

# DESCRIPCIÓN DE UN SISTEMA PARA LA MEDICIÓN DE LAS PRESIONES PLANTARES POR MEDIO DEL PROCESAMIENTO DE IMÁGENES

## Fase I

CHRISTIAN ANDRÉS DÍAZ<sup>1</sup>

ANDRÉS TORRES<sup>2</sup>

JOSÉ IGNACIO RAMÍREZ<sup>3</sup>

LUISA FERNANDA GARCÍA<sup>4</sup>

NATALIA ÁLVAREZ<sup>5</sup>

## RESUMEN

La medida de la presión plantar es fundamental para conocer la distribución de las fuerzas en la planta del pie. Estos valores son importantes para el diagnóstico y tratamiento de diferentes patologías como úlceras diabéticas en la planta del pie y presencia de deformidades en extremidades inferiores, entre otras. En el presente artículo se describe el desarrollo de un podobarógrafo para el análisis de la huella plantar, cuyo desarrollo incluyó la fabricación de un podoscopio, la selección de un material transductor adecuado y el desarrollo del software para el procesamiento de las imágenes capturadas por una cámara de video. El

---

<sup>1</sup> Ingeniero Biomédico EIA-CES; Investigador Grupo Ingeniería Biomecánica EIA-CES (Gibec), Investigador Asistente Laboratorio Realidad Virtual EAFIT. Estudiante de Maestría en Ingeniería Informática, Universidad EAFIT.

<sup>2</sup> Ingeniero Mecánico, Universidad Nacional de Colombia; Estudiante de Maestría en Ingeniería Biomédica UPB. Docente EIA; Director de la Línea de Investigación en Biomecánica e Ingeniería en Rehabilitación del Grupo Gibec.

<sup>3</sup> Ingeniero Civil, Universidad Nacional de Colombia; Especialista en Programación y Bases de Datos y estudiante de Maestría en Ingeniería de Sistemas, Universidad Nacional de Colombia. Analista de Sistemas del Centro de Control Acueducto Empresas Públicas de Medellín.

<sup>4</sup> Ingeniera Biomédica EIA-CES. Investigadora Asistente Grupo Ingeniería Biomédica EIA-CES (Gibec).

<sup>5</sup> Ingeniera Biomédica EIA-CES. Ingeniera del Parque Explora, Medellín.

dispositivo propuesto PodoMED permite realizar un análisis dinámico y estático de la huella, pues aparte de mostrar cómo es la distribución de presiones en la planta del pie durante la marcha, por medio de imágenes en seudocolor, tiene la opción de emitir una valoración de la huella, donde se muestran medidas como el índice de valgo, el ángulo de Clarke, el índice de Hernández Corvo, entre otros. Para el desarrollo de este proyecto se realizaron ensayos experimentales para minimizar el ruido de la imagen, lo cual se logró con la utilización de un filtro físico y otro para la imagen por medio de software.

Para una etapa futura, se planea la calibración y validación del sistema, con lo cual se pretende brindar mayor confiabilidad y repetibilidad.

**PALABRAS CLAVE:** índices podológicos; podobarógrafo; podoscopio; procesamiento de imágenes.

## ABSTRACT

The measurement of the plantar pressure is basic to know the force distribution in the sole. These values are important to diagnosis and treat different pathologies as diabetic ulcerate in the sole, bone, and muscular deformations in the lower limb, etc. This paper describes the development of a pedobarograph in order to analyze the sole. The development can be classified in three stages, building of the Podoscopio, selection of the transducer material and development of the software in order to processes the picture captured by the camcorder. The device PodoMED makes a dynamic and static analysis of the sole, using pseudocolor images for walking analysis and podological indexes as valgo index, Clarke angle, Hernandez Corvo index, etc. for static analysis. In the development of this project we carried out experimental test to minimize the noise present in the image. It was achieved by using a physical filter and image processing filter. In a future phase, it plans the system calibration and validation, which expects to offer more reliability itself.

**KEY WORDS:** podological indexes; pedobarograph; Podoscopio; image processing.

## 1. INTRODUCCIÓN

La medición de la distribución de la presión plantar es útil para el diagnóstico de enfermedades del pie, como la neuropatía diabética o metatarsalgia, en la evaluación de la deformación del pie, el seguimiento de tratamientos protésicos, la evaluación funcional del pie prequirúrgica y posquirúrgica, en la medicina deportiva (estudio del calzado deportivo) y la evaluación de plantillas, entre otros [1].

Por esta razón, hoy en día el uso de sistemas para analizar la distribución de la presión plantar en un laboratorio de biomecánica o de análisis del movimiento, ya sea con fines académicos o clínicos, es indispensable. Entre estos sistemas se encuentran los podobarógrafos, que son sistemas ópticos de medida de la presión plantar. Estos equipos fueron

desarrollados basándose en un técnica aplicada por primera vez por Chodera en 1957 [2], y durante casi 50 años su diseño y construcción ha ido evolucionando y mejorando, mediante estudios que evalúan el principio físico subyacente, comparan los materiales transductores más utilizados y plantean nuevos métodos de calibración con el fin de eliminar errores producto del material seleccionado. Sin embargo, su desarrollo no se ha estancado, debido a que los podobarógrafos necesitan del procesamiento de imágenes de la planta del pie para obtener resultados, lo cual demanda una alta capacidad de cómputo para poder obtener resultados en un lapso corto. Los computadores han incrementado su capacidad de cómputo en forma acelerada, con un costo relativamente asequible para la gran mayoría de los centros médicos y educativos, y existen muchas aplicaciones



que permiten el procesamiento de video e imágenes de alta resolución en tiempo real.

Además, nuevas tecnologías para la medida de la presión plantar, como los podómetros y las plantillas instrumentadas, han ido opacando el uso del podobarógrafo, sobre todo debido a la facilidad de manejo y precisión. Pero no hay que olvidar que en nuestro medio un equipo de bajo costo, como el podobarógrafo, sería una opción interesante en el apoyo diagnóstico de los podólogos y otros especialistas.

De esta manera, aprovechando las bondades de los computadores modernos, este estudio describe el desarrollo en su primera fase de un podobarógrafo de alta resolución, capaz de analizar la planta del pie estática o dinámicamente y determinar a partir de tal análisis, por medio de un software, cómo es la distribución de las presiones plantares del pie ejercidas sobre el piso, cuáles son los puntos más críticos, emitir una valoración de la huella según condiciones patológicas, como son el pie plano, pie plano normal, pie normal, pie normal cavo, pie cavo, pie cavo fuerte y el pie cavo extremo, además de indicar la relación o posición del calcáneo en estática con el eje longitudinal estático del pie, la medida del arco longitudinal interno, la ocupación del istmo plantar y la relación entre el mediopié y el talón, todos ellos métodos propuestos por los diferentes expertos.

## 2. MARCO TEÓRICO

El pie forma parte inseparable de la función de apoyo, proporción y sostén antigravitatorio del sistema humano, además es un fiel exponente del desarrollo evolutivo, de las transformaciones biológicas y, al mismo tiempo, un ejemplo de los cambios que las situaciones sociales pueden provocar sobre los órganos y estructuras del hombre [3]. Por esta razón su estudio y comprensión son indispensables para garantizar la salud del pie de todas las personas.

Es importante destacar que para el estudio del pie desde el punto de vista morfológico y biomecánico se utilizan diferentes métodos, siendo los más conocidos los siguientes [4]:

- El cinético
- El radiológico
- El fotográfico
- El hipodinámico. Metodología de Shulzhenko
- El tensométrico. Amplificador de Strain
- La oscilografía de cargas
- El computarizado
- La plantografía

Estos métodos han permitido estudiar el pie para lograr su clasificación y determinar las modificaciones que en él se producen.

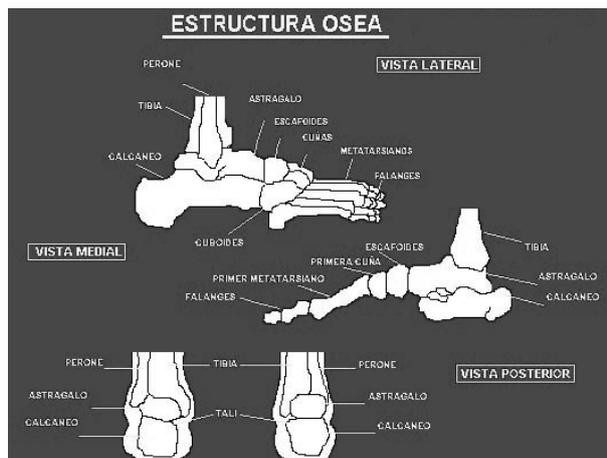
En cuanto a las clasificaciones, hay diferencias entre los investigadores, aunque todos coinciden en tres tipos básicos de pie.

- *Normal.*
- *Plano:* pie en el cual existe una pérdida de la bóveda longitudinal interna.
- *Cavo:* Tiene un aumento exagerado de la bóveda longitudinal interna.

### 2.1 Presiones plantares en estática

En apoyo bipodal el peso del cuerpo se transmite a lo largo de ambas extremidades inferiores llegando a cada pie el 50% de su valor total. El primer hueso del pie, el astrágalo, tiene por misión distribuir esta fuerza hacia sus puntos de apoyo. El pie en estática presenta dos triángulos, uno posterior o de apoyo, que va desde el calcáneo hasta la cabeza de los metatarsianos, y otro anterior o de propulsión que está constituido por los metatarsianos y los dedos.

Al analizar la biomecánica del pie estático y tratar de entender cuál es la proporción de peso que iría hacia el talón y cuál hacia el antepié se han planteado muchas teorías. Según Morton [5] esta proporción es la misma, se distribuye en un 50% hacia cada lugar, sin embargo, Viladot [6], Padovani [7], Arcan [8], entre otros, dicen que hay una carga mayor en el talón. La verdad es que la distribución



**Figura 1.** Estructura ósea del pie, vista lateral (arriba), medial (centro) y posterior (abajo)

del peso es difícil de calcular, ya que en una misma persona varía significativamente debido al balanceo normal del cuerpo o lo que Smith [9] denomina como “dynamic standing”. El balanceo hace que el peso que soportan las diferentes zonas varíe constantemente, y esta distribución depende también de la posición del pie. Además, es importante anotar que la metodología utilizada en los diferentes estudios que se han realizado para registrar las presiones plantares influye también en que éstas sean muy variadas.

En general, casi todos los estudios coinciden en que la presión en el talón es superior a la hallada en el resto del pie y en que en la banda externa del mediopié los valores de presión son muy bajos [10, 11, 12]. En el antepié, al cargar, se produce un descenso del arco transversal con apoyo de las cabezas de los cinco metatarsianos, cuya forma de apoyo ha sido muy debatida.

Los dedos del pie presentan un apoyo relativamente débil, pero en el dedo gordo se observan valores de presión superiores [11]; de esta manera Hughes *et al.* [13] indican que durante el apoyo estático el primer dedo apoya en un 97% de los sujetos del estudio, recibiendo la mayor presión de todos ellos, aunque Rozema *et al.* [12] no diferencian entre el dedo gordo y los demás, habiendo hallado un valor similar.

Por otra parte, si el apoyo es unipodal todos los puntos del pie estarán sometidos a mayor presión, pues la carga no se reparte. Se sabe que el talón posterior se sobrecarga y la presión es superior al doble de su valor en apoyo bipodal, y la banda externa en el mediopié aumenta su anchura y su presión. En el antepié las presiones también se elevan en relación con el apoyo bipodal, pero de modo uniforme entre todos los metatarsianos [11], aunque según Pisani [14], en posición monopodal la carga se reparte entre el primero y el cuarto. Los dedos presentan una presión superior en apoyo monopodal debido, además del aumento de la carga, al trabajo de los músculos flexores, solicitados por las oscilaciones del pie, que realizan una labor de agarre al suelo y de estabilización [15].

## 2.2 Presiones plantares durante la marcha

Existen muchos estudios sobre la distribución de las presiones durante la marcha, los cuales presentan valores muy distintos. Probablemente esto ocurre por los diferentes métodos y técnicas utilizados en cada uno de ellos [10, 16, 17, 18]. En general, se describe [6, 18, 19] que el peso que llega al suelo durante la marcha no es uniforme, sino que varía dibujando ondas, con dos picos de presión; uno de ellos coincide con el contacto del talón y el otro con el despegue.

Para poder describir las presiones que se generan en el pie durante la marcha, normalmente los autores dividen la planta del pie considerando las zonas de mayor interés biomecánico. Se suele aceptar que la máxima presión local de todo el pie se registra en el talón [6, 11] y esto se produce durante su contacto inicial con el suelo, aunque hay autores como San Gil Sorbet *et al.* [20] que indican que la principal zona de apoyo es el antepié. Grundy *et al.* [21] describen que la máxima presión ocurre en el momento en que también contacta el borde lateral de las cabezas metatarsianas. Lo importante es que todos concuerdan en que conforme avanza el peso del cuerpo a la zona central del talón y aumenta la superficie de apoyo, la presión se va reduciendo [22].



Los valores de presión en los distintos estudios son muy variables [10, 11, 12], por lo cual no existe ninguno que pueda definir con exactitud el valor de las presiones en el talón durante la marcha. Claro está, que sí se indica que las zonas de presión son bastante parecidas a las encontradas en estática. Las diferencias son la aparición de nuevas áreas y el aumento de la superficie de la zona central del talón posterior.

En relación con las presiones en el antepié, Viladot Perice y Viladot Voegeli [23] describen que durante la marcha, después del apoyo inicial de las cabezas de los metatarsianos laterales, se produce una progresiva liberación de éstas para que las mediales alcancen el suelo, de forma que pueda iniciarse la fase de despeque de los dedos. A pesar de que para Morton [5] y para Rozema [12] *et. al.* es el primer metatarsiano el que presenta mayor presión seguido del segundo, la mayoría de los autores [10, 24, 25, 26] describen una mayor presión en las cabezas del segundo y tercer metatarsiano, alcanzándose en estos puntos entre el 60% y el 100% del valor, en el impacto del talón. Es importante resaltar como el apoyo terminal sobre la primera cabeza metatarsiana y el dedo gordo es esencial para la marcha, ya que constituyen el punto de apoyo para que los músculos flexores ejerzan su fuerza propulsora.

Todas estas diferencias entre los datos aportados por los distintos autores indican que no existe un único patrón de distribución de las presiones plantares [27]. Aunque a partir de la investigación de Hughes *et al.* [13] se proponen cuatro patrones normales que varían según diferencias individuales:

1. *Patrón medial*: mayor apoyo en el tercero, seguido muy de cerca por el primero y segundo metatarsiano.
2. *Patrón medial-central*: mayor apoyo en el segundo y tercer metatarsiano, seguido del primero.
3. *Patrón central*: mayor apoyo en el segundo y tercer metatarsiano, seguido del cuarto.
4. *Patrón central-lateral*: mayor apoyo del tercero, cuarto y quinto metatarsiano.

Para el mediopié se acepta, en general, que no cumple ningún papel en la transferencia del peso del talón al antepié [11, 12, 22]. Aunque autores como Perry [28] y Sánchez Lacuesta [22] hablan de que la presión en este área representa un 10% de la del contacto máximo del talón.

Con relación a la valoración del tipo de pie, en general, se sabe que, si se deseara determinar por medio del análisis de su huella plantar, no es lo mismo hacerlo con un análisis estático que con uno dinámico, pues durante la marcha la apreciación de alguna patología no es muy representativa. Parece ser que la huella plantar al establecerse habitualmente de forma estática, no tiene concordancia con el comportamiento dinámico del pie, el cual puede mostrar patologías no perceptibles en la posición estática [29].

### 2.3 Factores que influyen en las presiones plantares

Es posible diferenciar los factores que influyen sobre la distribución de las presiones plantares. Entre ellos pueden mencionarse el peso, la edad, el sexo, la velocidad de la marcha [25].

#### 2.3.1 Peso

A pesar de la débil correlación entre el peso y las presiones plantares descrita por algunos autores [30], se acepta que existe una importante relación entre dichos factores. Por ejemplo, algunos afirman [25, 31] que tanto al andar como al correr cuanto menor es el peso corporal, menores son las presiones en todo el pie, excepto en los dedos. De hecho parece que en personas con sobrepeso, tanto descalzos como calzados, se altera la distribución de las presiones plantares, pues se ve un incremento en la zona lateral del pie, sobre todo en la fase media de su contacto, con menores picos en la cabeza del primer metatarsiano [31]. Concretamente Hughes *et al.* [32] hablan de la existencia de una correlación importante entre el peso y la presión en la cabeza del cuarto metatarsiano. En general, podría decirse que los sujetos pesados tienden a usar menos la zona medial del antepié.

### 2.3.2 Edad

La marcha en los niños tiene unas características especiales que van evolucionando con la maduración del sistema nervioso y que se estabiliza hasta conseguir las características de la marcha del adulto. Esto sucede, según la mayoría de los autores, hacia los 7 años.

Respecto a las presiones plantares en el niño, como indican Henning *et al.* [24] y Damiano *et al.* [33], son menores que en el adulto, debido a su menor peso, y en proporción existe una mayor presión sobre la cabeza del primer metatarsiano debida al valgo de rodilla presente frecuentemente, el cual conduce a una mayor pronación del pie.

En las personas de edad (a partir de los 60-70 años) existen variaciones en los indicadores de la marcha, independientemente de las alteraciones debidas a posibles patologías. Según Murray *et al.* [34] no se debe considerar una marcha patológica, sino más bien una marcha cauta. En ellos, el pie es más horizontal en el contacto de talón, debido a un menor rango de movimiento en las articulaciones de las extremidades inferiores, lo que condiciona una disminución de la fuerza de reacción vertical y de los picos de presión durante el apoyo [35].

### 2.3.3 Sexo

La mayoría de los autores coinciden en que muchas veces no es el sexo el que determina la distribución de las presiones plantares, sino la utilización de calzado diferente y las características antropométricas, como un menor peso en las mujeres. De todas formas, Henning *et al.* [24] describen patrones de distribución muy similares en niñas y niños. Por otra parte, generalmente la movilidad articular de las mujeres es mayor y esto puede influir en que los hombres, con mayor rigidez y menor pronación en la fase de apoyo, tiendan, como indican Pink y Jobe [35], a localizar la mayor presión sobre la zona lateral del antepié y de los dedos.

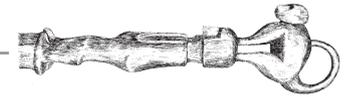
### 2.3.4 Velocidad y cadencia de la marcha

La velocidad y la cadencia están relacionadas entre sí, ya que a menor velocidad, con la misma longitud de paso, mayor será el número de pasos que se puedan dar por minuto, es decir, mayor será la cadencia [22]. Se ha demostrado que las presiones plantares son directamente proporcionales a estos factores [14, 36]. Se dice que al aumentar la velocidad y, por tanto, la cadencia, aumenta de forma lineal la presión en el talón, en la zona medial del antepié y en los cuatro primeros dedos, mientras que no hay diferencias o disminuyen las presiones en la zona lateral del antepié y en el quinto dedo [32].

En la carrera la mayor velocidad aumenta el total de las fuerzas de dos a tres veces y, por ende, las presiones también son mayores [12]. En general, al correr, la presión mayor no corresponde al talón, como en la marcha, sino al antepié, y dentro de éste, es mayor en la cabeza del segundo metatarsiano, seguido del primero y del tercero.

Cuando se realiza un estudio de presiones plantares durante la marcha normal, se considera que no es necesario controlar la velocidad de la persona evaluada, sino que es mejor dejar que camine a su velocidad cómoda, para que no se altere su patrón de marcha ni suponga un mayor gasto energético [39].

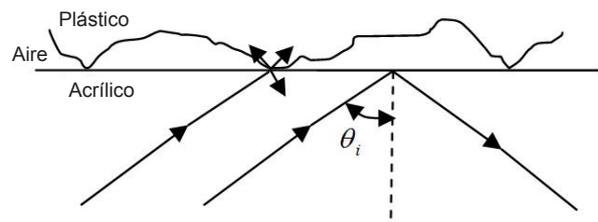
En el estudio del pie, entre otras variables, conocer la presión que soporta cada punto de su superficie plantar es importante [29]. Desde el siglo pasado, se han desarrollado diferentes métodos cualitativos, semicuantitativos y cuantitativos para medir la presión plantar. Los métodos cualitativos son muy utilizados, debido ante todo a su bajo costo; se basan en el estudio visual por parte de un examinador de la interacción del pie con el suelo. Entre los métodos cualitativos están el podoscopio convencional, los plantogramas hechos con impresiones sobre papel y el fotopodograma que se hace con papel fotográfico. Los métodos semicuantitativos cuantifican imágenes obtenidas a partir de las técnicas cualitativas mediante técnicas digitales de procesamiento;



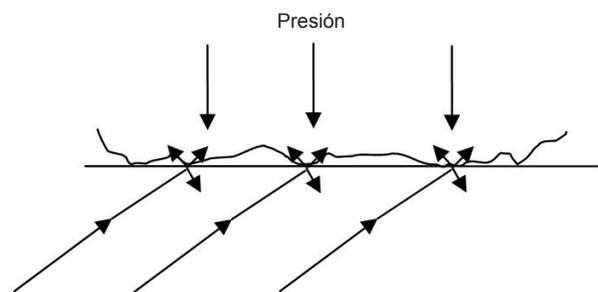
entre ellos están los podobarógrafos de esferas y lisos. Finalmente, están los métodos cuantitativos que, mediante transductores electromecánicos, transforman los diferentes valores de presión en una magnitud eléctrica cuantificable; estos métodos están representados por las plataformas de fuerza, podómetros y plantillas instrumentadas [3].

Entre los dispositivos semicuantitativos para medir la presión plantar podemos encontrar el podobarógrafo, el cual consiste en una placa transparente (por ejemplo, de acrílico o de vidrio), en cuyos bordes hay dos luces fluorescentes que canalizan la luz a través de ella y en cuya parte superior hay un material que cumple el papel de transductor del dispositivo, aplicando un fenómeno que fue descrito por Betts *et al.* [37]. En general lo que sucede es lo siguiente: la luz que entra por los bordes de la placa acrílica es reflejada totalmente entre las superficies superior e inferior de dicha placa. La reflexión total sólo ocurre cuando los rayos de luz viajan desde un medio con un índice de refracción alto a otro con un índice de refracción bajo, como en este caso, del acrílico al aire. Sin embargo, en aquellas zonas donde el plástico está en contacto íntimo con el acrílico, la reflexión total interna no ocurre, ya que el plástico tiene un índice de refracción mayor que el del acrílico. En estas zonas de contacto, los rayos de luz son refractados fuera del acrílico y dispersados en todas direcciones desde la superficie del plástico. Esta dispersión forma la imagen de la planta del pie que puede ser vista desde el podoscopio (figura 2, adaptada de Betts *et al.* [37]). En la figura 2,  $\mu_a$ ,  $\mu_{ac}$ ,  $\mu_p$  son los índices de refracción del aire, acrílico y plástico respectivamente;  $\theta_i$  y  $\theta_c$  son el ángulo de incidencia y el ángulo crítico.

A escala microscópica, el plástico tiene una superficie deformable y no uniforme, por consiguiente, cuando la presión se aplica a la superficie superior del plástico, dicha superficie será forzada a entrar en contacto íntimo con el acrílico; el área total de contacto dependerá de la presión aplicada y la heterogeneidad del material plástico.



$$\begin{aligned} \mu_a < \mu_{ac} < \mu_p \\ \theta_i < \theta_c & \text{ Para refracción} \\ \theta_i > \theta_c & \text{ Para reflexión total} \\ & \text{ interna} \end{aligned}$$

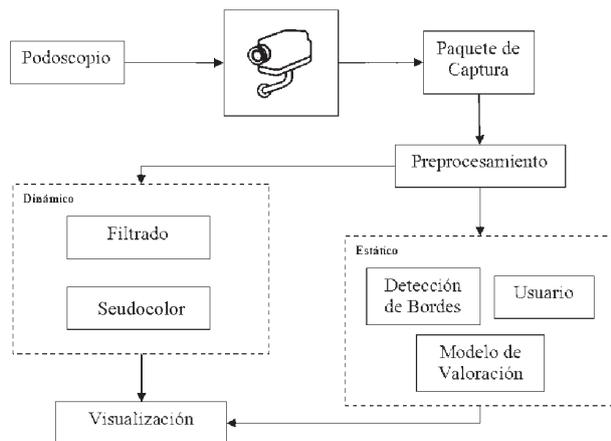


**Figura 2.** Representación de los principios físicos que se dan en la separación plástico/acrílico

### 3. DESCRIPCIÓN

El dispositivo usado en este estudio puede clasificarse en la categoría de métodos semicuantitativos, específicamente como un podobarógrafo liso. Dicho dispositivo mide la distribución de la presión en cada zona de la planta del pie, mediante la relación presión-intensidad con la ayuda de un podoscopio [38]; además, con una interfaz de usuario amigable, posee la opción de valorar estáticamente el pie por medio de índices podológicos, como el de Hernández Corvo y el de Chippaux, entre otros.

En la figura 3 se presenta un diagrama donde se especifican cada uno de los componentes del sistema que de ahora en adelante llamaremos PodoMED.



**Figura 3.** Esquema de desarrollo para el análisis del movimiento en dos dimensiones

En las siguientes secciones explicaremos algunos de los componentes y procesos realizados para la construcción del sistema PodoMED.

### 3.1 Diseño y construcción del podoscopio

La idea fue optar por el diseño y construcción de un prototipo de laboratorio que combinara materiales locales, tecnologías tradicionales e infraestructura de diseño y construcción convencionales, y que fuera lo más confiable posible, pues el objetivo es atender el deseo de los pacientes que necesitan un diagnóstico y tratamiento adecuados [39].

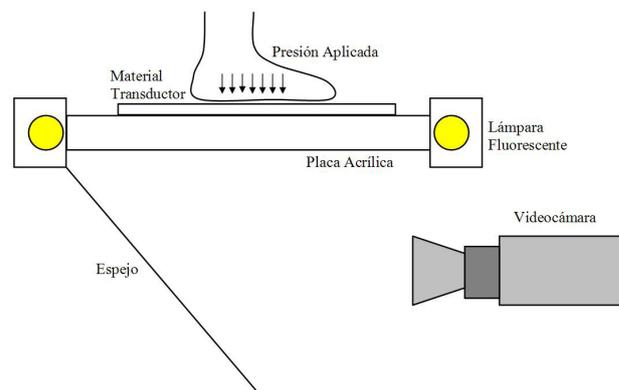
Se construyó una plataforma de 2,5 m de largo, 0,6 m de ancho y 0,5 m de alto. Para esto se usaron perfiles de acero HR, haciendo unos marcos con los ángulos que formaran la base de la estructura y sobre la cual iría el paciente. Para soportar todo este peso se le construyeron 6 patas, hechas con tubería de acero de 30 mm, dos en cada extremo y otras dos en la mitad de la plataforma.

El diseño del podoscopio en particular está compuesto por una placa de acrílico de 40 cm de ancho, 60 cm de largo y 1 cm de espesor. En dos de sus extremos posee dos lámparas fluorescentes que concentran su luz a través del espesor del acrílico, gracias a esto se crea un efecto óptico cada vez que se presiona sobre la superficie del acrílico; de-

pendiendo de la presión que se ejerza sobre dicha superficie, variará este efecto.

### 3.2 Paquete de captura

En esta etapa se creó la librería libVideo para la reproducción y captura del video, que se realiza con una cámara de video digital. Dicha cámara es una Sony HDR FX-1 que posee una frecuencia de grabación de 30 cuadros por segundo y soporta un formato de filmación DV. La disposición de la cámara para la grabación puede verse en la figura 4.



**Figura 4.** Ubicación de la cámara y el podoscopio en el dispositivo PodoMED.

El funcionamiento de la librería libVideo utiliza algunas librerías propias para la reproducción y captura del video en formato AVI contenidas en el SDK de DirectShow. El protocolo de captura que se aplicó fue el mencionado en Díaz *et al.* [40].

### 3.3. Preprocesamiento

Para la etapa de preprocesamiento, en la cual se eliminan las distorsiones ópticas y el desentrelazado propio del formato NTSC de las cámaras convencionales, se implementó la librería libProcesamiento desarrollada para el software CineMED [40]. Vale la pena mencionar que dicho desentrelazado aumenta a 60 el número de cuadros por segundo que posee el video, lo que es suficiente para analizar cualquier evento que transcurra durante el apoyo.



### 3.4 Selección del material transductor

Después de la construcción de los paquetes de captura y preprocesamiento, se prosiguió con la identificación de los ruidos presentes en el sistema, más específicamente en la imagen de la huella plantar captada por el podoscopio. Mediante observación y teniendo en cuenta las recomendaciones sugeridas por la literatura [37], se determinaron los diferentes ruidos que afectaban la imagen, sus posibles causas y soluciones.

Luego, teniendo en cuenta los resultados obtenidos en el primer paso, se procedió a buscar cuál era el material que reunía las características idóneas para ser utilizado como transductor en el podoscopio. Se tomó un video del golpe de talón, usando los materiales recomendados como se propone en [41], y se procedió a realizar un análisis de las características y bondades de dicho material. Finalmente, el material utilizado fue un material fotográfico de superficie plástica.

### 3.5 Módulo dinámico

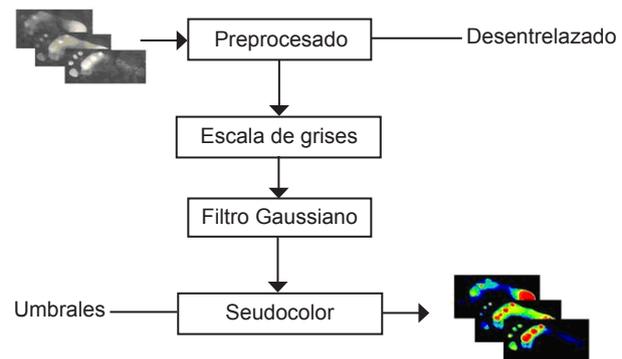
Como se mencionó, el dispositivo posee un módulo dinámico y un módulo estático, que sirven para medir la distribución de las presiones plantares durante la marcha y en bipedestación. A continuación se explica el desarrollo del módulo dinámico.

Para el análisis dinámico de la huella plantar se tuvieron que utilizar algunos filtros para imágenes, con el fin de eliminar el ruido que persistía en la imagen. La selección de dicho filtro se produjo con un análisis de la imagen resultante al usar cada uno de los diferentes filtros propuestos, estudiando píxel a píxel datos de cada imagen y comparando su relación con la imagen original.

Después de seleccionar el filtro óptimo para eliminar el ruido presente, a las imágenes que componen el video se les aplica la librería de preprocesado, luego dichas imágenes se transforman a escala de grises y se filtran para obtener una imagen de mejor calidad. Tras eso, las imágenes se someten a un procesamiento de pseudocolor, que consiste en

darle un valor RGB (un valor en color) a un determinado rango de escala de grises; dicho valor de color corresponde a un nivel de presión determinado. Por ejemplo, los colores rojos y amarillos indican un nivel alto de presión mientras que los colores azules indican uno bajo. En el esquema presentado en la figura 4 puede verse con más facilidad el procedimiento descrito.

Después, el software crea un video de las imágenes en pseudocolor, con el fin de observar la distribución de las presiones en la planta del pie durante la marcha.

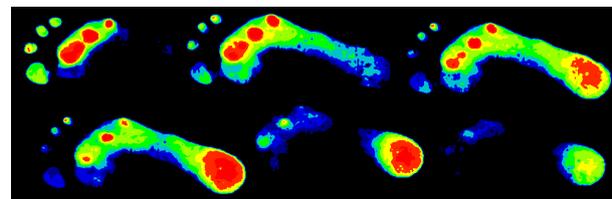


**Figura 5.** Secuencia del sistema PodoMED para procesar la imagen capturada de la planta del pie.

En la figura 6 puede observarse una imagen de los resultados entregados por el módulo dinámico durante algunas de las fases que involucra el apoyo plantar durante la marcha.

### 3.6. Módulo estático

Por otro lado, si se requiere un análisis estático de las presiones de la planta del pie para hacer una



**Figura 6.** Imágenes obtenidas a partir del video entregado por el módulo dinámico.

valoración de éste y determinar alguna patología, entonces se opta por enviar esos cuadros a la librería de preprocesamiento, donde las imágenes son también transformadas a escalas de grises, luego se realiza un reconocimiento de determinados puntos de la planta del pie con la ayuda del usuario y un sistema de detección de borde para así poder establecer, mediante el procesamiento del modelo de valoración (entre los cuales están el índice de valgo, el ángulo de Clarke y los índices de Chippaux, de Stahelli y de Hernández Corvo), medidas muy útiles para diferenciar pies normales y patológicos. Al final, el software crea una imagen del pie donde imprime la valoración determinada por el modelo y algunas variables de interés para los podólogos.

En la figura 7 puede observarse el modelo de valoración del índice de Hernández Corvo aplicado a la imagen de la planta del pie obtenida con el podoscopio. Normalmente los podólogos determinan de una forma manual la longitud de las rectas rojas entre las cruces amarillas; por el contrario, PodoMED lo realiza automáticamente a partir de ciertos clics que el podólogo da sobre la imagen.



**Figura 7.** Imagen entregada por el módulo estático del sistema PodoMED para la valoración de la huella plantar.

El modelo con el índice de Hernández Corvo logra la valoración final con la aplicación de la fórmula:

$$IC = \frac{X - Y}{X}$$

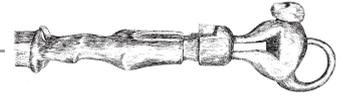
donde, dependiendo del valor entregado por IC, se clasifica el pie en alguno de los siguientes estados:

0-34%	Pie plano
35-39%	Pie plano-normal
40-54%	Pie normal
55-59%	Pie normal-cavo
60-74%	Pie cavo
75-84%	Pie cavo fuerte
85-100%	Pie cavo extremo

#### 4. RESULTADOS

Al analizar los posibles ruidos que se presentaban y que disminuían la calidad de la imagen se identificaron los siguientes:

- *Ruido proveniente de la luz ambiental y artificial.* Debido a que la imagen es captada a través de una placa de acrílico, toda luz del ambiente, como la proveniente de lámparas o cualquier clase de luz diferente a las lámparas del podoscopio, la atravesará y será captada por la cámara, afectando el contraste de la huella plantar.
- *Ruido generado por el mismo podoscopio.* Este es tal vez el ruido más difícil de eliminar. Se produce debido a que el acrílico no es capaz de canalizar a través de su espesor toda la luz producida por las lámparas fluorescentes y se crea un brillo acentuado en los bordes del acrílico cercanos a las lámparas.
- *Ruido generado por el mismo paciente.* Este ruido es generado por la luz que se refleja en el individuo proveniente de las lámparas; por ser transparente el acrílico, no solo se capta la huella, sino también el reflejo de la luz en el tobillo y las partes laterales del pie.



Con el ánimo de solucionar todos estos inconvenientes, se decidió que el espacio interior donde se encuentra la cámara debe estar totalmente aislado de cualquier luz externa, disponiendo una superficie opaca sobre el acrílico y sus alrededores, que a la vez serviría como transductor del dispositivo.

En busca de determinar las características generales que debía tener el material, se hizo un proceso de preselección, que consistió en escoger varios materiales recomendados en la literatura y tomar fotografías de la huella de un paciente en el momento de apoyarse sobre su planta en el podoscopio, para analizar características como el contraste y el brillo de la imagen tomada. Mediante el análisis de todas estas pruebas se determinaron algunas características generales que había de tener el material transductor:

- Debe ser opaco.
- Debe ser blanco en la superficie en contacto con el medio transparente.
- No debe quedarse adherido al material transparente (baja viscoelasticidad y superficie no uniforme).
- Debe poseer textura lisa o una textura que no afecte la adquisición de la imagen.

Se comprobó el uso de papel fotográfico plástico como el material transductor ideal en estos dispositivos, según los recomendados por Franks y Betts [41].

La presencia del ruido asociado al material se les puede atribuir a dos causas. La primera se debe a la textura del material; la superficie de la tela posee una textura que impide su contacto con la piel en algunos puntos, lo que genera una pérdida de información. La segunda se debe a la adherencia del material con el acrílico; dependiendo de las características superficiales del material y de su viscoelasticidad, se adhiere a la superficie de una determinada forma.

Finalmente, para contrarrestar la pérdida de calidad de la imagen del podoscopio debida a todos

los ruidos existentes, se experimentó con una serie de filtros para procesamiento de imágenes. En total se escogieron tres filtros para ser analizados. Esta selección se justificó por la búsqueda de filtros que suavizaran un poco la imagen, puesto que era una de las características que más problemas presentaba. Los filtros seleccionados para este fin fueron: el filtro de mediana de ventana 5 x 5, el filtro de mediana mejorado y un filtro gaussiano. Luego se analizó la imagen usando cada tipo de filtro por medio de estimación visual y evaluación cualitativa de cada una de las características relevantes (contraste, brillo, eliminación de ruido, suavidad de la imagen).

## 5. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

En nuestro medio existe la necesidad de una herramienta para medir la distribución de las presiones plantares que ayude a los expertos a mejorar el diagnóstico y tratamiento que se les da a los pacientes con un patrón de marcha alterado por una patología. Lo ideal es realizar un análisis estático y otro dinámico, pues la huella plantar al establecerse habitualmente de forma estática no tiene concordancia con el comportamiento dinámico del pie, ya que, durante la marcha, un pie patológico se puede comportar como un pie con huella normal.

En la toma de las imágenes de la huella plantar por medio de un dispositivo como este hay que tener en cuenta la presencia de ruidos que disminuyen la calidad de la imagen, debidos a la luz ambiental y artificial, al podoscopio y al paciente mismo. Tampoco se pueden olvidar las características generales apropiadas del material para la frontera persona-medio de transmisión transparente: opaco, blanco en la superficie en contacto con el acrílico, no debe quedarse adherido al medio de transmisión transparente, sino cuando se le presiona contra éste, debe ser lo más delgado posible y, por último, debe poseer textura lisa o una textura que no afecte la obtención de la imagen. Además, para contrarrestar la pérdida de calidad de la imagen del podoscopio causada por todos los ruidos existentes, el filtro más apropiado

que se le puede aplicar a la imagen es el gaussiano, pues suaviza y disminuye de la mejor manera el ruido existente en la imagen.

Por fin, para que el dispositivo logre entregar medidas cuantitativas de la presión plantar es necesario realizar un proceso de calibración y crear la curva de linealidad entre el nivel de luz y la cantidad de presión en cierto punto. En la próxima fase de este dispositivo se desea llevar a cabo el proceso de calibración y la prueba piloto para comprobar su repetibilidad y confiabilidad, con el fin de valorar el sistema.

## REFERENCIAS

- [1] Comin, M.; Pérez, J. M.; Villarroya, A.; Nerón, S. y Moros, T. (2003). Factores que influyen en presiones plantares. *Meditel Ingeniería Médica*.
- [2] Chodera, J. (1957). Examination methods of standing man. F. U. Czechoslovakian Academy of Sciences, Prague. Vols 1-3.
- [3] Prat, J. M. y Sánchez-Lacuesta, J. (2002). Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV), IMPIVA Generalitat Valenciana, Valencia.
- [4] Negrín, R. (2001). El pie, su importancia en la función de apoyo y su relación con la actividad física. En: *Lecturas: Educación Física y Deportes*, revista digital. Buenos Aires. Año 7, N° 38.
- [5] Morton, D. (1948). *The human foot*. New York: Columbia University Press.
- [6] Viladot, A. (1984). Biomecánica: estática y exploración. En Viladot A. (ed). *Patología del antepié*. Barcelona: Toray. p. 29-54.
- [7] Padovani. Citado por Viladot Perice R. y Alvarez Goenaga F. (1995). *Patología del pie calzado*. Jano; 49 (1 129); 98-102.
- [8] Arcan, M. and Brull, M.A. (1976). A fundamental characteristic of the human body and foot, the foot-ground pressure pattern. *Journal of Biomechanics*; 9: 453-457.
- [9] Smith, J. W. Citado por Viladot, A. (1984). Biomecánica: estática y exploración. En Viladot A. (ed). *Patología del antepié*. Barcelona: Toray; p. 29-54.
- [10] Grieve, D. W. and Rachdi, T. (1984). Pressures under feet in standing and walking as measured by foil pedobarography. *Ann Reum Dis*; 43: 816-818.
- [11] Lavigne, A. y Noviel, D. (1994). Estudio clínico del pie y terapéutica por ortesis. Barcelona: Masson.
- [12] Rozema, A.; Ulbrecht, J.; Pammer, S. and Cavanagh, P. (1996). In shoe plantar pressures during activities of daily living: implications for therapeutic footwear design. *Foot Ankle Int* 1996; 17 (6): 352-359.
- [13] Hughes, J.; Pratt, L.; Linge, K.; Clark, P. and Klenerman, L. (1991). Reliability of pressure measurements: The EMED F - System. *Clin Biomech*; 6:14-18.
- [14] Pisani, G. (1975). Biodinámica dell'avampiede. *Min Ortop Traum*; 26: 590-598.
- [15] Núñez-Samper, M. y Llanos L. F. (2006). *Biomecánica, medicina y cirugía del pie*. Barcelona: Masson. 2 ed.
- [16] Martínez, M.; Pérez, J. M.; Herrera, A.; Cevollada, D. y Martínez, J. (1998). Tratamiento ortopédico de las metatarsalgias y su valoración mediante baropodometría. *Revista de Ortopedia y Traumatología*; 42: 456-462.
- [17] Cavanagh, P. R. and Michiyoshi, A. (1980). A technique for the display or pressure distributions beneath the foot. *J Biomech*; 13: 69-75.
- [18] Lord, M. and Hosein, R. B. (1992). Method for in-shoe shear stress measurement. *J Biomed Eng*; 14: 181-186.
- [19] Morgenstern, R. Método de análisis biomecánico de la marcha en pacientes portadores de prótesis de rodilla. *Biomecánica* 1993; 2:13-18.
- [20] San Gil, A.; Forriol, F. y Gómez, L. (1989). Análisis de la distribución de los centros de presión sobre la huella plantar. *Revista de Medicina y Cirugía del Pie*; 111 (1): 7-12.
- [21] Grundy, M.; Tosh P. A.; McLeish, R. D. and Smidt, L. (1975). An investigation of the centres of pressure under the foot while walking. *J Bone Joint Surg*; 57-B: 98-103.
- [22] Sánchez-Lacuesta, J. (1993). Biomecánica de la marcha humana normal. En: Prat J. (coord.). *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Valencia: Generalitat Valenciana; p. 19-112.
- [23] Viladot, A. y Viladot, V. A. (1990). La marcha humana. *Revista Ortopédica de Traumatología*; 34: 99-108.
- [24] Henning, E. M.; Staats, A. and Rosenbaum, D. (1994). Plantar pressure distribution patterns of young school children in comparison to adults. *Foot Ankle*; 15(1): 35-40.



- [25] Bennetti, P. J. and Duplonk, L. R. (1993). Pressure distribution beneath the human foot. *J Am Podiatr Med Assoc*; 83 (12): 674-678.
- [26] Plank M. J. T. (1995). The pattern of forefoot pressure distribution in hallux valgus. *The Foot* 1995; 5: 8-14.
- [27] Momburg, B. (1984). Citado por Viladot A. Biomecánica: estática y exploración. En Viladot A. (ed.). *Patología del antepié*. Barcelona: Toray; 1984. p. 29-54.
- [28] Perry, J. Gait analysis. Normal and pathological function. Thorofare: Siack; 1992.
- [29] Comín, M.; Pérez J. M.; Villarroya, A.; Ballarriga, S. y Moros, T. (2003). Factores que influyen en presiones plantares. *Meditel Ingeniería Médica*.
- [30] Sarnow, M. R.; Veves, A.; Giurini, J. M.; Rosenblum, B. I.; Chrzan, J. S. and Habershaw, G. M. (1994). In shoe foot pressure measurements in diabetic patients with at risk feet and in healthy subjects. *Diabetes Care*; 17 (9):1002-1006.
- [31] Nyska, M.; McCabe, C.; Linge, K. and Lenerman, L. (1995). Effect of the shoe on plantar foot pressures. *Acta Orthop Scand*; 66 (1): 54-56.
- [32] Hughes, J.; Cark, P. and Klenerman, L. (1993). The importance of the toes in walking. *J Bone Joint Surg*; 72B (2): 245-251.
- [33] Damiano, D. L.; Abel, M. F.; Fontaine, J.; Juhl, G. and Carmines, D. (1998). Age related changes in plantar pressure during gait in normally developing children. *Gait Posture*; 7 (2): 175-176.
- [34] Murray, M. P.; Kory, R. C. and Clarkson, B.H. (1969). Walking patters of healthy old men. *J Gerontol*; 24 (2): 169-178.
- [35] Pink, M. M. and Jobe, F. W. (1997). The foot/shoe interface. In Guten G. N. (ed.). *Running Injuries*. Filadelfia: WB Saunders Company; 1997. p. 20-29.
- [36] Soames, R. W. and Richardson, R. P. S. (1978). Stride length and cadences: their influence on ground reaction forces during gait. In: Winter D. A.; Norman R. W.; Weils R. P.; Hayes K. C. and Patla A. E. (ed.). *Biomechanics IX*. Champaign: Human Kinetics Publishers. p. 406-410.
- [37] Betts, R. P.; Duckworth, T. and Austin, L. G. (1980). Critical light reflection at a plastic/glass interface and its application to foot pressure measurements, *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol. 4, pt 3, p. 136-142.
- [38] Hernández, R. (1989). *Morfología funcional deportiva: sistema locomotor*. Barcelona: Paidotribo.
- [39] Zhu, H.; Werstch, J.; Harris, G. F.; Henry, M. and Alba, H. (1995). Walking cadence effect on plantar pressures. *Archives of Physical and Medical Rehabilitation* 1995; 76:1000-1005.
- [40] Díaz, C.; Ramírez, J.; Torres, A.; García, L. y Álvarez, N. (2006). Descripción de un dispositivo destinado al análisis de la marcha en dos dimensiones CineMED. *Revista EIA No. 5*, p. 85-92.
- [41] Franks, C. I. and Betts, R. P. (1988). Selection of transducer material for use with optical foot pressure systems. *Journal of Biomedical Engineering*, Vol. 10 pt 4, p. 365-367.

