L. ; Hodgins, Helen ; Chockalingam, Nachiappan: Plantar pressure measurements using an in-shoe system and a pressure platform: A comparison. En: *Gait & posture* 31 (2010), Nr. 3, p. 397–399
- [14] Chuckpaiwong, Bavornrit ; Nunley, James A. ; Mall, Nathan A. ; Queen, Robin M.: The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running. En: *Gait & posture* 28 (2008), Nr. 3, p. 405–411
- [15] Cifuentes, Christian ; Martínez, Fabio ; Romero, Eduardo: Análisis teórico y computacional de la marcha normal y patológica: una revisión. En: *Revista Med* 18 (2010), Nr. 2, p. 182–196
- [16] Cirugía reconstructiva tobillo y pie. *Tipos de pie*,  
<https://www.tobilloypie.cl/procedimientos/>. 14 de Octubre de 2017
- [17] Clínica de podología PODOCEN. *Podocen*,  
<http://www.podocen.com/podocen/sala-exploracion/>. 21 de Septiembre de 2017
- [18] Collaboration, Emerging Risk F. [u. a.]: Diabetes mellitus, fasting blood glucose concentration, and risk of vascular disease: a collaborative meta-analysis of 102 prospective studies. En: *The Lancet* 375 (2010), Nr. 9733, p. 2215–2222
- [19] Collings, Richard ; Freeman, Jennifer ; Latour, Jos M. ; Glasser, Sam ; Paton, Joanne: Footwear and insole design features to prevent foot ulceration in people with diabetes: a systematic review protocol. En: *JBI Database of Systematic Reviews and Implementation Reports* 15 (2017), Nr. 7, p. 1824–1834

- [20] Collins, Thomas D. ; Ghousayni, Salim N. ; Ewins, David J. ; Kent, Jenny A.: A six degrees-of-freedom marker set for gait analysis: repeatability and comparison with a modified Helen Hayes set. En: *Gait & posture* 30 (2009), Nr. 2, p. 173–180
- [21] Commission, International E. [u. a.]: International Standard IEC 60601-2-44. En: *Amendment* 1, p. 2 – 44
- [22] DANE. *Información estadística de discapacidad*, <http://www.dane.gov.co/index.php/estadisticas-por-tema/demografia-y-poblacion/discapacidad>. 20 de Octubre de 2017
- [23] Davis, Roy B. ; Ounpuu, Sylvia ; Tyburski, Dennis ; Gage, James R.: A gait analysis data collection and reduction technique. En: *Human movement science* 10 (1991), Nr. 5, p. 575–587
- [24] Díaz-León, Christian A. ; Torres-Velásquez, Andrés ; Ramirez-Giraldo, Jose I. ; Garcia-Muriel, Luisa F. ; Álvarez-Agudelo, Natalia [u. a.]: Descripción de un sistema para la medición de las presiones plantares por medio del procesamiento de imágenes. Fase I. (2014)
- [25] Feng, Yong ; Ge, Yunjian ; Song, Qunjun: A human identification method based on dynamic plantar pressure distribution. En: *2011 IEEE International Conference on Information and Automation (ICIA)*, IEEE, 2011, p. 329–332
- [26] Fernández-Seguín, Lourdes M. ; Mancha, Juan Antonio D. ; Rodríguez, Raquel S. ; Martínez, Elena E. ; Martín, Beatriz G. ; Ortega, Javier R.: Comparison of plantar pressures and contact area between normal and cavus foot. En: *Gait & posture* 39 (2014), Nr. 2, p. 789–792
- [27] Frisch, Herbert: *Método de exploración del aparato locomotor y de la postura*. Vol. 87. Editorial Paidotribo, 2005
- [28] Gómez, C S.: Pie plano, como origen de alteraciones biomecánicas en cadena ascendente. En: *Fisioterapia* 29 (2007), Nr. 2, p. 80 – 89
- [29] González, Sofía ; Tello, Javiera ; Silva, Paula ; Lüders, Claudia ; Butelmann, Sandy ; Fristch, Rosemarie ; Solar, Felipe ; Rigo-Righi, Cristina ; David, Perla:  
Calidad de vida en pacientes con discapacidad motora según factores sociodemográficos y salud mental. En: *Revista chilena de neuro-psiquiatría* 50 (2012), Nr. 1, p. 23 – 34

- [30] Gowitzke, Barbara A. ; Milner, Morris: *El cuerpo y sus movimientos. Bases científicas*. Vol. 44. Editorial Paidotribo, 1999 [31] Ha, Sehoon ; Bai, Yunfei ; Liu, C K.: Human motion reconstruction from force sensors. En: *Proceedings of the 2011 ACM SIGGRAPH/Eurographics Symposium on Computer Animation* ACM, 2011, p. 129–138
- [32] Hartmann, Bettina ; Fottner, Christian ; Herrmann, Karin ; Limbourg, Tobias ; Weber, Matthias M. ; Beckh, Karlheinz: Interdisciplinary treatment of diabetic foot wounds in the elderly: Low risk of amputations and mortality and good chance of being mobile with good quality of life. En: *Diabetes and Vascular Disease Research* 14 (2017) , Nr. 1, p. 55 – 58
- [33] Hennig, Ewald M. ; Rosenbaum, Dieter: Pressure distribution patterns under the feet of children in comparison with adults. En: *Foot & ankle* 11 (1991), Nr. 5, p. 306–311
- [34] Holleczeck, Thomas ; Rüegg, Alex ; Harms, Holger ; Tröster, Gerhard: Textile pressure sensors for sports applications. En: *Sensors, 2010 IEEE* IEEE, 2010, p. 732 – 737
- [35] van Ingen, Schenau G.: Some fundamental aspects of the biomechanics of overground versus treadmill locomotion. En: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 12 (1980) , Nr. 4, p. 257–261
- [36] Jankovic, Joseph: Gait disorders. En: *Neurologic clinics* 33 (2015), Nr. 1, p. 249–268
- [37] Karkokli, R ; McConville, KM V.: Design and development of a cost effective plantar pressure distribution analysis system for the dynamically moving feet. En: *Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS'06. 28th Annual International Conference of the IEEE* IEEE, 2006, p. 6008–6011
- [38] Kellis, Eleftherios: Plantar pressure distribution during barefoot standing, walking and landing in preschool boys. En: *Gait & posture* 14 (2001), Nr. 2, p. 92 – 97
- [39] Klimiec, E ; Jasiewicz, B ; Piekarski, J ; Zaraska, K ; Guzdek, P ; Kołaczynski, G: Measuring of foot plantar pressure—possible applications in quantitative analysis of human body mobility. En: *Measurement Science and Technology* 28 (2017) , Nr. 5, p. 054008



- [40] Lacuesta, J Javier S.: *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Instituto de Biomecánica, 2005
- [41] Lara Diéguez, Silvia ; Lara Sánchez, Amador J. ; Zagalaz Sánchez, María Luisa ; Martínez-López, Emilio J.: Análisis de los diferentes métodos de evaluación de la huella plantar. En: *Retos. Nuevas tendencias en Educación Física, Deporte y Recreación* (2011), Nr. 19
- [42] Ledoux, William R. ; Shofer, Jane B. ; Cowley, Matthew S. ; Ahroni, Jessie H. ; Cohen, Victoria ; Boyko, Edward J.: Diabetic foot ulcer incidence in relation to plantar pressure magnitude and measurement location. En: *Journal of diabetes and its complications* 27 (2013), Nr. 6, p. 621–626
- [43] Lesmes, Javier D.: *Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano*. Ed. Médica Panamericana, 2007
- [44] Llanos Alcázar, LF ; Acebes Cachafeiro, JC: El pie. En: *Monografías médicoquirúrgicas del aparato locomotor*. Ed. Masson. Barcelona (1997)
- [45] Macleod, Catherine A. ; Conway, Bernard A. ; Allan, David B. ; Galen, Sujay S.: Development and validation of a low-cost, portable and wireless gait assessment tool. En: *Medical engineering & physics* 36 (2014), Nr. 4, p. 541–546
- [46] Martín Nogueras, AM ; Calvo Arenillas, JJ ; Orejuela Rodríguez, J ; Barbero Iglesias, FJ ; Sánchez Sánchez, C: Fases de la marcha humana. En: *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología* 2 (1999), Nr. 1, p. 44 – 49
- [47] Martínez, Fabio ; Gómez, Francisco ; Romero, Eduardo: Análisis de vídeo para estimación del movimiento humano: una revisión. En: *Revista Med* 17 (2009), Nr. 1
- [48] Martínez-Nova, A ; Sánchez-Rodríguez, R ; Cuevas-García, JC ; Sánchez-Barrado, E: Estudio baropodométrico de los valores de presión plantar en pies no patológicos. En: *Rehabilitación* 41 (2007), Nr. 4, p. 155–160
- [49] Mathers, Colin D. ; Loncar, Dejan: Projections of global mortality and burden of disease from 2002 to 2030. En: *PLoS medicine* 3 (2006), Nr. 11, p. e442

- [50] Menacho, Ana P. ; Cortés, Lucía Parra ; Martínez, Pedro V M.: Cambios en la postura del pie tras la actividad deportiva en ciclistas de montaña masculinos: estudio piloto. En: *Revista Española de Podología* 27 (2016), Nr. 1, p. 10 – 17
- [51] Miller, Adam L.: A new method for synchronization of motion capture and plantar pressure data. En: *Gait & posture* 32 (2010), Nr. 2, p. 279–281
- [52] Mohammed, Samer ; Same, Allou ; Oukhellou, Latifa ; Kong, Kyoungchul ; Huo, Weiguang ; Amirat, Yacine: Recognition of gait cycle phases using wearable sensors. En: *Robotics and Autonomous Systems* 75 (2016), p. 50 – 59
- [53] Morales Granados, Miguel A. ; Perez Murillo, Omar C. ; Vargas Hernandez, Marlon F.: Desarrollo de dispositivo para determinar las fuerzas en la unión socketmuñón en pacientes con amputación transfemoral. (2015)
- [54] Murray, Heather J. ; Young, Matthew J. ; Hollis, Sally ; Boulton, Andrew J.:  
The association between callus formation, high pressures and neuropathy in diabetic foot ulceration. En: *Diabetic Medicine* 13 (1996), Nr. 11, p. 979–982
- [55] Olivares Miyares, Andy L. ; Broche Vázquez, Leonardo ; Díaz Novo, Carlos ; Garlobo Castillo, Leonardo ; Sagaró Zamora, Roberto: Análisis de la funcionabilidad de prótesis ortopédicas transfemorales. En: *Revista cubana de Ortopedia y Traumatología* 25 (2011), Nr. 2, p. 102–116
- [56] Padilla, M G. ; Rueda, F M. ; Diego, IM A.: Efecto de la ortesis de tobillo pie en el control postural tras el accidente cerebrovascular: revisión sistemática. En: *Neurología* 29 (2014), Nr. 7, p. 423–432
- [57] Paredes-Madrid, Leonel ; Torruella, P ; Solaeche, P ; Galiana, Ignacio ; de Santos, P G.: Accurate modeling of low-cost piezoresistive force sensors for haptic interfaces. En: *Robotics and Automation (ICRA), 2010 IEEE International Conference on IEEE*, 2010, p. 1828–1833
- [58] Perry, J: Dynamic electromyography. En: *Gait Analysis: Normal, Pathologic Function*. Thorofare, NJ: Slack Inc 381411 (1992)
- [59] Perry, Jacquelin ; Davids, Jon R. [u. a.]: Gait analysis: normal and pathological function. En: *Journal of Pediatric Orthopaedics* 12 (1992), Nr. 6, p. 815

- [60] Recondo, José A.: *Resonancia magnética en el tobillo-pie*. Ediciones Díaz de Santos, 2001
- [61] Rose, Nicholas E. ; Feiwell, Lawrence A. ; Cracchiolo III, Andrea: A method for measuring foot pressures using a high resolution, computerized insole sensor: the effect of heel wedges on plantar pressure distribution and center of force. En: *Foot & ankle* 13 (1992), Nr. 5, p. 263–270
- [62] Sahrman, Shirley: *Diagnóstico y tratamiento de las alteraciones de movimiento*. Vol. 88. Editorial Paidotribo, 2006
- [63] Saito, M ; Nakajima, K ; Takano, C ; Ohta, Y ; Sugimoto, C ; Ezo, R ; Sasaki, K ; Hosaka, H ; Ifukube, T ; Ino, S [u. a.]: An in-shoe device to measure plantar pressure during daily human activity. En: *Medical engineering & physics* 33 (2011), Nr. 5, p. 638–645
- [64] Salvador, P ; García, F ; Iranzo, M ; Pérez-Soriano, P ; Llana, S: Evaluación de la presión plantar en cinta rodante y suelo durante la marcha. En: *Fisioterapia* 33 (2011), Nr. 5, p. 198–202
- [65] Sanz, C: Cinesiología de la marcha humana normal. En: *Links* (2006), p. 1 – 14
- [66] Sazonov, Edward S. ; Fulk, George ; Hill, James ; Schutz, Yves ; Browning, Raymond: Monitoring of posture allocations and activities by a shoe-based wearable sensor. En: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 58 (2011), Nr. 4, p. 983–990 [67] Sensors, Flexiforce. *Tekscan Inc. (Abril, 2011)*
- [68] Skotte, Jørgen ; Korshøj, Mette ; Kristiansen, Jesper ; Hanisch, Christiana ; Holtermann, Andreas: Detection of physical activity types using triaxial accelerometers. En: *Journal of Physical Activity and Health* 11 (2014), Nr. 1, p. 76 – 84
- [69] Stess, Richard M. ; Jensen, Shayne R. ; Mirmiran, Roya: The role of dynamic plantar pressures in diabetic foot ulcers. En: *Diabetes care* 20 (1997), Nr. 5, p. 855–858
- [70] Suárez, J ; Mauro, G ; Anault, D ; Agüero, C: Análisis de la distorsión armónica y los efectos de atenuación y diversidad en áreas residenciales. En: *Revista del IEEE América Latina* 3 (2005), Nr. 5, p. 71 – 77
- [71] Tabunca, A ; Domingo, J ; López, JE ; Pérez García, JM ; Orrite, C ; Calvo, A [u. a.]: Estudio de la carga y apoyo metatarsal mediante podoscopio electrónico. En: *Revista de Medicina y Cirugía del pie* 10 (1996), Nr. 1, p. 43 – 51

- [72] Traum, Rev Mex O.: Análisis de parámetros cinemáticos de la marcha normal. Estudio y análisis de patrones de marcha normal. En: *Revista Mexicana de Ortopedia y Traumatología* 12 (1998), Nr. 5, p. 372
- [73] Valencia, Mauricio H. ; Osorio, José H.: Caracterización de variables cinemáticas de la marcha humana mediante un sistema computarizado de captura de imágenes subacuáticas: parámetros angulares de rodilla. En: *Revista de la Facultad de Medicina* 62 (2014), Nr. 1, p. 71
- [74] Vargas, Mendoza Alejandro Aguilar J.: *Rediseño y construcción de un equipo estandarizado para la toma de electrocardiogramas*. 2003. – unpublished article
- [75] Veves, A ; Murray, HJ ; Young, MJ ; Boulton, AJM: The risk of foot ulceration in diabetic patients with high foot pressure: a prospective study. En: *Diabetologia* 35 (1992), Nr. 7, p. 660–663
- [76] Viladot, A: Nuevo método de exploración estática del pie: El fotopodograma. En: *Clin Lab* 57 (1954), p. 114–154
- [77] Villa Moreno, Adriana ; Gutiérrez Gutiérrez, Eduardo ; Pérez Moreno, Juan C.: Consideraciones para el análisis de la marcha humana. Técnicas de videogrametría, electromiografía y dinamometría. En: *Revista ingeniería biomédica* 2 (2008) , Nr. 3, p. 16 – 26
- [78] Wu, Han ; Zhou, Zhenxing ; Wang, Jian ; An, Honglei ; Wei, Qing: Recognition of Stance Phase Using Flexible Pressure Sensors. En: *8th International Conference on Intelligent Human-Machine Systems and Cybernetics (IHMSC), 2016* Vol. 2 IEEE, 2016, p. 509–512
- [79] Yong, Kin F. ; Forero, Juan P. ; Foong, Shaohui ; Nanayakkara, Suranga: FootNote: designing a cost effective plantar pressure monitoring system for diabetic foot ulcer prevention. En: *Proceedings of the 6th Augmented Human International Conference ACM*, 2015, p. 167–168