

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA ÓPTICO DE ANÁLISIS DE  
DISTRIBUCIÓN DE PRESIONES PLANTARES PARA EL DIAGNÓSTICO DE PIE  
DIABÉTICO POR MEDIO DE TÉCNICAS DE VISIÓN POR COMPUTADOR**



**Dagoberto Mayorca Torres**

**Universidad del Cauca  
Facultad de Ciencias Naturales, Exactas y de la Educación  
Departamento de Física  
Ingeniería Física  
Popayán, Febrero del 2011**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA ÓPTICO DE ANÁLISIS DE  
DISTRIBUCIÓN DE PRESIONES PLANTARES PARA EL DIAGNÓSTICO DE PIE  
DIABÉTICO POR MEDIO DE TÉCNICAS DE VISIÓN POR COMPUTADOR**



**Monografía presentada como requisito parcial para optar por el título de  
Ingeniero Físico**

**Dagoberto Mayorca Torres**

**Director: Ing. Edgar Leonairo Pencue Fierro**

**Universidad del Cauca  
Facultad de Ciencias Naturales, Exactas y de la Educación  
Departamento de Física  
Ingeniería Física  
Popayán, Febrero del 2011**

## TABLA DE CONTENIDO

<b>INTRODUCCION.....</b>	<b>3</b>
<b>1. ANATOMIA Y FISIOLOGIA DEL MIEMBRO INFERIOR.....</b>	<b>5</b>
1.1. DESCRIPCIÓN GENERAL DEL MIEMBRO INFERIOR .....	5
1.2. ANATOMÍA Y SUS ARTICULACIONES .....	6
1.3. BIOMECANICA DEL PIE Y BÓVEDA PLANTAR .....	8
1.4. PATOLOGÍAS Y ENFERMEDADES DE LA BÓVEDA PLANTAR .....	11
1.5. INDICES DE VALORACION DE LA HUELLA PLANTAR .....	13
<b>2. DIABETES MELLITUS Y SUS COMPLICACIONES.....</b>	<b>15</b>
2.1. MANIFESTACIONES CLINICAS.....	16
2.2. FACTORES DE RIESGO Y VALORACION DEL PIE .....	16
2.3. NEUROPATÍA DIABÉTICA.....	17
2.4. PIE DIABÉTICO Y SUS COMPLICACIONES .....	18
2.5. DISTRIBUCIÓN DE PRESIONES EN PACIENTES DIABÉTICOS .....	19
<b>3. SISTEMAS DE MEDICIÓN DE DISTRIBUCION DE PRESIONES.....</b>	<b>21</b>
3.1. SISTEMAS CUALITATIVOS.....	22
3.2. SISTEMAS CUANTITATIVOS.....	23
3.3. SISTEMAS SEMICUANTITATIVOS.....	24
<b>4. CONCEPTOS DE VISIÓN ARTIFICIAL .....</b>	<b>29</b>
4.1. MODELO IDEAL DE CÁMARA (MODELO PINHOLE) .....	29
4.2. CALIBRACIÓN DE CÁMARA.....	29
4.3. IMAGEN DIGITAL.....	30
4.4. PROCESAMIENTO DE IMÁGENES .....	32
<b>5. CONSTRUCCIÓN Y CARACTERIZACION DEL SISTEMA ÓPTICO .....</b>	<b>36</b>
5.1. CONSTRUCCION DEL SISTEMA HARDWARE .....	36
5.2. CARACTERIZACIÓN Y CALIBRACIÓN .....	42
5.3. IMPLEMENTACION Y DESARROLLO SOFTWARE .....	44
<b>6. PRUEBA DE CAMPO .....</b>	<b>51</b>
6.1. PROCEDIMIENTOS Y MÉTODOS .....	51
6.2. PROTOCOLO ESTADÍSTICO .....	52
<b>RESULTADOS.....</b>	<b>53</b>
<b>CONCLUSIONES.....</b>	<b>63</b>
<b>REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS .....</b>	<b>65</b>
<b>ANEXOS .....</b>	<b>68</b>

## LISTA DE FIGURAS

<b>FIGURA 1:</b> IMAGEN DE LOS SEGMENTOS DEL MIEMBRO INFERIOR . . . . .	6
<b>FIGURA 2:</b> IMAGEN DE LAS ARTICULACIONES DEL PIE VISTA DESDE ABAJO . . . . .	7
<b>FIGURA 3:</b> IMAGEN DE LOS HUESOS DEL PIE VISTA DESDE ABAJO . . . . .	8
<b>FIGURA 4:</b> BÓVEDA PLANTAR, LOS PUNTOS A, B Y C FORMA EL TRIANGULO DE SUSTENTACIÓN DE LA HUELLA PLANTAR . . . . .	9
<b>FIGURA 5:</b> ESTRUCTURA DE LA BÓVEDA PLANTAR, IMAGEN EN VISTA LATERAL . . . . .	9
<b>FIGURA 6:</b> IMAGEN DE LA BÓVEDA PLANTAR DE TRANSMISIÓN DE FUERZAS DESDE EL TARSO POSTERIOR AL RESTO DEL PIE . . . . .	10
<b>FIGURA 7:</b> PATOLOGÍAS DE LA HUELLA PLANTAR. A) CLASIFICACIÓN DL PIE PLANO. B) CLASIFICACIÓN DEL PIE CAVO . . . . .	12
<b>FIGURA 8:</b> PROCEDIMIENTO PARA EL CÁLCULO DE ÁNGULO DE CLARKE Y ÁNGULO DE CHIPPAUX. . . . .	13
<b>FIGURA 9:</b> PROCEDIMIENTO PARA EL CÁLCULO DE ÍNDICE DE HERNÁNDEZ. . . . .	14
<b>FIGURA 10:</b> FACTORES DE RIESGO BASADOS EN ESTUDIOS EPIDEMIOLÓGICOS RECIENTES DE PACIENTES DIABÉTICOS. . . . .	17
<b>FIGURA 11:</b> A) EXAMEN DISTRIBUCIÓN DE PRESIONES PLANTARES. B) TERMOGRAFÍA CUTÁNEA. LAS DOS IMÁGENES . . . . .	18
<b>FIGURA 12:</b> A) PIE DIABÉTICO CON ULCERACIÓN GRADO 2 DE LA ESCALA WAGNER. B) PIE DIABÉTICO CON ULCERACIÓN GRADO 4 ESCALA DE WAGNER . . . . .	19
<b>FIGURA 13:</b> DISPOSITIVOS PARA LA CUANTIFICACIÓN DE PRESIONES PLANTARES. . . . .	21
<b>FIGURA 14:</b> TÉCNICA PARA LA OBTENCIÓN DE LA HUELLA A PARTIR DE LA PODOSCOPIA . . . . .	23
<b>FIGURA 15:</b> TÉCNICA DE OBTENCIÓN DEL RADIOFOTOPODOGRAMA . . . . .	25
<b>FIGURA 16:</b> TÉCNICA PARA LA OBTENCIÓN DEL PATRÓN DE DISTRIBUCIÓN DE PRESIONES. . . . .	26
<b>FIGURA 17:</b> CAMBIO DE REFRACCIÓN A REFLEXIÓN EN UNA INTERFAZ AIRE-VIDRIO. . . . .	26
<b>FIGURA 18:</b> REFLEXIÓN TOTAL INTERNA FRUSTRADA EN UNA INTERFAZ AIRE-VIDRIO-MATERIAL. . . . .	27
<b>FIGURA 19:</b> DEPENDENCIA DE LA PRESIÓN CON LA CANTIDAD DE LUZ REFRACTADA. . . . .	28
<b>FIGURA 20:</b> MODELO PINHOLE DE LA CÁMARA. . . . .	29
<b>FIGURA 21:</b> A) IMAGEN OBTENIDA SIN REALIZAR EL PROCESO DE CALIBRACIÓN. B) IMAGEN CALIBRADA. . . . .	30
<b>FIGURA 22:</b> EFECTOS DE MUESTREO Y CUANTIFICACIÓN SOBRE LA IMAGEN. . . . .	31
<b>FIGURA 23:</b> ESPACIO DE COLOR HSV. . . . .	33
<b>FIGURA 24:</b> CONVERSIÓN DE LAS IMÁGENES A ESCALAS DE GRISES. . . . .	34
<b>FIGURA 25:</b> TRANSFORMACIONES MORFOLÓGICAS. . . . .	34
<b>FIGURA 26:</b> IMAGEN IZQUIERDA, IMAGEN SEGMENTADA. IMAGEN DERECHA, IMAGEN DESPUÉS DE APLICAR FILTRO MORFOLÓGICO. . . . .	35
<b>FIGURA 27:</b> CONVERSIÓN DE LAS IMÁGENES A IMAGEN SEGMENTADA. . . . .	36
<b>FIGURA 28:</b> DIMENSIONES Y DISTRIBUCIÓN DE COMPONENTES DEL DISPOSITIVO. . . . .	37
<b>FIGURA 29:</b> ESQUEMA EXPERIMENTAL Y COMPONENTES DEL DISPOSITIVO DE MEDICIÓN DE PRESIONES. . . . .	38
<b>FIGURA 30:</b> ESQUEMA DE LAS LÁMPARAS Y ORIENTACIÓN DEL VIDRIO PARA REALIZACIÓN DEL FENÓMENO DE REFLEXIÓN TOTAL INTERNA FRUSTRADA. . . . .	39

<b>FIGURA 31:</b> ESQUEMA DE LAS LÁMPARAS Y ORIENTACIÓN DEL VIDRIO PARA REALIZACIÓN DEL FENÓMENO DE REFLEXIÓN TOTAL INTERNA FRUSTRADA.....	39
<b>FIGURA 32:</b> ESTRUCTURA PROPUESTA PARA LA ADQUISICIÓN DE LAS IMÁGENES DEL PIE. ....	40
<b>FIGURA 33:</b> ESPECTRO DE LÁMPARA HALÓGENA.....	41
<b>FIGURA 34:</b> DIAGRAMA DE BLOQUES DEL DESARROLLO SOFTWARE. ....	44
<b>FIGURA 35:</b> ETAPAS DEL MÓDULO DE PROCESAMIENTO. ....	45
<b>FIGURA 36:</b> DETECCIÓN DE LA HUELLA PLANTAR UTILIZANDO LOS CAMBIOS DE ILUMINACIÓN DENTRO DE LA IMAGEN.....	46
<b>FIGURA 37:</b> EXTRACCIÓN DE LOS ARCOS EXTERNO E INTERNO DE LA HUELLA. ....	47
<b>FIGURA 38:</b> CALCULO AUTOMÁTICO DE ÍNDICE DE HERNÁNDEZ, CHIPPAUX Y STAHILLI. ....	48
<b>FIGURA 39:</b> CALCULO DE ÍNDICE DE HERNÁNDEZ CORVO PARA CONOCER EL TIPO DE PIE.....	48
<b>FIGURA 40:</b> VISUALIZACIÓN 3D DE LA DISTRIBUCIÓN DE PRESIONES DE LA HUELLA PLANTAR. ....	49
<b>FIGURA 41:</b> INTERFAZ GRAFICA DE USUARIO .....	50
<b>FIGURA 42:</b> FORMATO DEL REGISTRO DE USUARIO Y BASE DE DATOS.....	51
<b>FIGURA 43:</b> DISTRIBUCIÓN DE LAS ZONAS DE LA HUELLA PLANTAR PARA ANALIZAR. ....	52
<b>FIGURA 44:</b> RESPUESTA DEL MATERIAL TRANSDUCTOR EN EL TIEMPO. ....	53
<b>FIGURA 45:</b> CURVA DE CALIBRACIÓN NORMALIZADA DE LA RELACIÓN PRESIÓN – INTENSIDAD. ....	55
<b>FIGURA 46:</b> PRESIONES MEDIAS DEL GRUPO DE CONTROL. ....	56
<b>FIGURA 47:</b> DISTRIBUCIÓN DE PRESIONES DE GC-10 DEL GRUPO DE CONTROL. ....	57
<b>FIGURA 48:</b> PICOS DE PRESIONES DE UNA PERSONA DEL GRUPO DE CONTROL.....	57
<b>FIGURA 49:</b> PRESIONES MEDIAS DEL GRUPO DE CONTROL. ....	58
<b>FIGURA 50:</b> DISTRIBUCIÓN DE PRESIONES DE UNA PERSONA DEL GRUPO DE ESTUDIO.....	58
<b>FIGURA 51:</b> PICOS DE PRESIONES DE UNA PERSONA DEL GRUPO DE CONTROL.....	59
<b>FIGURA 52:</b> ÍNDICE DE HERNÁNDEZ PARA EL GRUPO INCLUYENDO HOMBRES Y MUJERES. ....	60
<b>FIGURA 53:</b> ÍNDICE DE HERNÁNDEZ PARA EL GRUPO MUJERES. ....	61
<b>FIGURA 54:</b> ÍNDICE DE HERNÁNDEZ PARA EL GRUPO HOMBRES. ....	61
<b>FIGURA 55:</b> ÍNDICE DE HERNÁNDEZ PARA EL GRUPO DE ESTUDIO.....	62
<b>FIGURA 56:</b> PICOS DE PRESIONES DE UNA PERSONA DEL GRUPO DE CONTROL. ....	62

## LISTA DE TABLAS

<b>TABLA 1:</b> INDICA LOS RANGOS DEL ÍNDICE DE CHIPPAUX.....	14
<b>TABLA 2:</b> INDICA LOS RANGOS DE NORMALIDAD DEL ÁNGULO DE CLARKE.....	14
<b>TABLA 3:</b> ESCALA WAGNER PARA CLASIFICACIÓN DEL PIE DIABÉTICO. ....	18
<b>TABLA 4:</b> TABLA DE PROPIEDADES MECÁNICAS DEL VIDRIO DE 9MM.....	37
<b>TABLA 5:</b> CARACTERIZACIÓN DEL MATERIAL TRANSDUCTOR. ....	53
<b>TABLA 6:</b> VALORES DE INTENSIDAD DE NIVELES DE GRIS ASOCIADOS A LA PRESIÓN APLICADA. ....	54
<b>TABLA 7:</b> VARIABLES DEL GRUPO DE CONTROL Y EL GRUPO DE ESTUDIO.....	56
<b>TABLA 8:</b> TABLA DE ACIERTOS EN LA DETECCIÓN DE PRESIONES DE ULCERAS PLANTARES .....	59

Nota de aceptación:

---

---

---

---

---

---

---

---

Director: Ing. Leonairo Pencue Fierro

---

Jurado: Ing. Carlos Felipe Ordoñez

---

Jurado: Ft. Nancy Janeth Molano

Popayán, 2 de Febrero del 2011

## AGRADECIMIENTOS

*Agradecimientos a Jesús, por darme la oportunidad de luchar cada día por mis sueños y metas, por ser mi fuerza y motivación, y además por el inmenso amor que ha sembrado en mi corazón para dar lo mejor cada día.*

*A mis padres Dagoberto Mayorca y María Nelcy Torres a quienes dedico este enorme trabajo y sacrificio, quienes con su sabia orientación supieron enseñarme a pasos de gigante el valor de la vida y la perseverancia.*

*A mis hermanos Helber, James y Weimar por estar conmigo en esta etapa tan importante para mi vida.*

*A mis profesores: Jauri León Téllez y Leonairo Pencue Fierro por saber enseñar lo que debe saber un buen Ingeniero y ser un buen amigo.*

*A mis profesores: Jairo Vásquez, Mario Milver Patiño, Jorge Washington Coronel, Mauricio Macías, Sonia Gahona, Luz Elena Bolívar, Serbio Tulio Pérez.*

*A mis amigos: Diego Ferrín Bolaños, Francisco Buchelly, Luz Ángela, Jennifer Benavides, Marianela Navarrete , Pedro Andrés Lasso, Luz Adriana Plazas, Tatiana Solano, Juan Carlos Galvis , John jairo Realpe, Mauricio Rubio, Diana pollo, Laura Ordieres, Laura Vásquez, Orlando Chamorro, Guillermo Quimbayo, Luis Fernando Paredes, Karen Tello, Carlos Fernández y Paula Andrea Muñoz.*

**Dagoberto Mayorca Torres**

## INTRODUCCION

El proyecto diseño y construcción de un sistema óptico de análisis de distribución de presiones plantares para el diagnóstico de pie diabético mediante técnicas de visión por computador, se enmarca dentro de la línea de Física medica, y se desarrolla como una herramienta de apoyo objetiva que brinda al médico especialista un acercamiento hacia un diagnóstico y detección de pie en riesgo (pacientes diabéticos) de una manera rápida y confiable. La Diabetes Mellitus, es una enfermedad caracterizada por trastornos del metabolismo de los carbohidratos, que genera un número grande de complicaciones en las personas que la padecen, ocupa uno de los primeros lugares entre las causas de mortalidad de la humanidad moderna, así como enfermedades cardiovasculares, oncológicas y el SIDA.

Una de las complicaciones más frecuentes es la aparición de úlceras cutáneas sobre la huella del pie (pie diabético), que terminan con mucha frecuencia en lesiones necróticas o infecciosas, siendo la primera causa de amputación no traumática del miembro inferior. Al menos el 85% de las amputaciones va precedido por ulceraciones, alterando radicalmente la calidad de vida del individuo, debido al costo de los tratamientos y a su duración [1]. Estudios realizados anteriormente sugieren que el aumento de las presiones y disminución de la temperatura en las zonas afectadas, está asociado a la aparición de úlceras en los pacientes diabéticos [2].

A lo largo de la historia de la medicina, se han desarrollado estrategias terapéuticas y de laboratorio para su diagnóstico y tratamiento. Estas estrategias varían desde medicamentos hasta dispositivos tecnológicos complejos. Los sistemas de medición de distribución de las presiones de la huella plantar ayudan a determinar las zonas en las que hay mayor riesgo de ulceración y de infección. Estos parámetros son determinados por los clínicos al momento de examinar un paciente diabético y de esta manera, es posible determinar su tratamiento y pronóstico [3].

Hoy día, es importante el uso de sistemas tecnológicos que permitan conocer la presión que soporta el pie en cada punto de su anatomía. De acuerdo a lo anterior, surge la necesidad de desarrollar un sistema rápido, económico y confiable, que permita obtener una valoración inmediata (en tiempo real) del pie, a partir de la identificación de parámetros morfológicos y zonas de de mayor presión de la huella plantar. Con la obtención de estos datos, es posible ayudar al especialista a realizar un diagnóstico temprano de los pacientes diabéticos con riesgo de ulceraciones, y de esta manera se pueda brindar un tratamiento adecuado, disminuyendo con ello, los riesgos de amputación del pie.



En el primer capítulo se describe la fisiología y biomecánica del pie, orientado a definir características que alteran el patrón de la huella plantar. En el capítulo dos se define la problemática del trabajo de investigación, la diabetes mellitus y sus complicaciones. Se describe la relación existente entre la enfermedad y la distribución de presiones. Luego en el capítulo tres se realizó el estado del arte de los métodos existentes para el análisis morfológico y dinámico de la huella, haciendo énfasis en la podometría óptica. En el capítulo cuatro se definen los conceptos de procesamiento de imágenes y calibración de cámara. El capítulo cinco se muestra el diseño y construcción del prototipo el cual se desarrolló en tres etapas primordiales, la construcción del dispositivo hardware, modelado y caracterización del material transductor (obtención de la curva de calibración), y de desarrollo software (procesamiento y análisis de imágenes). Finalmente en el capítulo seis se describe el protocolo utilizado en la prueba de campo, dentro de los que se tomó una población de 65 personas, de las cuales 40 eran personas sanas, y 25 eran pacientes diabéticos. Estos datos fueron almacenados en un registro y analizados con el fin de obtener una estadística de cada uno de los parámetros de la matriz de variables seleccionados para esta investigación.

## 1. ANATOMIA Y FISILOGIA DEL MIEMBRO INFERIOR

El estudio del movimiento del cuerpo humano es un tema de gran interés en el campo de la medicina, debido a sus aplicaciones para el tratamiento de patologías asociadas a la marcha humana. Estudios recientes muestran que un análisis cuantitativo de los movimientos del cuerpo humano pueden llegar a ser altamente predictivos para el diagnóstico de enfermedades músculo-esqueléticas.

El miembro inferior también conocido como extremidad inferior, está formado por varios tejidos y estructuras; músculos, nervios, vasos sanguíneos, huesos, articulaciones, piel y sus anexos, entre otros. El movimiento que realizan los miembros inferiores durante la locomoción es llamado marcha, que representa una intrincada y compleja interacción de varios sistemas como el neurológico y el músculo-esquelético. El pie es el órgano más distal del miembro inferior y es el encargado de soportar las mayores presiones durante la marcha de un individuo.

A continuación, se realizará una descripción anatómica y funcional del miembro inferior (biomecánica) profundizando en el pie, también se analizarán patologías sistémicas que alteran el patrón de presión plantar.

### 1.1. DESCRIPCIÓN GENERAL DEL MIEMBRO INFERIOR

La anatomía humana de miembro inferior está conformada por cada una de las extremidades fijadas al tronco a nivel de la pelvis y articulaciones de la cadera mediante la cintura pelviana. En términos comunes, los miembros inferiores son las piernas como se puede observar en la Figura 1, y cada uno se compone de cuatro segmentos principales:

1. **Cintura pelviana:** Fijan los miembros inferiores al tronco. Está constituida por los dos huesos coxales o ilíacos, articulados atrás con el sacro y unidos entre sí delante con la sínfisis púbica.
2. **Muslo:** También conocido como la región femoral, es el segundo segmento de la extremidad inferior o pelviana, entre la cintura pelviana por arriba y la pierna por abajo. Muslo y pierna se articulan en la rodilla.
3. **Pierna:** la pierna es el tercer segmento del miembro inferior o pelviano, comprendida entre el muslo y el pie. La pierna se articula con el muslo mediante la rodilla, y con el pie mediante el tobillo.

4. **Pie:** El pie es una estructura biológica utilizada para la locomoción que se encuentra en muchos animales. Esta está formado por tres segmentos: Tarso, Metatarso y Falange.



Figura 1: Imagen de los segmentos del miembro inferior [9].

## 1.2. ANATOMÍA Y SUS ARTICULACIONES

El pie y sus articulaciones cumplen la función de soportar y mantener el equilibrio del peso corporal humano, ya sea en reposo o en movimiento. La estructura y la función del pie es difícil de comprender, pero puede ser analizado desde el enfoque morfológico y funcional (biomecánico) permitiendo identificar alteraciones y anomalías del correcto funcionamiento del pie. El pie y sus articulaciones no se limitan únicamente a la función de soportar el peso corporal (Función estática) sino

también, a la transmisión de fuerzas y propulsión para que se logre efectuar la locomoción humana (Función dinámica) [5].

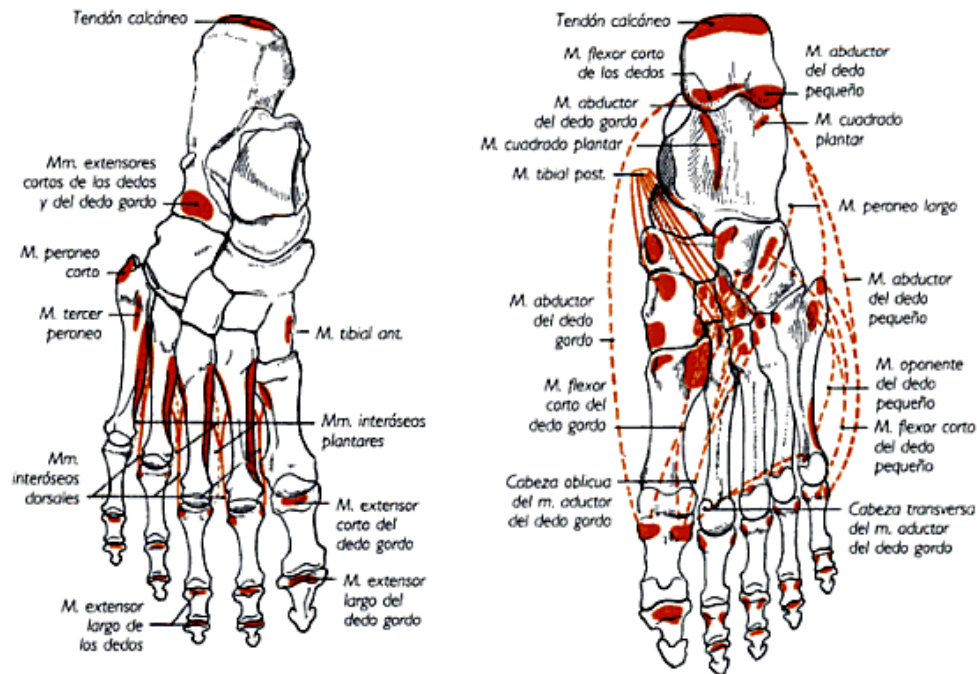


Figura 2: Imagen de las articulaciones del pie vista desde abajo [4].

En la posición bipedestal, la mayor parte del peso se transmite directamente desde el astrágalo hasta el calcáneo; una pequeña cantidad de presión se transmite al quinto metatarsiano y a la cara interna del pie; y en menor medida al tercero y cuarto metatarsiano [4,5].

La tibiotarsiana es una de las articulaciones primordiales del complejo articular del retropié, esta posee las mismas funciones de una articulación con tres grados de libertad, que permite orientar la huella plantar en cualquier dirección y adaptarse a cual terreno.

La región posterior del pie, es la más estable debido al escaso movimiento lateral determinado por la articulación astrágalo-calcáneo. Como se puede observar en Figura 2 el pie es un sólido arco óseo donde la misión principal es ajustar el pie a diferentes entornos y superficies, ofreciendo mayor flexibilidad al pie. Una variación extrema del arco de la huella plantar, es tomado como un signo de debilidad estructural y funcional [5, 6].

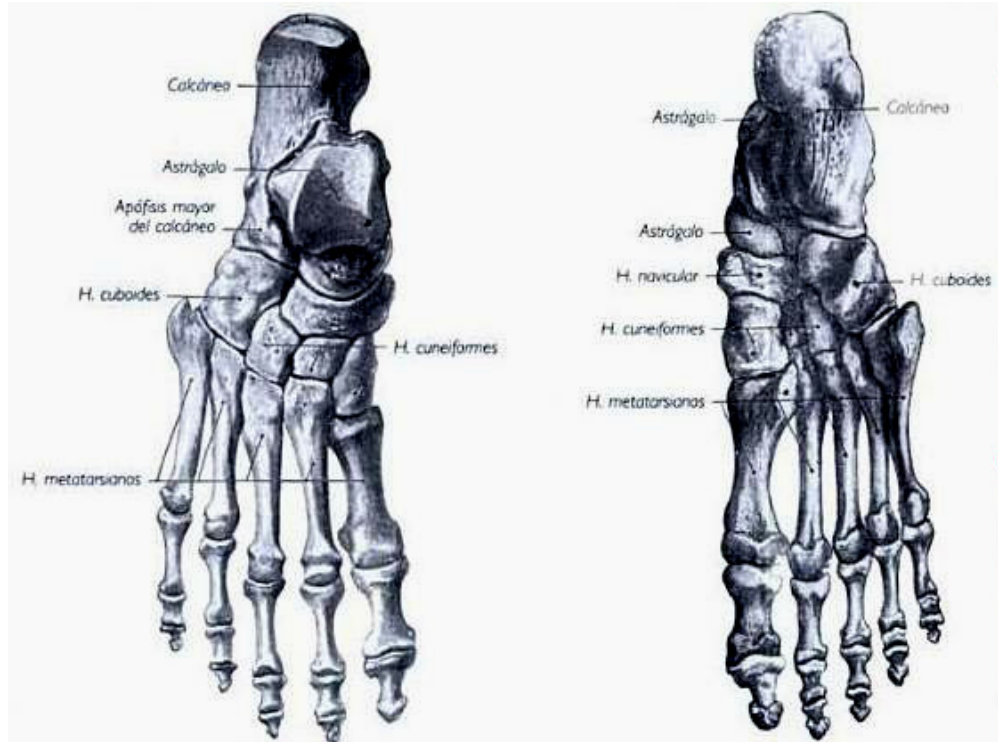


Figura 3: Imagen de los huesos del pie vista desde abajo [4].

### 1.3. BIOMECANICA DEL PIE Y BÓVEDA PLANTAR

La bóveda plantar es una estructura arquitectónica, que en conjunto con el resto de segmentos del miembro inferior, juega un papel de armonía entre los elementos osteoarticulares, ligamentosos y musculares del pie. Gracias a la flexibilidad del arco y a su elasticidad, la bóveda es capaz de adaptarse a cualquier terreno y transmitir las fuerzas y peso en las mejores condiciones mecánicas. Las alteraciones que pueden acentuar o disminuir sus curvas modifican radicalmente el apoyo con el suelo, esto implica alteraciones en la bipedestación y en la marcha [4].

La estructura de la bóveda plantar está sujeta por tres arcos, fijados en tres puntos A, B y C que forman un triángulo dispuestos en un plano horizontal. En la Figura 4 se muestra la zona de contacto con rayas blancas y negras, a esta zona se le llama huella plantar. El punto A corresponde al primer metatarsiano, B corresponde al quinto metatarsiano y C a las tuberosidades posteriores del calcáneo. A partir de estos tres puntos es posible extraer tres arcos: arco interno, arco externo y arco anterior [5,7].

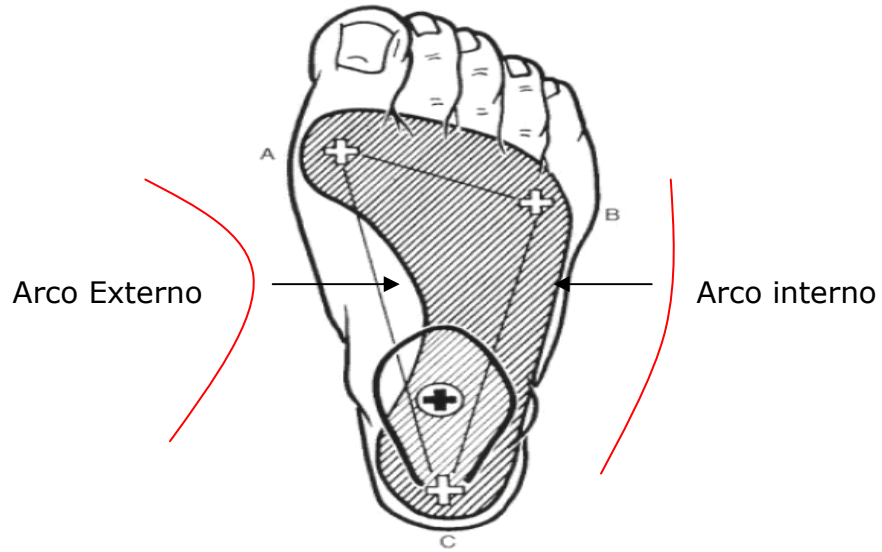


Figura 4: Bóveda plantar, los puntos A, B y C forma el triángulo de sustentación de la huella plantar [7].

Al arco anterior, el más corto y bajo se localiza en los puntos de apoyo anteriores A y B. El arco externo de longitud y alturas intermedias, se localiza entre los puntos de apoyo B y C. Por último el arco interno, el más largo y alto se localiza entre los puntos A y C. Bajo este modelo el arco se asemeja a una veleta triangular como se puede observar en la Figura 5, su vértice se encuentra desplazado hacia atrás y el peso se ejerce en el vertiente posterior [8].

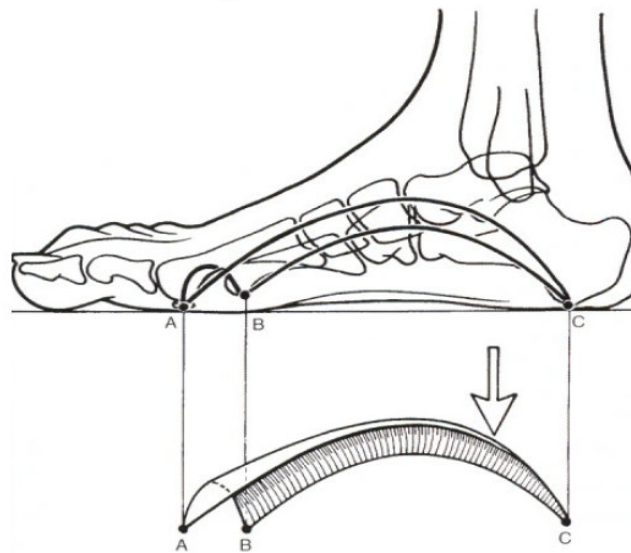


Figura 5: Estructura de la bóveda plantar, Imagen en vista lateral [7].

### 1.3.1. Distribución de cargas y deformaciones estáticas de la bóveda plantar

El peso es transmitido por el miembro inferior y se ejerce sobre el tarso posterior a la altura de la articulación astragalina tibiotarsiana como se puede observar en la Figura 6. De ahí las fuerzas se reparten en tres direcciones sobre los tres puntos de la bóveda:

1. Hacia el apoyo anterior e interno (A) a través del cuello del astrágalo sobre el arco interno.
2. Hacia el apoyo anterior y externo (B), a través de la cabeza del astrágalo y de la apófisis mayor del calcáneo, en el arbotante del arco externo.
3. Hacia el apoyo posterior (C), a través del cuello del astrágalo, la articulación subastragalina y el cuerpo del calcáneo, en los arbotantes posteriores y unido con los arcos interno y externo.

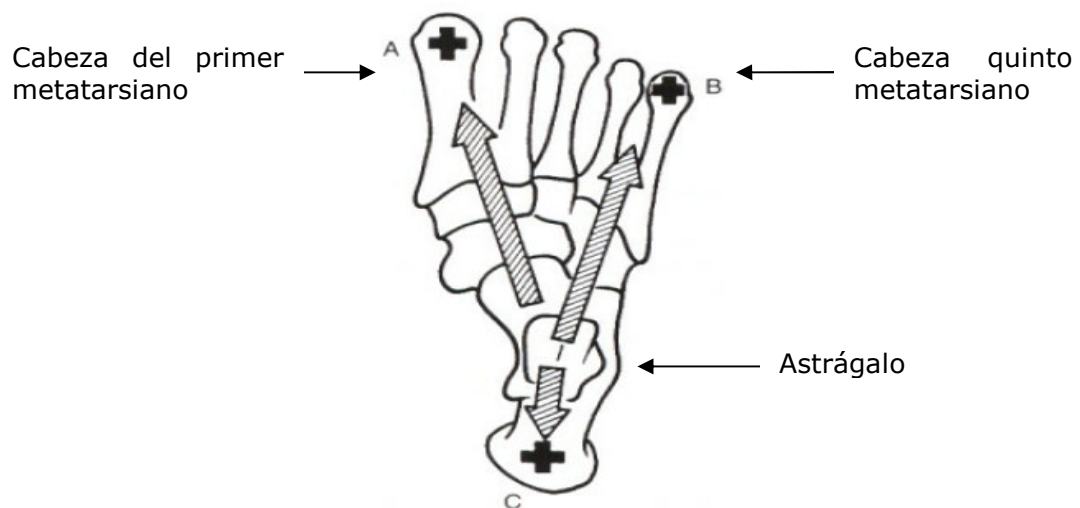


Figura 6: Imagen de la bóveda plantar de transmisión de fuerzas desde el tarso posterior al resto del pie [7].

Una forma relativa sobre la repartición de fuerzas sobre los tres puntos de apoyo de la bóveda es tomar a manera demostrativa 6 Kg sobre el astrágalo, donde las cargas se van a distribuir de la siguiente manera, 1 Kg corresponde al apoyo antero-externo (B), 2 Kg corresponden al apoyo antero-interno (A) y 3 Kg al apoyo posterior (C). Existen diversos modelos que describen el porcentaje de apoyo de la huella plantar, pero este es uno de los más aceptados y utilizados en la actualidad [10].

### **1.3.2. Distribución de cargas dinámicas de la bóveda plantar durante marcha humana**

La marcha se produce como resultado de la acción coordinada de los sistemas muscular, esquelético, articular, vascular y nervioso. El hombre por su condición bípeda, utiliza principalmente los músculos de la cintura pélvica y miembros inferiores, aunque, en menor medida, la cintura escapular, el tronco y los miembros superiores, también contribuyen al movimiento [8].

Determinados procesos neurológicos modifican las características de la marcha normal, como consecuencia de alteraciones de las fuerzas musculares que intervienen. El interés en el conocimiento de los mecanismos de la marcha y sus alteraciones radica en su utilidad como herramienta para el diagnóstico diferencial entre diversas enfermedades tanto neurológicas como músculo-esqueléticas. El estudio de la marcha puede hacerse mediante el examen semiológico del individuo y al mismo tiempo, con la utilización de herramientas tecnológicas [11].

## **1.4. PATOLOGÍAS Y ENFERMEDADES DE LA BÓVEDA PLANTAR**

Los problemas ortopédicos del pie es uno de los más frecuentes en consultorios clínicos y hospitales. Los pediatras y los médicos frecuentemente son consultados por este tipo de patologías, por este motivo es tan importante hacer la diferenciación entre un pie normal y un pie alterado que necesita tratamiento del especialista en forma precoz. También, para el manejo de esta patología, es necesario conocer la terminología ortopédica, para así hablar un idioma común que permita comprender el problema que se está conociendo [12].

### **1.4.1. Pie plano**

El pie plano congénito, llamado también astrágalo vertical, que es afortunadamente de fácil diagnóstico y se puede y debe reconocer en el período neonatal, en el examen físico se constata un pie plano rígido, doloroso en forma precoz y con poca movilidad. Requiere un tratamiento enérgico y precoz con yesos correctores y eventual cirugía cuando no cede al tratamiento ortopédico o cuando el diagnóstico se ha hecho en forma tardía. Debe descartarse la luxación congénita de caderas, que a menudo acompaña a este tipo de pie [13,14]. Existen 4 grados de severidad para pie plano como se observa en la Figura 7-a.



a.



b.

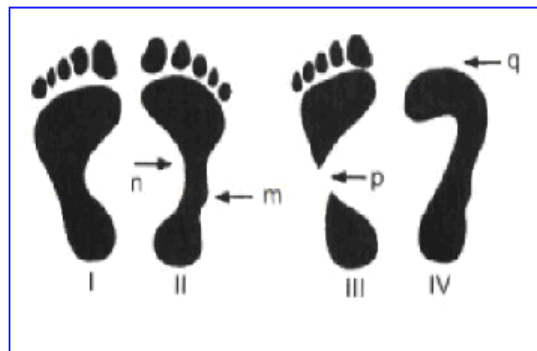


Figura 7: Patologías de la huella plantar. a) Clasificación del pie plano. b) Clasificación del pie cavo [6].

#### 1.4.2. Pie cavo

En esta patología existe un aumento de la bóveda plantar o arco longitudinal, que puede estar asociado con una desviación en varo del calcáneo y retracción de los dedos (dedos en garra). Es una patología rara en los niños, y la sintomatología se hace presente en la adolescencia y en el adulto. Aparece dolor, porque el peso del cuerpo es soportado por la cabeza de los metatarsianos y por el talón [13,14]. Existen 4 grados de severidad para pie cavo como se observa en la Figura 7 (Imagen derecha). Hay pies cavos que presentan dedos en garra como consecuencia de usar calzado demasiado corto, ya que el pie cavo en sentido longitudinal necesita más espacio que el pie normal.

#### 1.4.3. Pie varo

Los pies varos son aquellos que orientan la cara plantar hacia el plano sagital de nuestro cuerpo, apoyando el borde externo y la cabeza de los últimos metatarsianos. El pie varo y el pie valgo siempre van asociados a una lateralización de las piernas y de las rodillas. Es una deformación del pie caracterizada por la flexión plantar permanente, de forma que el individuo, al estar de pie o caminar, se apoya únicamente en el antepié y, en cambio, el talón (el calcáneo), permanece elevado.

### 1.5. INDICES DE VALORACION DE LA HUELLA PLANTAR

La pérdida de arco longitudinal y transversal del pie provoca diversos grados de molestias o dolores en las personas y muchas de ellas de manera inconsciente se adaptan a la deformación o al dolor. Músculos y ligamentos del pie ganan consistencia alrededor de los 5-6 años y estos por falta de actividad o por el sobrepeso, ganan en laxitud impidiendo o perdiendo la normal curvatura o arcos del pie.

El estudio llevado a cabo por investigadores como Chippaux y Clarke han llegado a establecer relaciones morfológicas de la huella plantar que permiten determinar el grado de severidad de su condición, ya sea plano o cavo. Por ello se establecen dos parámetros, el primero es el ángulo de Clarke o de impresión plantar derivado entre las líneas transversal del pie anterior (línea a) graficado en la Figura 8, y la línea que une los puntos del primer metatarsiano y el borde interior del talón (Línea a) y la línea angular entre la intersección de a y b y el comienzo de la impresión plantar o concavidad del arco medial. Los rangos de este ángulo están determinados por la Tabla 1.

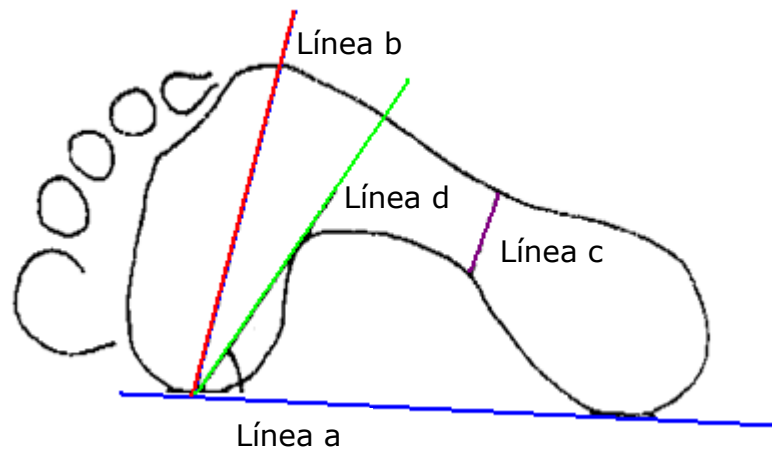


Figura 8: Procedimiento para el cálculo de ángulo de Clarke y ángulo de Chippaux.

El otro parámetro es el índice de Chippaux que es la relación entre el diámetro transversal de la zona anterior del pie (línea b) y la línea o diámetro transversal de la zona previa al inicio del talón (línea c). Los rangos de este índice están determinados por la Tabla 2.

PORCENTAJE (%)	PATOLOGIA
1-30	Pie normal
30-40	Arco intermedio
40-45	Arco disminuido
Mayor a 45	Pie Plano

Tabla 1: Indica los rangos del índice de Chippaux.

ANGULO(°)	PATOLOGIA
0-30°	Pie Plano
30-35°	Pie Plano-normal
35-42°	Pie normal
Mayor a 42°	Pie normal-cavo

Tabla 2. Indica los rangos de normalidad del ángulo de Clarke.

Dentro de otros parámetros morfológicos existe uno que permite de igual manera establecer el grado de severidad del pie plano, este se llama índice de Hernández corvo. Es el más utilizado a nivel mundial por su alta fiabilidad en el diagnóstico de pie plano y su procedimiento se esquematiza en la Figura 9 y se realiza en 5 pasos.

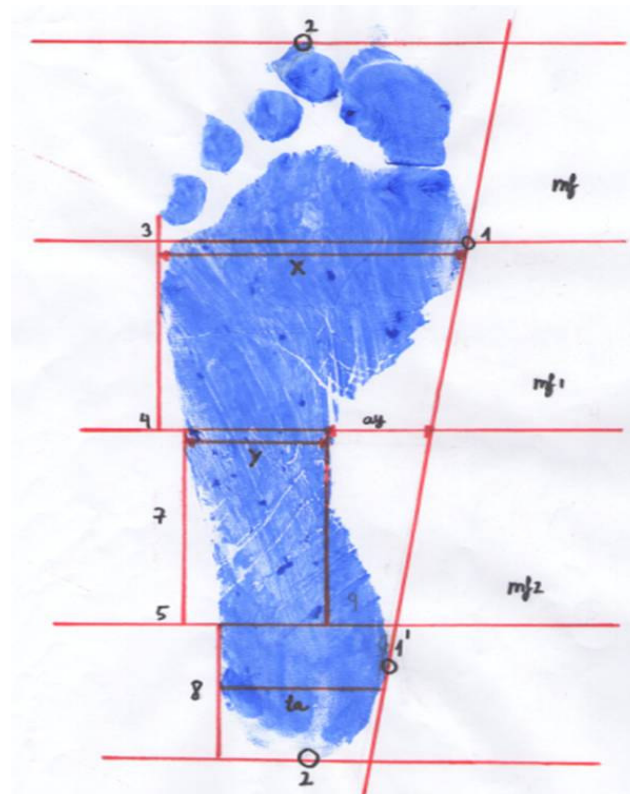


Figura 9: Procedimiento para el cálculo de índice de Hernández.

1. Se trazan todos los puntos especificados en la grafica, el punto 1 y 1' corresponden a los bordes más salientes del arco interno.
2. Se traza la línea y se ubica el punto 2 que corresponde al punto más saliente en la parte de arriba.
3. Se trazan la línea 2 y 3 perpendicular a 1. La distancia que hay entre 2 y 3 se reproduce de nuevo generando la línea 4.
4. Se ubica el punto 6 que es el punto más saliente del borde externo y se traza una perpendicular, la distancia  $X$  corresponde a los puntos de contacto en la línea. Y la distancia  $Y$  corresponde a los puntos de contacto con la línea 4.
5. Se aplica la ecuación (1) y el porcentaje  $I$  obtenido se evalúa según la siguiente escala cualitativa, para conocer el tipo de pie.

$$I = 100.(X - Y)/X \quad (1)$$

El porcentaje  $I$  obtenido se evalúa según la escala de la Tabla 2, para conocer el tipo de pie.

<b>PORCENTAJE (%)</b>	<b>PATOLOGIA</b>
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

Tabla 2: Indica los rangos del índice de Hernández.

## **2. DIABETES MELLITUS Y SUS COMPLICACIONES.**

La diabetes es el trastorno metabólico que preocupa a podólogos y especialistas en la rama de la salud, puesto que es la enfermedad crónica más extendida en el mundo y en consecuencia con uno de los porcentajes más elevados de pacientes que acuden a las consultas debido a esta enfermedad.

En este capítulo se realizará de manera descriptiva la conceptualización de la enfermedad de la diabetes mellitus y sus complicaciones, haciendo énfasis en la patología de pie diabético.

## 2.1. MANIFESTACIONES CLINICAS

La Diabetes Mellitus, que suele denominarse simplemente “diabetes”, consiste en una disfunción del organismo ante la incapacidad de utilizar el azúcar como fuente de energía. Ocupa uno de los primeros lugares entre las causas de mortalidad de la humanidad moderna, así como enfermedades cardiovasculares, oncológicas y el Sida [15].

También podemos denominar otros tipos de diabetes que no tendrán tanta importancia para el especialista: la Diabetes Insípida, que es debida a lesiones hipofisarias, en la que la insuficiente producción de hormonas antidiuréticas, determina la eliminación de grandes cantidades de orina. Según su epidemiología y manifestaciones clínicas se clasifican en dos tipos:

- **Diabetes tipo I:** Es la diabetes en la cual no hay secreción de insulina por parte del paciente, por lo cual es insulino dependiente.
- **Diabetes tipo II:** Es aquella en la cual el individuo es capaz de secretar insulina, lo que lo convierte en un individuo no insulino dependiente.

## 2.2. FACTORES DE RIESGO Y VALORACION DEL PIE

Para la valoración detallada de la huella plantar es necesario identificar los factores de riesgo para úlceras de pie diabético, basado en estudios analíticos y experimentales. A partir de bases de datos existentes en el mundo se han identificado algunos de los factores de riesgo como se logra ver en la Figura 10.

Es importante resaltar que los factores de riesgo dependen de factores demográficos, sociales, sexo y edad, por ello la variabilidad de estos factores es alta si se comparan entre regiones y entre diferentes países.

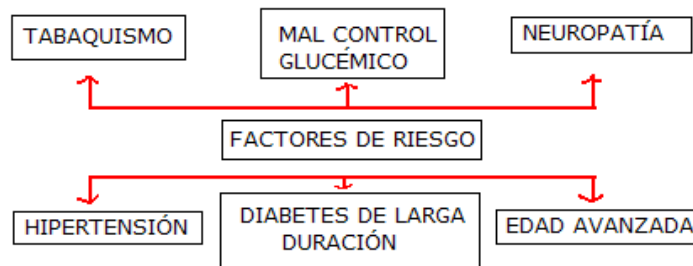


Figura 10: Factores de riesgo basados en estudios epidemiológicos recientes de pacientes diabéticos.

### 2.3. NEUROPATÍA DIABÉTICA

La neuropatía diabética es una de las complicaciones más comunes de la diabetes, comprendiendo varios síndromes neuropáticos, la neuropatía sensitivo-motora distal crónica como factor principal para ulceraciones de la huella. Varios estudios clínicos muestran que este factor afecta el 30% de todos los pacientes diabéticos de su vida. En ella se pueden ver dos características importantes elevación de la distribución de presiones y la temperatura [16].

#### 2.3.1. Neuropatía somática motora

En esta complicación hay una afección de los nervios motores, caracterizado por desgaste de los músculos pequeños y la atrofia de los músculos grandes, está directamente asociado a la gravedad de la ulceración [17]. Estos síntomas pueden hacerse notorios con un análisis de distribución de presiones como se puede observar en la Figura 11-a.

#### 2.3.2. Neuropatía sensorial motora

La neuropatía sensorial motora se puede definir como la presencia de síntomas de los nervios periféricos en pacientes con diabetes. Los síntomas típicos iniciales pueden estar presentes hasta la mitad de los pacientes, es un dolor tipo punzante y quemante. Finalmente hay disminución del dolor, de la propiocepción y de la temperatura [17]. Estos síntomas pueden ser examinados con la toma una termografía donde es posible detectar los picos de temperatura como se puede observar en Figura 11-b.

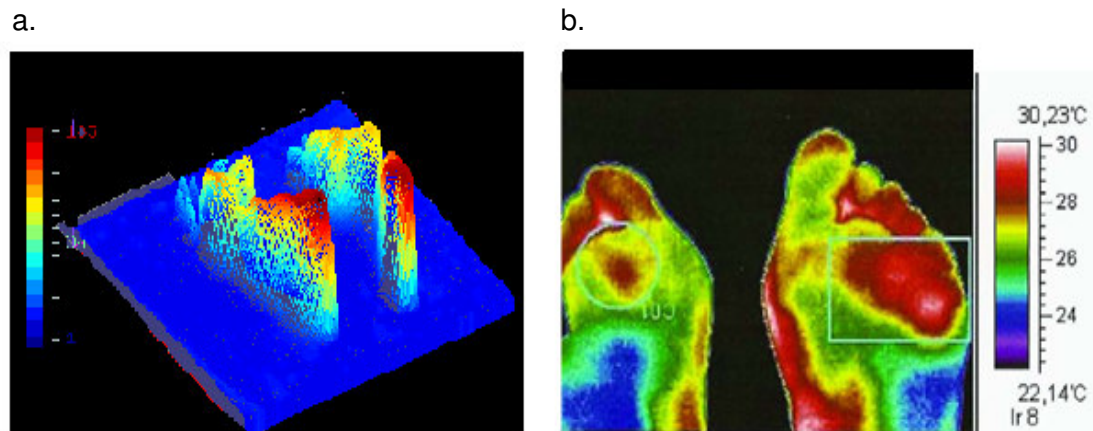


Figura 11: a) Examen distribución de presiones plantares. b) Termografía cutánea. Las dos imágenes muestran un pie con riesgo de ulceración local [8].

#### 2.4. PIE DIABÉTICO Y SUS COMPLICACIONES

El pie del diabético debe considerarse un pie de riesgo, ya que es más susceptible de padecer determinados tipos de lesiones ya sean intrínsecas o extrínsecas. La escala de Wagner logra clasificar el pie diabético como se puede observar en la Tabla 3.

GRADO DE COMPLICACIÓN	CARACTERÍSTICAS
Grado 0	Ausencia de úlceras en un pie de alto riesgo.
Grado 1	Úlcera superficial que compromete todo el espesor de la piel pero no tejidos subyacentes.
Grado 2	Úlcera profunda, penetrando hasta ligamentos y músculos pero no compromete el hueso o la formación de abscesos.
Grado 3	Úlcera profunda con celulitis o formación de abscesos, casi siempre con osteomielitis.
Grado 4	Gangrena localizada.
Grado 5	Gangrena extensa que compromete todo el pie.

Tabla 3: Escala Wagner para clasificación del pie diabético.

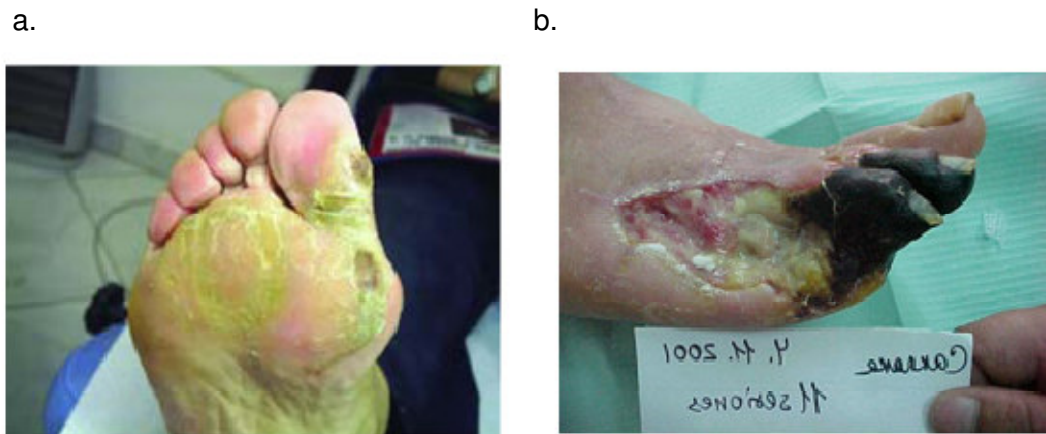


Figura 12: a) Pie diabético con ulceración Grado 2 de la escala Wagner. b) Pie diabético con ulceración Grado 4 escala de Wagner [18].

En un número apreciable de diabéticos crónicos aparecen en sus pies lesiones caracterizadas por trastornos tróficos de la piel y de la arquitectura osteo-articular, que terminan con alta frecuencia en lesiones infecciosas como se logra observar en la Figura 12-a. La necrosis y las lesiones tróficas de los pies como se observa en la Figura 12-b constituyen una complicación frecuente y a veces grave en los diabéticos que muchas veces termina con la amputación de los miembros. Estas alteraciones son el origen de intensos sufrimientos, larga permanencia en cama y, a menudo de importantes pérdidas de sectores anatómicos de los miembros inferiores o cambios definitivos en su función [17].

## 2.5. DISTRIBUCIÓN DE PRESIONES EN PACIENTES DIABÉTICOS

Los pies son considerados como una de las partes más importantes del cuerpo humano, ya que logran soportar el peso durante muchas horas y en movimiento. Esto afecta directamente la sensibilidad, que pueden llevar a cambios en la estructura, ligamentos y músculos del pie [15]. Hay complicaciones que aceleran el deterioro de los músculos como el caso del pie diabético y se ha logrado demostrar que el aumento de las presiones plantares al caminar está asociado a la incidencia de la formación de úlceras plantares en la diabetes mellitus, es decir, hay una fuerte correlación entre el aumento de estudios afirman que las presiones plantares en pacientes diabéticos son más altos que los de sujetos sanos. Como ya han reflejado numerosos autores una presión repetitiva y excesiva sobre la piel insensible conduce a una lesión del tejido [16,17].



Por ello, la localización de una presión alta es considerada como un factor de riesgo para la ulceración de la huella plantar. Es importante entender la relación entre cambios en la dimensión plantar y la distribuciones de presiones, ya que puede ser de gran ayuda para la eyección del tratamiento adecuado del pie diabético [18]. En años recientes, la presión plantar ha sido aceptado como uno de los parámetros biomecánicos vitales para el estudio de la de enfermedades del pie. Otros factores como la formación de callosidades, alteraciones de la dermis y atrofia de los músculos puede tener consecuencias en el aumento de presiones plantares hasta en un 30 % [19,20].

Estudios realizados indican que los picos de presión de pacientes patológicos y normales, varían entre 500 kPa a 1000 kPa [21, 22, 23]. Se han realizado varios estudios para definir los valores cuantitativos de presión umbral, que permiten conocer si un pie está en riesgo de ulceración. Autores como Cavanagh [38] calcularon que la presión plantar predictiva de ulceración estaba en valores superiores a 490 kPa en pacientes con y sin ulceración previa. Amstrong [37], determinan el pico de presión en 627 kPa en pacientes ulcerados y 831 kPa en pacientes no ulcerados.

Otros autores [38] consideraron que 700 kPa era el valor óptimo para identificar riesgo de ulceración, pero estos resultados en una clasificación que tenía solo un 70% de sensibilidad y 65% de especificidad. Lobmann [39], tomaron como valores de referencia, picos de presiones plantares mayores de 500 kPa, Luger [40] presiones mayores de 600 kPa fueron tomadas también como causa de lesión y Frykberg [41] toma como fuerzas anormales las superiores a 100 kPa.

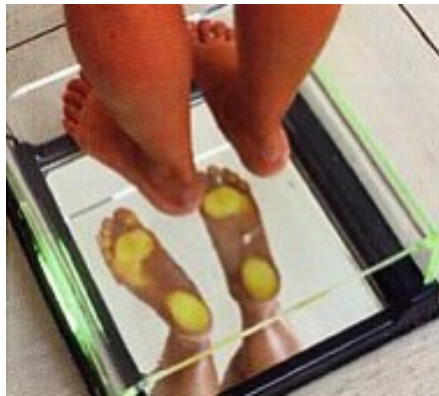
El riesgo del pie diabético no depende únicamente de los picos de presión, si no de las actividades físicas que se realizan y el diseño del calzado. Cuando un paciente diabético camina con sus pies deformes o con los zapatos de tamaño incorrecto, la presión plantar puede concentrarse en pequeñas regiones debido a cambios en su estructura regular, esto puede conducir a callos, ampollas y traumas de pie incluso a ulceraciones y amputaciones. Por ello es importante que el diseño de calzado de los pacientes con pie diabético esté basado en el patrón de distribuciones plantares.

### 3. SISTEMAS DE MEDICIÓN DE DISTRIBUCION DE PRESIONES

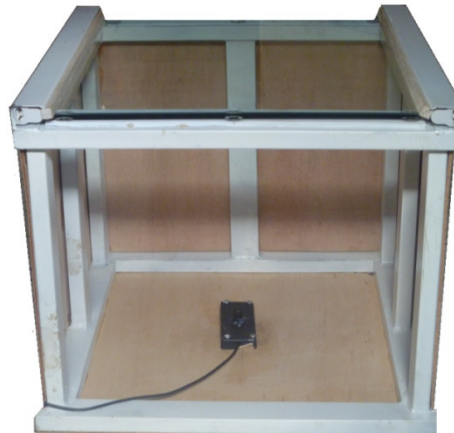
En el estudio del pie, es importante conocer la presión que soporta cada punto de la superficie plantar. El desarrollo de tecnologías que permiten su cuantificación, es un gran reto de las ciencias médicas y de la ingeniería, debido a que el objetivo principal es brindar herramientas de exploración medicas rápidas, a bajo costo y fáciles de utilizar. Por ello los esfuerzos desde el siglo pasado, ha sido orientado a desarrollar métodos que permiten una estimación de las presiones plantares, dentro de los que se encuentran: los métodos cualitativos, semicuantitativos y cuantitativos.

Los métodos cualitativos son muy utilizados, debido al bajo costo y a su fácil uso, y se basan únicamente de la valoración visual por parte del especialista. Dentro de estos sistemas cualitativos se encuentra el podoscópio convencional como se logra visualizar en la Figura 13-a, del cual se obtienen los plantogramas hechos con impresiones sobre papel fotográfico (también llamado fotopodograma).

a.



b.



c.

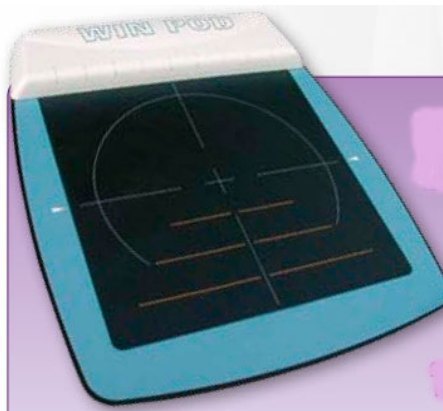


Figura 13: Dispositivos para la cuantificación de presiones plantares. a) podoscópio convencional. b), podómetro. c), podobarógrafo [30].

Los métodos semicuantitativos son todos aquellos basados en técnicas digitales de procesamiento de las imágenes obtenidas por un podoscópio convencional. Estos métodos utilizan como transductor un sensor de una cámara y utiliza el esquema que se muestra en la Figura 13-b. Finalmente existen los sistemas cuantitativos de medición entre los cuales existen las plantillas instrumentadas y podómetros, estos últimos utilizan sensores electrónicos y capacitivos para medir las presiones como se puede observar en la Figura 13-c, son de alta resolución y son muy confiables. Su desventaja radica en su elevado precio y difícil acceso.

### **3.1. SISTEMAS CUALITATIVOS**

Son todos aquellos métodos que dependen de un estudio visual de la interacción del pie con el suelo. Este sistema agrupa la mayoría de los dispositivos de medición de presiones plantares, debido a que son económicos como la podoscopía y la plantigrafía. La Podoscopía es una técnica que consiste en la detección de la huella plantar mediante un sistema de vidrios y espejos. La plantigrafía consiste en resaltar la huella plantar en un papel con el uso de sustancias impregnantes, y las radiografías que están justificadas sólo en casos graves o quirúrgicos. Estos métodos no cuantifican resultados numéricos, y un adecuado diagnóstico dependerá de la habilidad y experiencia de cada médico [24].

#### **3.1.1. Método de análisis mediante uso de podoscopía**

El podoscópio es uno de los aparatos más utilizado en las clínicas de ortopedia para el estudio de patologías de los pies en la población en general. Se trata de un instrumento fundamental para la fabricación y adaptación de órtesis plantares, ya que permite comprobar su resultado terapéutico y su efecto sobre los pies. Este sistema se constituye de una base cuadrada con una superficie lisa de vidrio en la parte superior y un espejo en la parte inferior como se muestra en la Figura 14.

Para analizar los pies se le indica al paciente que, totalmente descalzo, se coloque encima del podoscópio y se espera un tiempo prudencial hasta que se acostumbre a la postura (esto debido a los efectos de balanceo del cuerpo humano). Uno de los primeros estudios que se realiza es percibir el hábito adquirido por el propio paciente, dejándolo que ubique sus pies como tenga costumbre de hacerlo. En muchos casos esta primera impresión visual, es suficiente para la realización de diagnóstico.

En esta situación se podrá medir la distancia intermaleolar, ancho de talón, distancia máxima del istmo, y parámetros referentes al contacto máximo de la huella plantar sobre el apoyo del vidrio [31].

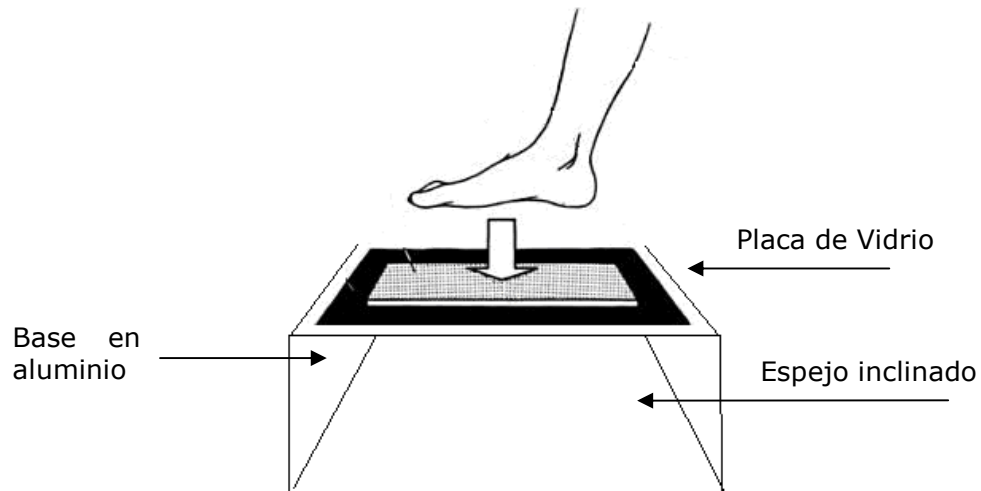


Figura 14: Técnica para la obtención de la huella a partir de la podoscopía [25].

### 3.1.2. Método de análisis mediante uso de plantigrafía

Es una técnica en la cual se sumerge el pie en una solución de revelador fotográfico y a continuación se aplica sobre un papel radiográfico que previamente ha sido velado. En la huella se impregnan las zonas de contacto del pie, que se marcan con gran nitidez, observándose incluso los pliegues plantares y formaciones patológicas de la piel como callosidades, úlceras, entre otros.

Alrededor de la huella aparece una línea uniformemente oscura producida por el exceso de revelador marca la zona de contacto del pie y terminado el procedimiento debe colocarse sobre la placa del fijador. Esta técnica demora aproximadamente 20 minutos.

## 3.2. SISTEMAS CUANTITATIVOS

Con este tipo de sistemas se pretende medir exactamente el valor de las presiones plantares, a partir del uso de sensores capacitivos y electrónicos, sin embargo, el común denominador de estos equipos es cuantificar la presión aplicada sobre la planta del pie.

### **3.2.1. Método de análisis mediante el uso del podómetro**

Un sistema podómetro es un dispositivo que permite hacer el análisis de distribución de presiones aplicadas sobre la planta del pie que el cuerpo ejerce. El análisis cuantitativo de dicha información se utiliza en los procesos de diagnóstico, tratamiento y evaluación clínica de un paciente [26, 27].

### **3.2.2. Método de análisis mediante el uso de plantillas instrumentadas**

Las plantillas instrumentadas permiten el registro y el análisis dinámico de la distribución de presiones son colocados en el interior del calzado y son utilizados para el análisis de la marcha humana, este sistema electrónico permite la adquisición de los mapas de presiones a lo largo del tiempo de apoyo, el cálculo de la componente vertical de la fuerza resultante y como cambia el triangulo de sustentación de los pies. La desventaja radica en el costo y susceptibilidad a ruido electrónico, lo que obliga a utilizar este tipo de instrumentos en ambientes controlados de iluminación y humedad.

## **3.3. SISTEMAS SEMICUANTITATIVOS**

Los métodos semicuantitativos cuantifican las imágenes obtenidas en las técnicas cualitativas, mediante la utilización de técnicas digitales de procesamiento; entre ellos se encuentran los podobarógrafos de esferas y lisos. Los podobarógrafos lisos son los más utilizados en el mundo debido al bajo costo y a su robustez en ambientes no controlados.

### **3.3.1. Método de análisis mediante el uso de radiofotopodograma**

Esta técnica se basa en la obtención de una radiografía y una imagen de la huella plantar, a partir de un dispositivo como se muestra en la Figura 15. Esto es posible porque la placa está cubierta de emulsión por ambas caras, quedando impreso en una de ellas el fotopodograma y en la otra la radiografía.

Para obtener la huella plantar pincelamos la planta del pie con fijador y se apoya directamente sobre la placa, con lo que el hiposulfito de la solución fijadora disuelve los haluros de plata en aquellas zonas del pie que está en contacto en la emulsión. Esta maniobra se realiza con luz roja para que la placa no se vea. Al mismo tiempo se efectúa el disparo radiográfico. Seguidamente se lava la placa y se produce el revelado, como si se tratara de un velado común y corriente. El esquema se puede observar en la Figura 15.

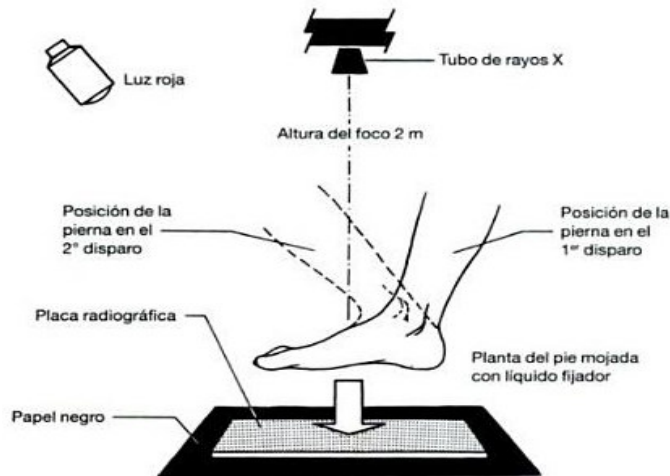


Figura 15: Técnica de Obtención del radiofotopodograma [25].

### 3.2.2. Método de análisis mediante el uso del podobarógrafo óptico

Es una técnica en la cual los pies son colocados sobre una acrílico transparente, con un arreglo de lámparas fluorescentes. En las zonas de mayor contacto ocurre un fenómeno llamado reflexión total interna frustrada, y debido a esto se ve mayor intensidad en donde se aplica una mayor presión.

Estas técnicas fueron desarrollados basándose en un técnica aplicada por primera vez por Chodera en 1957 [29], 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. Su costo relativamente asequible para la gran mayoría de los centros médicos y educativos, y existen muchas aplicaciones. El esquema de este dispositivo es como el que se observa en la Figura 16.

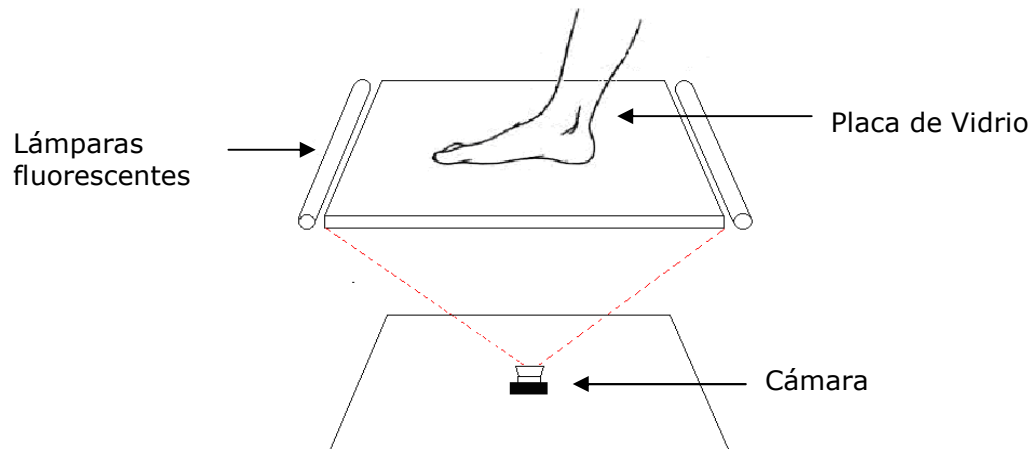


Figura 16: Técnica para la obtención del patrón de distribución de presiones.

El principio utilizado para la mayoría de los sistemas ópticos de medición de presiones, son los que se encuentran basados en RTIF (reflexión total interna frustrada).

- **Reflexión total interna frustrada**

La reflexión total interna es un fenómeno físico que ocurre cuando los rayos de luz inciden en la interfaz entre dos materiales, desde un medio con un índice de refracción alto a otro con un índice de refracción bajo, la luz es canalizada en medio de esta cuando incide con un ángulo mayor que un ángulo crítico  $\theta_c$ .

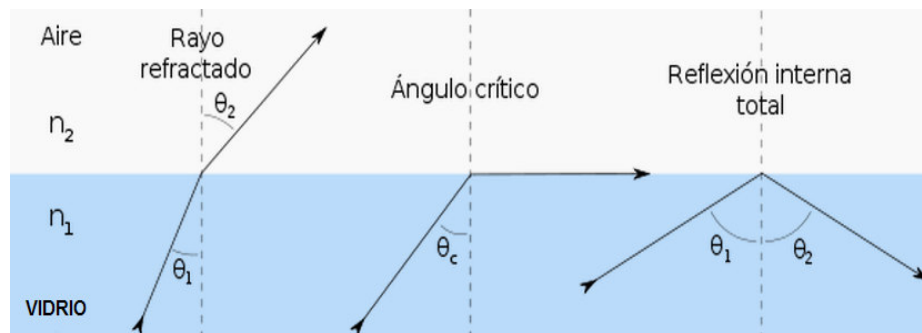


Figura 17: Cambio de refracción a reflexión en una interfaz aire-vidrio a medida que  $\theta_1$  se acerca a  $\theta_c$ .

El ángulo crítico o mínimo al cual ocurre este fenómeno se puede calcular usando la ley de Snell (2), dando como resultado que el seno del ángulo crítico es la razón entre los índices de refracción de los dos medios.

Donde  $n_1$  y  $n_2$  son los índices de refracción de los medios, los ángulos  $\theta_1$  es el ángulo de incidencia,  $\theta_2$  el ángulo  $\theta_c$  y es el ángulo crítico. Esta ecuación es una simple aplicación de la ley de Snell donde el ángulo de refracción es  $90^\circ$ .

$$\text{sen}\theta_c = \frac{n_2}{n_1} \quad (2)$$

- **Reflexión total interna frustrada para medición de presiones**

Para la medición de distribución de presiones a partir del principio físico de reflexión total interna frustrada, es necesario realizar un esquema de un sistema como se muestra en la Figura 16, el cual se compone de una placa transparente (por ejemplo, de acrílico o de vidrio), en cuyos extremos se adecuan dos lámparas fluorescentes que canalizan la luz a través del espesor de la placa, a demás en la parte superior hay un material que cumple el papel de transductor del dispositivo, aplicando un fenómeno que fue descrito por Betts [27].

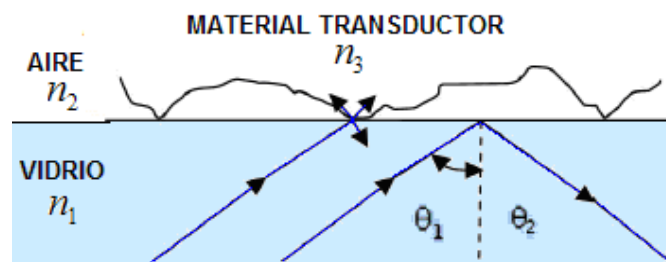


Figura 18: Reflexión total interna frustrada en una interfaz aire-vidrio-material.

De manera general lo que sucede en el fenómeno es que: la luz entra de un medio donde el índice de refracción es menor y logra canalizarse en medio de una placa acrílica de mayor índice de refracción, es reflejada totalmente entre las superficies superior e inferior de dicha placa. La reflexión total solamente ocurre cuando los rayos de luz viajan desde un medio con un índice de refracción alto a otro con un índice de refracción bajo, en este caso se tiene una interfaz aire-vidrio como se logra ver en la Figura 18.

Debido a la existencia de otro material transductor sobre la placa de vidrio, en aquellas zonas donde el material está en contacto íntimo con el vidrio, la reflexión total interna no ocurre, debido a que el material transductor tiene un índice de refracción mayor que el del vidrio.



En las ecuaciones (3), (4) y (5)  $n_1$ ,  $n_2$  y  $n_3$  son los índices de refracción del aire, vidrio y material transductor respectivamente;  $\theta_1$  y  $\theta_c$  son el ángulo de incidencia y el ángulo crítico.

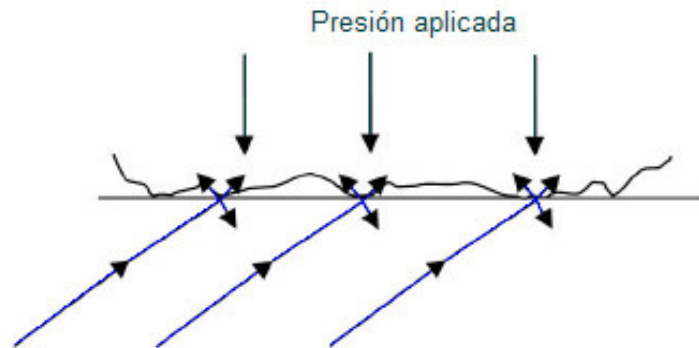


Figura 19: Dependencia de la presión con la cantidad de luz refractada.

Hay que mencionar que el efecto de reflexión total interna frustrada presenta una dependencia de la humedad y por ello se necesita independizarlo de ella, mediante la utilización de materiales que hagan el papel de transductor y permitan que el efecto de reflexión total interna frustrada se siga cumpliendo, para esto es necesario que las relaciones (3), (4) y (5) se cumplan.

$$n_1 < n_2 < n_3 \quad (3)$$

$$\theta_1 < \theta_c \text{ Se cumple refracción} \quad (4)$$

$$\theta_2 > \theta_c \text{ Se cumple reflexión total} \quad (5)$$

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.

A escala microscópica, el material transductor tiene una superficie deformable y no uniforme, debido a ello cuando la presión se aplica a la superficie superior del material transductor como se logra observar en la Figura 19, dicha superficie será forzada a entrar en contacto íntimo con el vidrio; el área total de contacto dependerá de la presión aplicada y la heterogeneidad del material plástico. De esta forma hay una función que relaciona la presión aplicada  $P$  y la cantidad de luz dispersada  $I$ .

$$P = f(I) \quad (6)$$

Este procedimiento se realiza mediante la utilización de técnicas de calibración y caracterización de la superficie del vidrio y de la luz utilizada.

## 4. CONCEPTOS DE VISIÓN ARTIFICIAL

La visión artificial consiste en la deducción automática de la estructura y propiedades de un mundo tridimensional, mediante la captación de imágenes desde una cámara CCD y su posterior tratamiento a través técnicas de procesamiento avanzadas, permitiendo así la extracción de características de una imagen. Donde sus propiedades incluyen propiedades geométricas (forma, tamaño y localización) y propiedades materiales (color, textura, iluminación y composición). En este capítulo se van a tomar algunos conceptos básicos sobre procesamiento de imágenes y visión artificial.

### 4.1. MODELO IDEAL DE CÁMARA (MODELO PINHOLE)

El modelo pinhole también llamado modelo ideal de cámara describe de manera simple la formación de imágenes como se muestra en la Figura 20, logrando reducir la óptica a un punto situado a la distancia focal de la imagen.

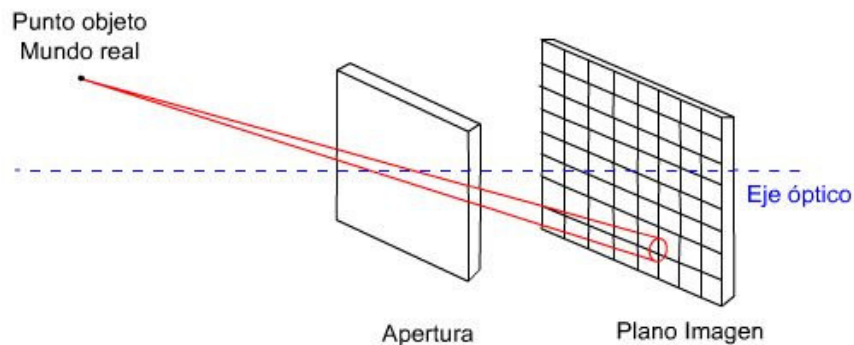


Figura 20: Modelo pinhole de la cámara.

El modelo no incluye, por ejemplo, la distorsión geométrica o borrosa de los objetos desenfocados causada por el tamaño y apertura de las lentes.

### 4.2. CALIBRACIÓN DE CÁMARA

La calibración de la cámara tiene como objetivo relacionar las coordenadas del mundo real con las de la imagen. Para ello es necesario obtener coordenadas de objetos conocidos, y partir de las ecuaciones matemáticas del modelo pinhole calcular el foco real de la cámara y coeficientes de distorsión de la lente.

La idea de los algoritmos de calibración es obtener los parámetros relacionados a la cámara y a la óptica (centro de la imagen, distancia focal, tamaño de píxeles) y los que tienen que ver con la orientación y posición de la cámara en el mundo real [9].

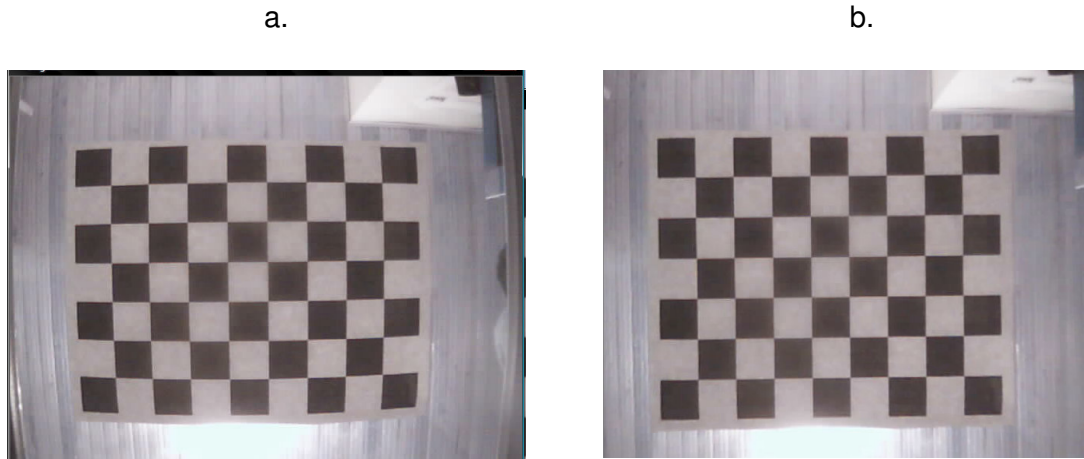


Figura 21: a) Imagen obtenida sin realizar el proceso de calibración. b) Imagen calibrada.

En el proceso de calibración de cámara es necesario tomar imágenes de un patrón (Del cual se debe conocer su geometría y coordenadas de mundo real) como se muestra en la

Figura 21-a para después ser leídas por un algoritmo de programación. El patrón de calibración más utilizado tiene la forma de un tablero de ajedrez en el cual los algoritmos se encargan de extraer las intersecciones entre cuadros blancos y negros. Después se toman varias fotografías de este patrón, moviéndolo libremente en diferentes posiciones, de modo que el programa tenga varios fotogramas del mismo en diferentes posiciones. Finalmente se corrigen las distorsiones geométricas y se obtiene una imagen calibrada como se puede observar en la Figura 21-b.

#### 4.3. IMAGEN DIGITAL

El concepto de imagen está asociado a una función bidimensional  $f(x, y)$ , cuyo valor será el grado de intensidad  $I$  de luz en el espacio en coordenadas  $(x, y)$  de la imagen en cada punto. A cada punto discreto de la imagen se le llama píxel. El valor del píxel depende de la cantidad de luz que incide sobre el objeto, así como de la parte que es reflejada.

$$f(x,y) = I(x,y) \times R(x,y) \quad (6)$$

Las principales causas que llevan a la pérdida de información cuando se adquiere una imagen son la naturaleza discreta de los píxeles y los valores que son capaces de medir cada píxel. No existen criterios que nos permitan decidir el número óptimo de píxeles y de bits con los que muestrear una determinada imagen. Distintos estudios experimentales, han llegado a la conclusión de que existen determinados valores de umbral por encima de los cuales no se aprecia una significativa ganancia pero por debajo de ellos si se aprecia una pérdida efectiva en la imagen [32,33].

Cuando la imagen  $f(x,y)$  es digitalizada, es almacenada en la memoria del computador en una matriz de  $N \times M$ , donde  $N$  es el ancho y  $M$  la altura en píxeles de la imagen.

$$0 \leq x \leq N \text{ y } 0 \leq y \leq M \quad (7)$$

El efecto directo sobre los efectos de muestreo es la resolución espacial de las imágenes, y puede verse como al disminuir el muestreo, van apareciendo artefactos rectangulares sobre la imagen.



Figura 22: Efectos de muestreo y cuantificación sobre la imagen. a) imagen de 24 bits. b) imagen con defectos, debido al muestreo.

En el caso de las imágenes digitales los valores de intensidad se encuentran discretizados en niveles de gris que van desde 0 a 255, donde cero es un objeto no iluminado (negro) y 255 es un objeto muy iluminado (blanco).

$$0 \leq I(x,y) \leq 255 \quad (8)$$

#### 4.4. PROCESAMIENTO DE IMÁGENES

El procesamiento de imágenes tiene como objetivo mejorar el aspecto de las imágenes y hacer más evidentes ciertos detalles que se requieren inspeccionar. Esta consta de varias etapas dentro de las que se encuentran filtrado, segmentación, transformaciones morfológicas, reconocimiento y extracción de características.

En la etapa de filtrado es la encargada de mejorar y realzar los detalles de interés de la imagen original, minimizando los artefactos no deseados. Una vez que la imagen es procesada está en disposición para detectar los objetos presentes en ella y se definen características como bordes, líneas, texturas y movimiento.

##### 4.4.1. Filtrado de imágenes

Existen varias fuentes de ruido que introducen artefactos indeseados a las imágenes digitales, entre estos se encuentra el polvo, ruido electrónico, iluminación parasita, entre otros. Por ello es necesario realizar operaciones a las imágenes para mejorarlas y realzar las características de interés. Existen dos tipos de filtros: filtro pasa bajas y filtros pasa altas. Un filtro tiene basa bajas la tarea de reducir los cambios fuertes de intensidad entre píxeles cercanos, mientras un filtro pasa altas tiene la tarea de realzar los grandes cambios de intensidad como los detalles finos y bordes [33].

##### 4.4.2. Modelo de color HSV

El color es una de las características más importantes que definen los objetos. Una forma de representación de color está dada por el espacio de color RGB, que se basa en la combinación de los colores rojo (*Red*), verde (*Green*) y azul (*Blue*).

El espacio de color HSI se basa en el modelo de percibir los humanos. Dicho sistema caracteriza el color en término de tono (*Hue*), saturación (*Saturation*) y brillo (*Intensity*). El tono es un atributo que describe la pureza de un color (amarillo, naranja o rojo), mientras que la saturación da el grado en el que un color puro se diluye con luz blanca. Y finalmente el brillo define la intensidad promedio de los colores rojo, verde y azul. La transformación de RGB a HSI está definida bajo las siguientes ecuaciones:

$$H = \tan^{-1} \left[ \frac{\sqrt{3} (G-B)}{(R-G)(R-B)} \right] \quad (9)$$

$$I = \left[ \frac{(R+G+B)}{3} \right] \quad (10)$$

$$S = 1 - \left[ \frac{\min (R,G,B)}{I} \right] \quad (11)$$

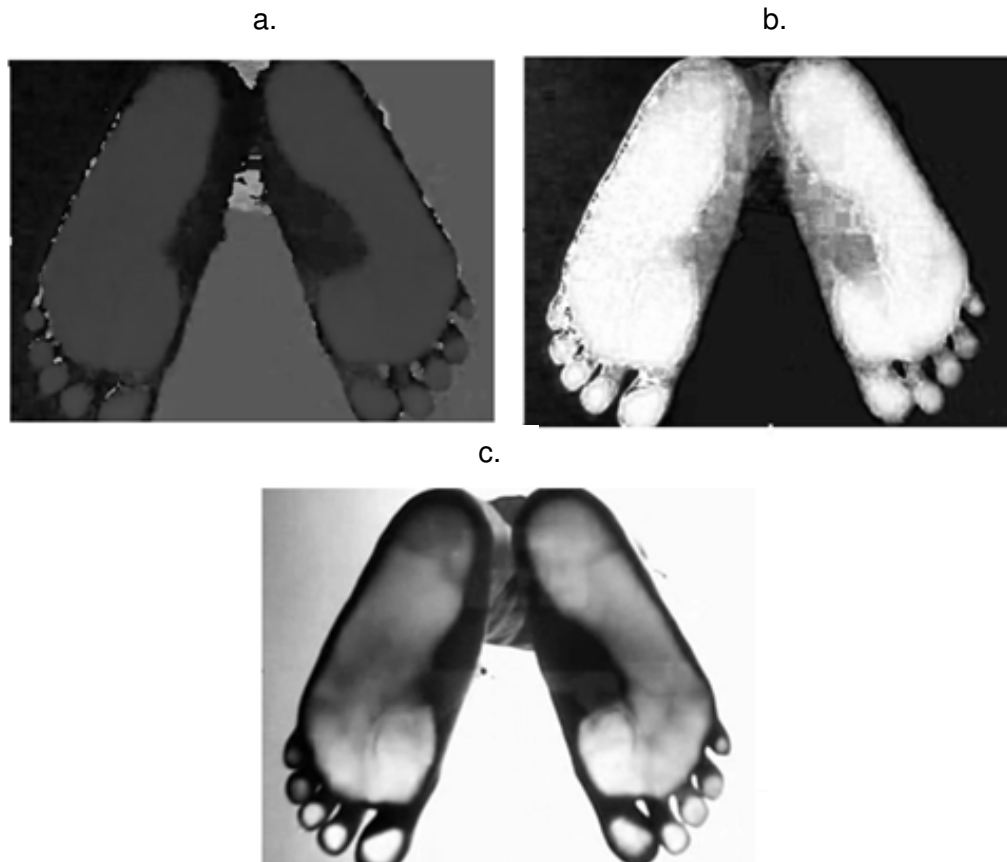


Figura 23: Espacio de color HSV. a) Color en términos del tono. b) Color en términos de la saturación. c) Color en términos de la intensidad.

#### 4.4.3. Conversión a escala de grises

Las conversiones de imágenes de color a escala de grises no son del todo directas, debido a que el ajuste de escala de grises consiste en la componente de cada plano por unos valores de constantes definidas. Posteriormente lo que se realiza es un promedio de las intensidades en cada canal. Este proceso sustrae el valor de cada píxel y se deja un rango dinámico entre 0 – 255 en niveles de gris.

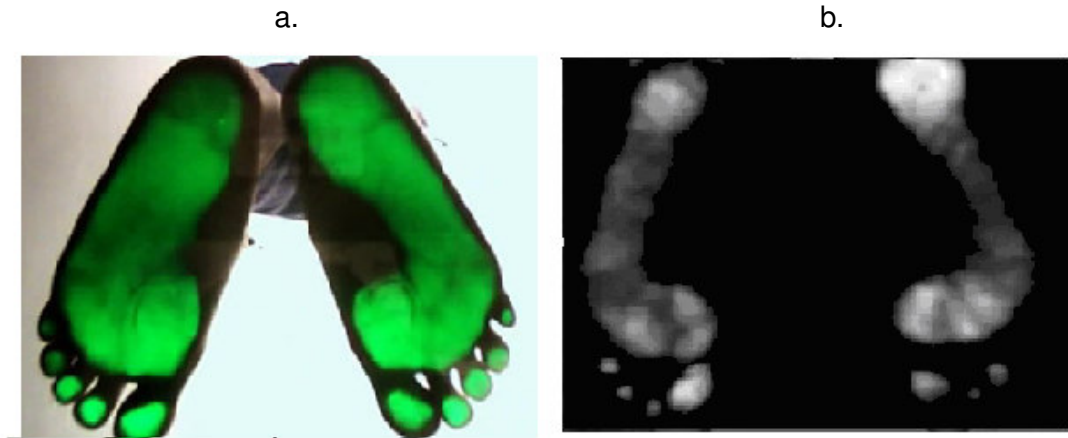


Figura 24: Conversión de las imágenes a escalas de grises. A) Imagen original obtenida. b) Imagen en escala de grises.

#### 4.4.4. Segmentación de imágenes

El objetivo de la segmentación es separa los objetos del medio en que se encuentran y distinguirlos entre sí. Para ello se necesitan algunos criterios o características como textura, bordes, color, bordes, niveles de gris o movimiento [9]. La segmentación se realizó una operación morfológica de los planos  $S$  y  $V$  del plano  $HSV$ .

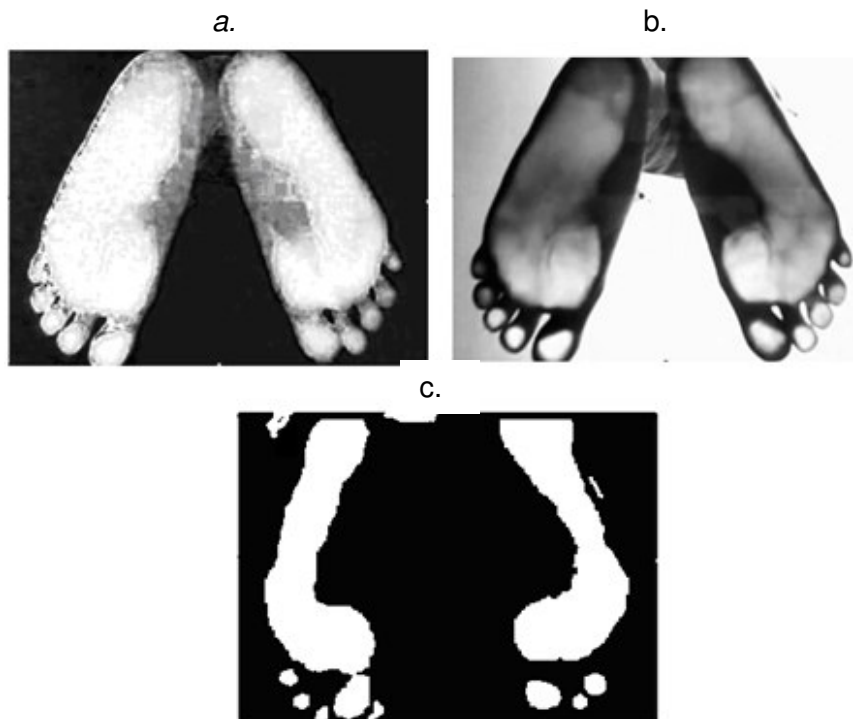


Figura 25: Transformaciones morfológicas. a) Imagen en plano  $S$ . b) Imagen en plano  $V$ . c) Imagen segmentada.

#### 4.4.5. Filtrado y extracción de características morfológicas

La morfología matemática es una de las herramientas más utilizadas en el procesamiento de las imágenes. Las operaciones morfológicas pueden simplificar los datos de una imagen, y preservar las características esenciales y eliminar aspectos irrelevantes. Teniendo en cuenta la descomposición de objetos, la extracción de rasgos, la localización de defectos, e incluso los defectos en líneas de ensamblaje están sumamente relacionados con las formas, en el cual se hace necesaria la utilización de la morfología matemática [10].



Figura 26: a) Imagen segmentada. b) Imagen después de aplicar filtro morfológico.

Luego de que la imagen se encuentre segmentada se le aplica un filtrado morfológico que permite eliminar pequeños ruidos que alteran la imagen. Existen el operador dilatación es comúnmente conocido como 'relleno', 'expansión' o 'crecimiento'. Puede ser usado para rellenar 'huecos' de tamaño igual o menor que el elemento estructurante con la que se opera la dilatación. También se encuentra la erosión que es lo opuesto a la dilatación; realiza con el fondo lo que la dilatación al primer plano. También en este caso, existe un elemento estructurante que se utiliza para operar con la imagen. Los efectos son de 'encogimiento', 'contracción', o 'reducción'. Puede ser utilizado para eliminar islas menores en tamaño que el elemento estructurante. Como se puede ver en la Figura 26-a. se aplicó un dilatación para eliminar los objetos que no son de interés (círculos rojos) que no son de interés en la imagen.



## 5. CONSTRUCCIÓN Y CARACTERIZACION DEL SISTEMA ÓPTICO

El sistema del prototipo desarrollado se puede descomponer en tres módulos: Construcción del sistema hardware, calibración y caracterización, y desarrollo software que es el encargado de sincronizar y realizar la comunicación entre el sistema de adquisición de las imágenes y plataforma software.

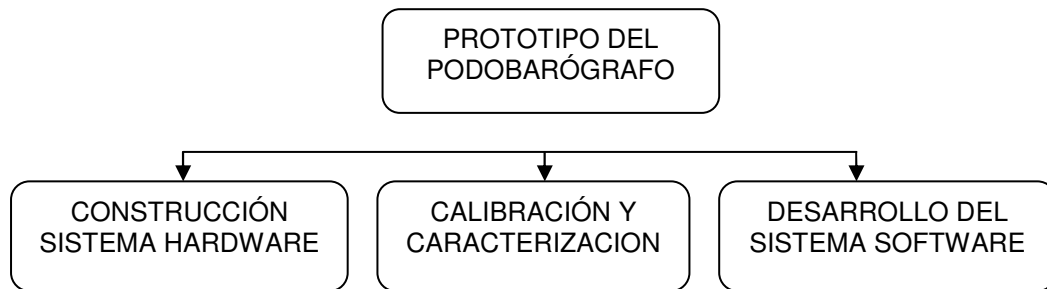


Figura 27: Conversión de las imágenes a imagen segmentada. Imagen izquierda, imagen real obtenida. Imagen derecha, imagen segmentada.

A continuación se realiza una descripción de cada uno de los módulos para el cumplimiento de los objetivos propuestos, calculo de distribución de presiones y extracción de parámetros morfológicos de la huella plantar.

### 5.1. CONSTRUCCION DEL SISTEMA HARDWARE

En esta sección se describe el procedimiento realizado para la construcción de la plataforma hardware y la disposición de sus elementos, este debe permitir que el fenómeno de reflexión total interna frustrada ocurra sobre todo el área de contacto, y a demás su estructura debe permitir soportar un peso máximo de 100 Kg.

Para el cumplimiento de estos requerimientos se fabricó una estructura en acero inoxidable de calibre 12, con dimensiones de 12 cm x 12 cm de lado, por 36 cm de alto. Las uniones de la estructura fueron soldadas con aleación de referencia 6013 con carga máxima 2 de toneladas por punto.

Se utilizó un vidrio de 0.8 cm de espesor que soporta una presión máxima de 4500 kPa. Esta presión va depender en gran medida de las condiciones en las que se encuentre el vidrio, ya que un rayón puede reducir considerablemente su resistencia, haciendo difícil dar un valor exacto del valor de ruptura del material.

Teóricamente la resistencia del vidrio plano a la tensión es de 7000 kPa, pero para efectos prácticos y debido a las consideraciones anteriores debe tomarse en cuenta sólo como valor teórico. Para ello se sometió experimentalmente el vidrio a las condiciones en las cuales iba a estar sometido, que correspondía al rango dinámico entre pesos de 0 – 100 kg, y para estos valores se logró garantizar las propiedades mecánicas del dispositivo.

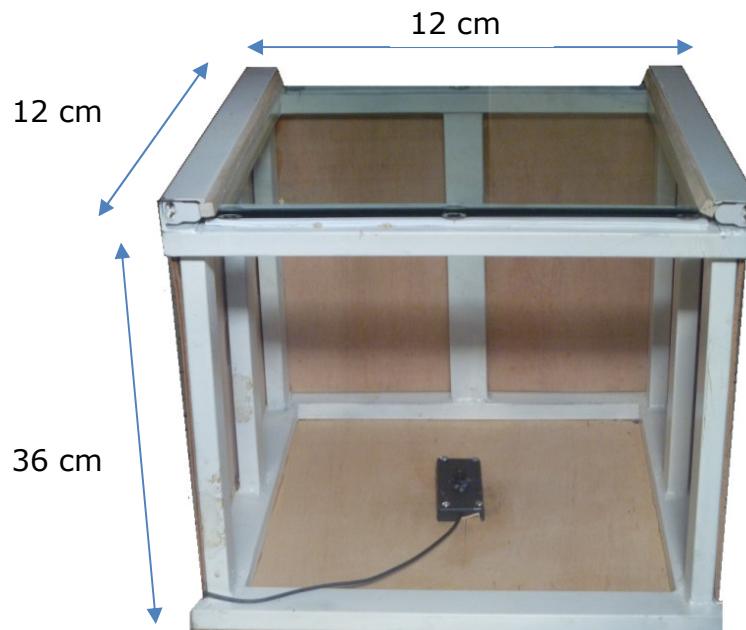


Figura 28: Dimensiones y distribución de componentes del dispositivo.

Como se puede visualizar en la Tabla 4 la resistencia a la compresión es aproximadamente igual a 10 veces la resistencia a la tensión, sin embargo y debido a la característica quebradiza del vidrio, la rotura se produce casi siempre por tensión.

Propiedad	Valores
Resistencia a tensión	3000 a 7000 kPa
Resistencia a compresión	91.53 kPa
Modulo de elasticidad	7030 kPa
Peso específico	2.49 g/cm <sup>3</sup>

Tabla 4: Tabla de propiedades mecánicas del vidrio de 9mm.

El sistema fue aislado de fuentes externas de iluminación parasita, para el cual se requirió en su interior pinturas opacas, y tapas de aluminio que no produjeran brillos sobre la lente de la cámara. El esquema experimental de reflexión total interna frustrada, consta de una cámara, dos lámparas y una cámara como se puede observar en la Figura 29.

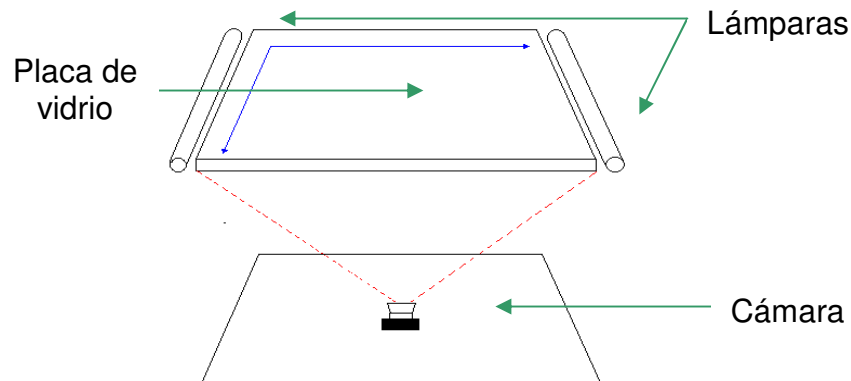


Figura 29: Esquema experimental y componentes del dispositivo de medición de presiones.

Para la realización de la configuración experimental, y poder efectuar el fenómeno físico de reflexión total interna frustrada, es necesario ajustar dos componentes importantes, como lo es el sistema de captura y el sistema de iluminación.

### 5.1.1. Sistema de iluminación

La iluminación utilizada en el dispositivo fueron lámparas fluorescentes de 110-130 Voltios, de referencia T4 -12W. Estas lámparas son genéricas, se pueden encontrar en cualquier tienda electrónica lo que hacen de este dispositivo más versátil y de fácil reproducibilidad.

Como el objetivo principal del prototipo es la cuantificación de la presión a partir del patrón de iluminación, es necesario mantener la iluminación en unas condiciones óptimas de estabilidad, para ello fue necesario implementar un sistema de control de potencia, para garantizar que el patrón de iluminación se mantuviera dentro de unos rangos pequeños de estabilidad. La iluminación se controla con la ayuda de un microcontrolador, el cual se encarga de suministrar las señales correspondientes para su compensación, la señal de sincronización entre los elementos del sistema se genera a través del computador y se comunica al microcontrolador a través del puerto USB.

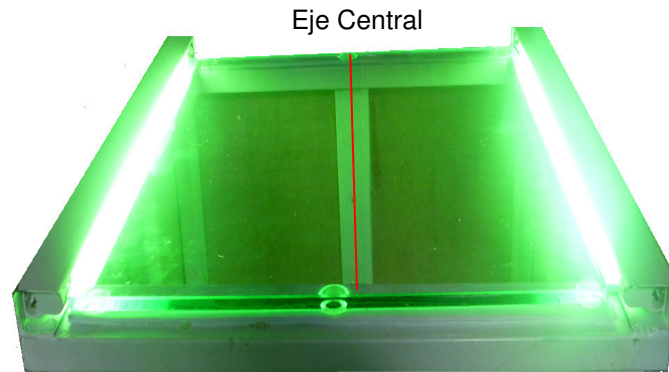


Figura 30: Esquema de las lámparas y orientación del vidrio para realización del fenómeno de reflexión total interna frustrada.

El principal problema que se presentó en esta etapa fue ocasionado por la distribución gaussiana de la irradiancia, lo que ocasionó que la parte central de la lámpara fuese más brillante que los extremos, generando dificultades a la hora de segmentar las imágenes capturadas. Este efecto se muestra en la figura 32.

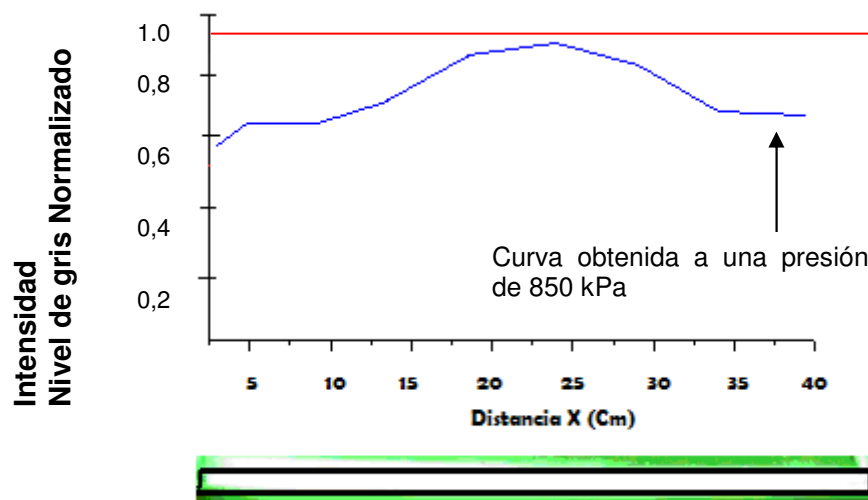


Figura 31: Esquema de las lámparas y orientación del vidrio para realización del fenómeno de reflexión total interna frustrada.

Con la utilización de un fluxómetro y la cámara se pudo determinar el patrón de intensidad a lo largo un eje paralelo a la lámpara ubicado en el centro del vidrio como se observa en la Figura 31 (Línea roja), en el que se determinó el valor de intensidad de saturación con la presión máxima 850 kPa.

A partir de esta curva de referencia se realiza la compensación de niveles de gris sobre todo el área del vidrio.

### 5.1.2. SISTEMA DE CAPTURA

El módulo de adquisición cuenta con un paquete de captura que requiere el uso de una cámara Webcam de 2 Megapíxeles convencional CCD (Referencia Startec 4110) conectada al computador a través del puerto USB y una plataforma ajustable que permitía posicionarla de acuerdo a los requerimientos del montaje. un computador personal. A demás necesita una lente gran angular de  $90^\circ$ , para la adquisición total de el área efectiva del vidrio.

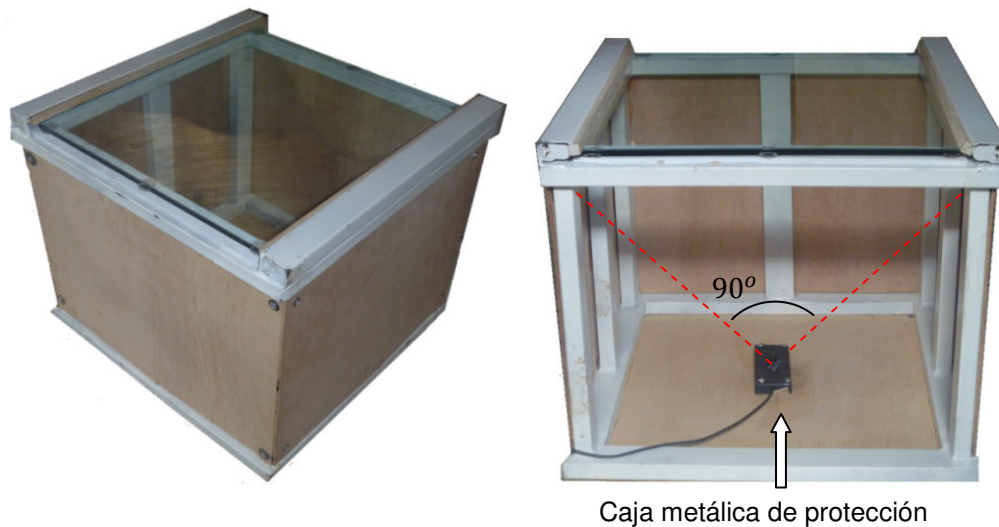


Figura 32: Estructura propuesta para la adquisición de las imágenes del pie.

La Figura 32 presenta una fotografía del sistema implementado, en el se observa la disposición de los elementos que conforman el sistema de análisis dentro de un contenedor que consistía en una caja metálica que cumple dos funciones, la primera es brindarle protección de la cámara CCD, manteniéndolos aislados del entorno de trabajo y la segunda es impedir que iluminación parásita entre al sistema e introduzca alteraciones en la captura de la huella.

Una de las características primordiales dentro del sistema de adquisición, es garantizar la fiabilidad de la imagen obtenida, debido a que la imagen de la huella atraviesa una interfaz de vidrio-aire-vidrio, es necesario conocer el índice de refracción y su variabilidad en la placa. Las tolerancias para el índice de refracción dependen de las características técnicas y calidad de la entrega, para el vidrio utilizado se encontró que poseía una tolerancia del 0.8-1.2%.

Ahora bien, en cuanto a las características ópticas transversales (perpendicular a la superficie del vidrio) se tomó un estudio realizado para el vidrio con diferentes espesores y tipos. El procedimiento adoptado [44] fue colocar una fuente halógena de tungsteno, cuya respuesta espectral esta en el rango visible-cercano al IR (400nm-1100nm), se midió su irradiancia con un espectrofotómetro UV-Visible Shimadzu UV 1800. Se escogieron 7 vidrios planos transparentes de 8mm, y se obtuvieron los resultados que se muestran en la Figura 33.

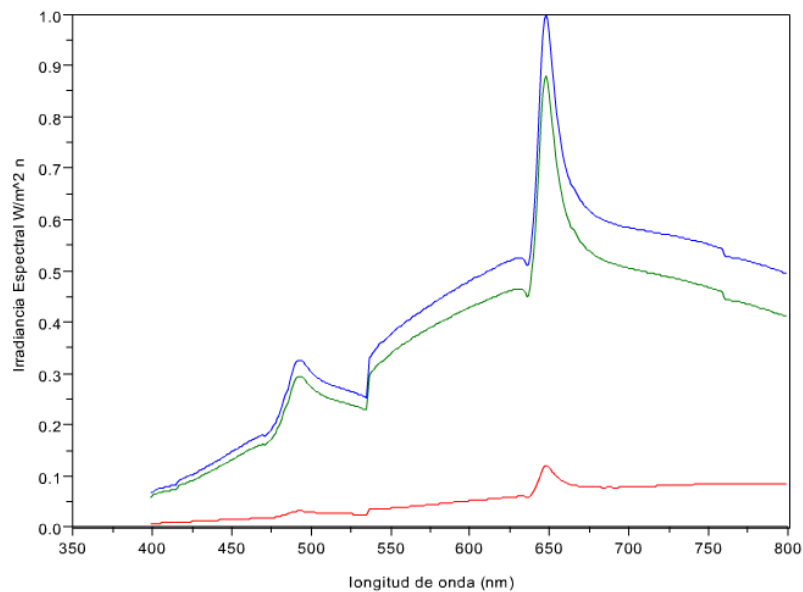


Figura 33: Espectro de lámpara halógena. Curva azul, Intensidad normalizada promedio de la muestra de vidrio. Curva verde, Intensidad normalizada después de la muestra de vidrio. Curva roja, diferencia porcentual.

Observando el comportamiento porcentual de pérdidas de energía en el espectro visible, se puede en un 5.3% para vidrios de espesor de 0.7 cm y de 8% para vidrios de 9mm, de lo cual se puede concluir que el vidrio de 9mm en general tiene buena transmitancia aproximadamente del 92 %.

Propiedad	Valores
Transmisión de luz	88% en 7mm
Índice de refracción	1.50
Reflectancia	8%
Choque Térmico	60°C

Tabla 2: Tabla de propiedades mecánicas del vidrio de 9mm.

## **5.2. CARACTERIZACIÓN Y CALIBRACIÓN**

En este módulo se describe, los procedimientos utilizados para la caracterización y calibración de cada uno de los componentes utilizados. Primero se describe el algoritmo para la obtención de los factores de la calibración de la cámara, luego se mencionan las características que debe cumplir el material utilizado como transductor. Finalmente se menciona el método de calibración instrumental el cual da una idea sobre el cálculo de estimación de errores y determinación de propiedades metrologicas.

### **5.2.1. CALIBRACIÓN DE CÁMARA**

Teniendo en cuenta que la cámara tiene una lente de enfoque u objetivo que no es una lente ideal, se presentan distintos tipos de aberraciones que distorsionan la calidad de la imagen y por lo tanto, alteran la fidelidad del procesamiento. Para minimizar este efecto indeseado se implementó un proceso de calibración de cámara, en el que se le presentó a la cámara un patrón de cuadros blancos y negros alternados, imitando la imagen de un tablero de ajedrez, que tienen posiciones espaciales conocidas con un buen margen de precisión. Una vez capturada la imagen, se utilizó el modelo pinhole para predecir la imagen ideal que debería ser capturada y se mide la diferencia entre ella y la imagen real obtenida para evaluar el valor de los coeficientes de distorsión, con la ayuda de estos valores se implementa la corrección de los puntos distorsionados y se obtiene una imagen más fiel a la escena que se le presenta a la cámara.

### **5.2.2. CARACTERIZACIÓN DEL MATERIAL TRANSDUCTOR**

Debido a la dependencia de la reflexión total interna frustrada con la humedad es necesario aislar la piel con la superficie de contacto. Varios estudios se han realizado respecto a los materiales utilizados como transductores de presión, de los cuales han logrado dar información sobre las características idóneas del material. Igualmente se realizó el proceso de preselección, que consistió en escoger varios materiales recomendados en la literatura y realizar el análisis de las fotografías de la huella sobre el podoscopio, y se realizaron análisis de características como el contraste y el brillo de la imagen tomada. Mediante este análisis se logró determinar algunas características que había de tener el material transductor:

A demás el material utilizado como interfaz debe mostrar poca dependencia de la velocidad de deformación y la adherencia, es decir la intensidad de la imagen depende de que tan rápidamente y por cuánto tiempo se aplica la fuerza. Para ello se realizó un procedimiento llamado golpe de talón, en el cual se realiza un golpe y se mide el tiempo de restauración del material. A escala microscópica, el papel fotográfico 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.

### 5.2.3. CALIBRACION INSTRUMENTAL

El procedimiento adoptado para la calibración instrumental fue aplicar una fuerza determinada en un área pequeña o regiones de la superficie y medir la cantidad de luz dispersada mediante la utilización de la cámara. La cuantificación del patrón de iluminación se hizo mediante la técnica de Sheffield [45] que consiste en suponer que la luz total integrada (por encima del fondo) de la cámara equivale a la fuerza total aplicada.

$$Fuerza = \sum_R^{Todos\ los\ pixeles} Presion \times Area\ pixel \quad (12)$$

Donde presión total va a estar dado por el patrón de iluminación, como una sumatoria de todos los niveles de gris presentes en la imagen.

$$Presión\ total = \sum_{x=0, y=0}^{x=w, y=h} Intensidad\ de\ gris(x, y) \times Area\ pixel \times K \quad (13)$$

Donde  $h$  y  $w$  son las dimensiones de largo y ancho de la imagen. El factor  $K$  es el valor resultante de la calibración esta da información sobre la sensibilidad del sistema y  $R$  es la región de interés. Debido a que la iluminación no presentaba un patrón uniforme, la intensidad en los extremos es menor que en la zona central, se procedió a realizar el proceso de calibración para 6 zonas de la imagen, con el fin de realizar una compensación y normalización de la iluminación.

Primero se calculan el área efectiva de contacto y se tomaron los patrones de iluminación sin aplicar ningún peso. Luego se tomaron los patrones de iluminación y área de contacto para pesos de prueba entre 5 y 100 kg, y se van incrementando en pesos de 5 kg. Conociendo el peso y el área de contacto se calcula la presión y se relaciona con la intensidad de los niveles de gris mediante ecuación (13), y finalmente se obtienen las curvas que relacionan la presión con la intensidad de cada una de las regiones.



La sensibilidad del sistema puede variar con el tiempo debido tanto en el papel transductor como en la cámara, debido a variaciones notorias de la temperatura. Hay efectos tales como la histéresis en la curva de calibración y la variación de la sensibilidad en el área del sensor que puede alterar el valor de presión medida. Para ello se aplican teoría de errores y estadística para elegir la mejor curva y hacer las correcciones debidas a estos efectos. Dentro de los requerimientos se buscó que el podobarógrafo tuviera un rango dinámico de presiones entre 0 y 950 kPa, ya que dentro de este rango se encuentran las presiones en la huella plantar.

### 5.3. IMPLEMENTACION Y DESARROLLO SOFTWARE

La etapa de desarrollo software e interfaz grafica fueron implementados en la plataforma del lenguaje C++, con la ayuda de librerías de procesamiento de imágenes y de visualización tridimensional, OpenCV y OpenGL respectivamente. La aplicación cuenta con varios módulos, entre ellos se encuentra el módulo de procesamiento de las imágenes adquiridas, de interfaz grafica de usuario y el módulo de reconstrucción tridimensional. En la Figura 34 se muestra un diagrama de bloques que describe todo el proceso, en el se muestra cada una de las etapas que realiza el software de procesamiento y la secuencia que sigue.

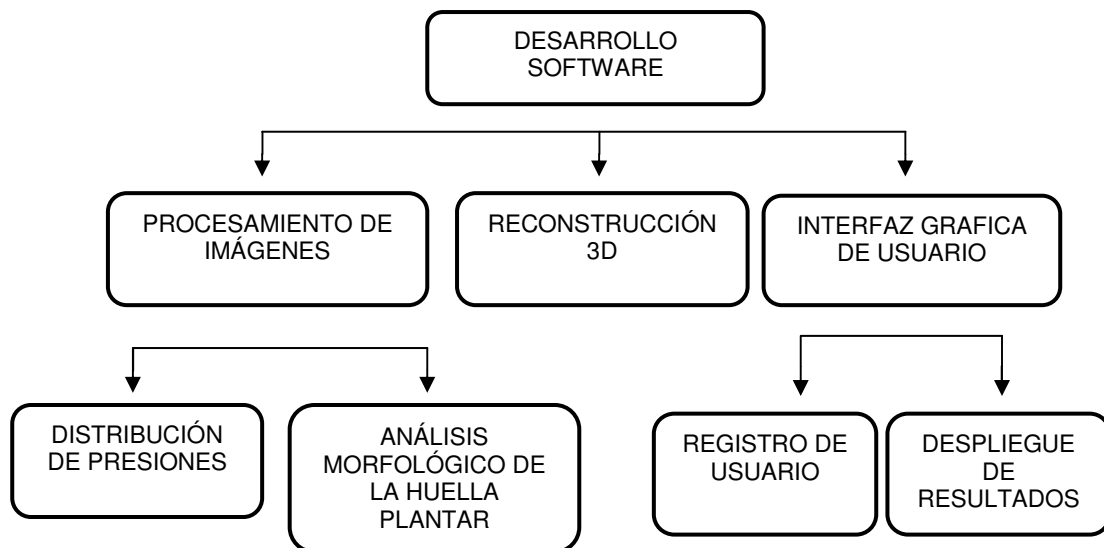


Figura 34: Diagrama de bloques del desarrollo software.

El algoritmo implementado para el proceso de calibración se encarga de obtener los coeficientes de distorsión de la cámara, a partir de imágenes de patrones regulares para los cuales es fácil predecir la imagen sin distorsión que se debe formar.

El software permite obtener, mediante el uso de eventos del mouse, capturar las coordenadas de nueve puntos de la imagen del patrón de calibración e introducir sus valores correspondientes en el sistema de coordenadas del objeto, con estos valores calcula la imagen ideal y la compara con la imagen real, mediante un proceso de minimización de errores. A partir de estas distancias se obtiene el valor de los coeficientes de distorsión, los cuales se almacenan en un archivo para ser aplicado a las imágenes adquiridas, efectuando su corrección de coordenadas. Para el sistema desarrollado solo se consideraron las distorsiones radial y tangencial, por ser estas las que más problemas causan en este tipo de dispositivos.

El módulo de procesamiento de imágenes toma la imagen de la huella almacenada en memoria, se le hace una conversión al modelo HSV para luego convertirla en una imagen en niveles de gris, a los que se les aplica los coeficientes de corrección de distorsiones. Esta información es almacenada en una matriz, donde se etiqueta y se almacena la posición correspondiente, lo que permite desechar la información del fondo, ya que no es relevante para el análisis, y dejar solamente la huella plantar. Para el desarrollo de este módulo se utilizó la librería OpenCV, desarrollada por Intel, la cual permite de una manera rápida y eficiente implementar las rutinas de procesamiento de imágenes necesarias con las funciones que trae predefinidas, lo que agiliza el tiempo de programación y hace más eficiente el funcionamiento de esta etapa. En la figura 36 se muestra el proceso de extracción de la información de interés a partir de la imagen capturada.

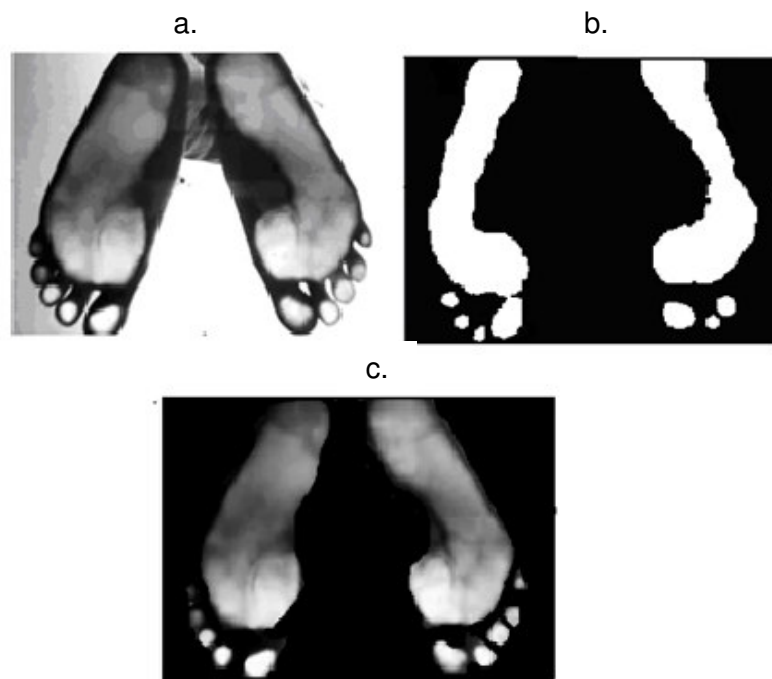


Figura 35: Etapas del módulo de procesamiento. a) transformación morfológica en HSV. b) Imagen umbralizada. c) Imagen segmentada.

Luego se procede a la extracción de parámetros morfológicos dentro de la imagen en cumplimiento con los objetivos establecidos en el trabajo de investigación.

Los parámetros morfológicos de estudio son los siguientes:

### 5.3.1. Extracción de área de contacto

Antes de realizar el cálculo del área de contacto se realizó un procedimiento de corrección de perspectiva, y se halló el área efectiva sobre la placa de vidrio. El área de contacto total se calcula mediante la sumatoria de píxeles de cada uno de los pies de la imagen segmentada multiplicada por el área correspondiente a un pixel.

### 5.3.2. Identificación de la huella plantar

La técnica utilizada para la detección e identificación de la huellas, fue el trazo de perfiles de línea a través de la imagen donde se analizó el cambio del patrón de iluminación a través de la línea como se muestra en la Figura 36 y se detectaron los picos máximos (Línea amarilla) que suministraban la información sobre la ubicación de cada una de las huellas. A demás se identifican los ángulos de inclinación de la huella (Línea blanca) que determinan la base de sustentación de la huella del pie.

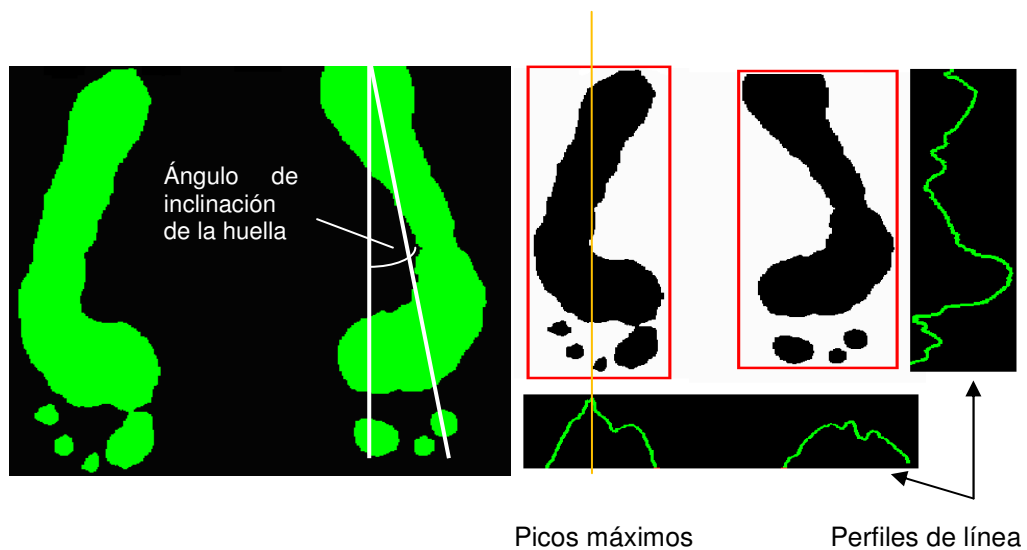


Figura 36: Detección de la huella plantar utilizando los cambios de iluminación dentro de la imagen.

### 5.3.3. Extracción de arcos de la huella plantar

Debido a la importancia y a la implicación médica que tiene la longitud del arco de la huella plantar, se realiza la extracción de los arcos interno y externo. Este procesamiento se le aplica a una imagen segmentada, y básicamente lo que realiza es detectar los bordes en la dirección positiva y negativa a lo largo del eje  $x$ ,

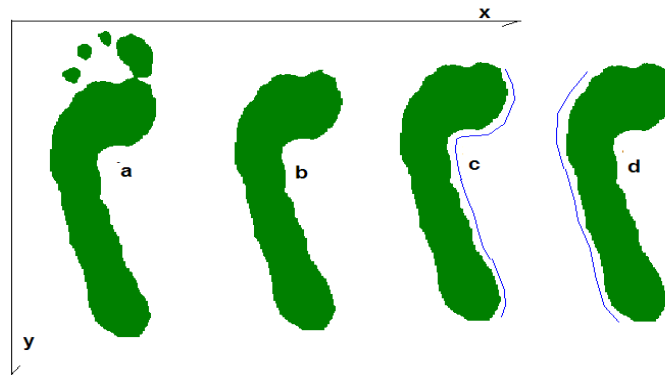


Figura 37: Extracción de los arcos externo e interno de la huella. a) Imagen original, b) Imagen filtrada, c) Extracción arco interno y d) Extracción de arco externo.

### 5.3.4. Identificación de índices morfológicos

Para el cálculo de los índices morfológicos (índice Hernández, Stahelli y Chippaux) es necesario que el especialista ubique los puntos sobre la imagen en pantalla en el orden como se logra visualizar en la Figura 39-a, este punto se guarda automáticamente al seleccionar la región más cercana al punto. Luego de seleccionar los puntos se procesa la información y se trazan las líneas como se ve en la Figura 39-b, en concordancia para el procedimiento establecido para cada uno de los índices en capítulos anteriores. Finalmente se despliegan los resultados para cada uno de los índices como se ve en la Figura 39-c.

El análisis e identificación de la huella plantar se basa en la información encontrada de cada uno de los algoritmos elaborados por los expertos, se identifican los dedos, zonas prominentes de arco externo e interno, zona estrecha del istmo que corresponde a la zona más angosta de la zona media del pie, zona más ancha del talón, entre otros. Los criterios para selección de estos puntos en cada una de las regiones van a depender exclusivamente de la dirección en la cual se encuentran los pies, ya que en esta dirección es donde se calculan los parámetros máximos y mínimos.

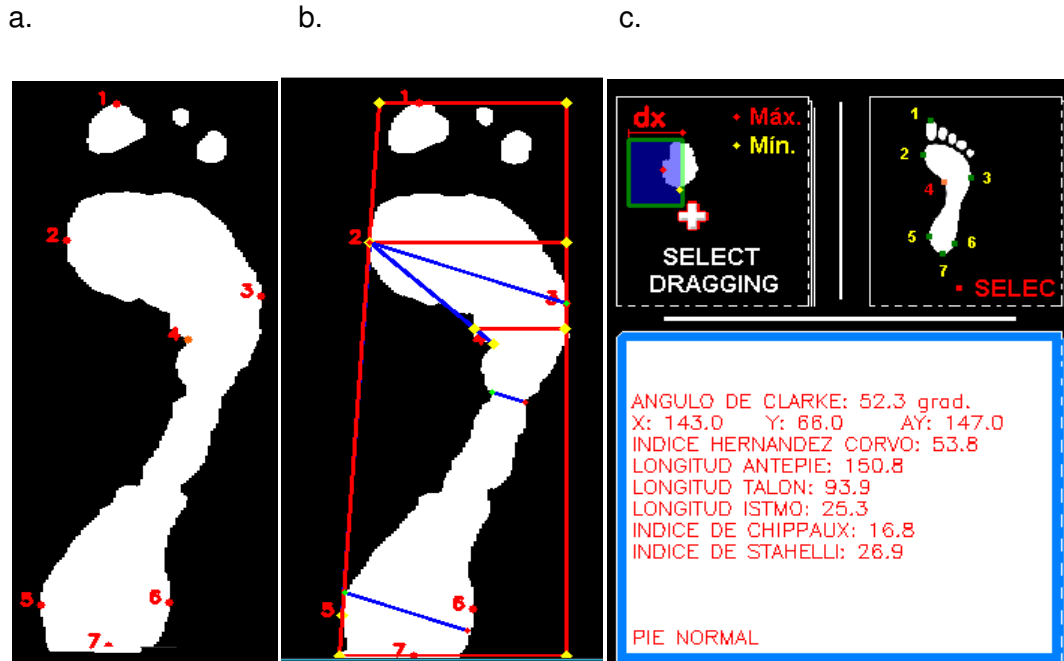


Figura 38: Calculo automático de índice de Hernández, Chippaux y Stahelli.

### 5.3.5. Calculo de la distribución de presiones normalizada utilizando pseudocolor.

El software también permite mostrar la matriz de datos de la superficie a ser reconstruida como una imagen, donde la presión de cada punto está codificada en falso color. Para lograrlo se normaliza la matriz de datos, posteriormente se le asigna el color azul al valor más bajo y el color rojo al mayor valor, los valores intermedios se obtienen a través de una función de interpolación que permite degradar el color entre estos dos extremos en función de la presión de cada punto. En la figura 36 se presenta la imagen correspondiente a la superficie extendida de uno de los objetos reconstruidos en este trabajo.

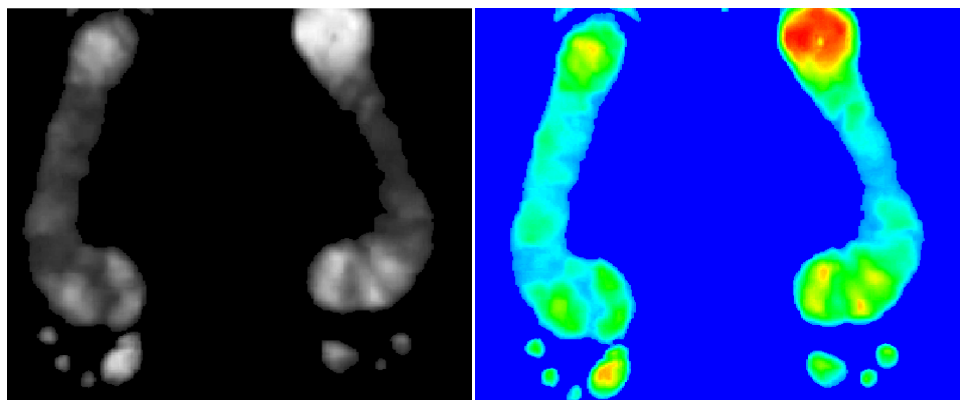


Figura 39: Calculo de índice de Hernández corvo para conocer el tipo de pie.

### 5.3.6. Reconstrucción 3D de la huella plantar

El módulo de reconstrucción recibe la matriz de datos generada en el módulo anterior y le realiza la transformación de coordenadas cilíndricas a coordenadas rectangulares, le aplica una corrección para obtener las dimensiones reales del objeto, donde los coeficientes de esta transformación se obtienen por medio de un proceso de calibración. Los datos correspondientes al mundo real son proyectados en el sistema de coordenadas bidimensionales de la pantalla, con el fin de generar una imagen con aspecto tridimensional. El módulo cuenta con un gestor de mensajes que identifica los movimientos del mouse del computador y los traduce en desplazamientos y rotaciones del objeto reconstruido, de tal manera que es posible visualizar el objeto desde diferentes perspectivas. Para el desarrollo de esta etapa se utilizó la librería OpenGL, que cuenta con un grupo de funciones optimizadas para realizar software de animación tridimensional con alta eficiencia.

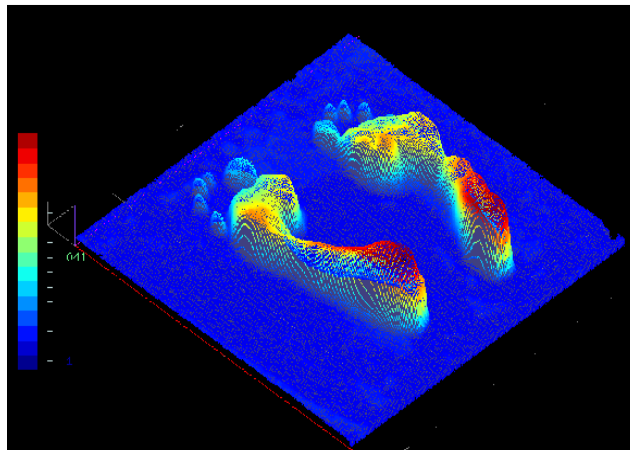


Figura 40: Visualización 3D de la distribución de presiones de la huella plantar.

### 5.3.7. Modulo de interfaz grafica de usuario

Dentro del algoritmo software desarrollado se implemento una interfaz grafica de usuario, la cual permite interactuar de una manera fácil y amigable con el personal médico. Esta interfaz como se logra visualizar en la figura 38 cuenta con 5 pestañas, las cuales tienen diferentes funciones y aplicaciones. La primera pestaña se puede hacer el ingreso de los datos del usuario e historial médico sobre el estado de la huella.

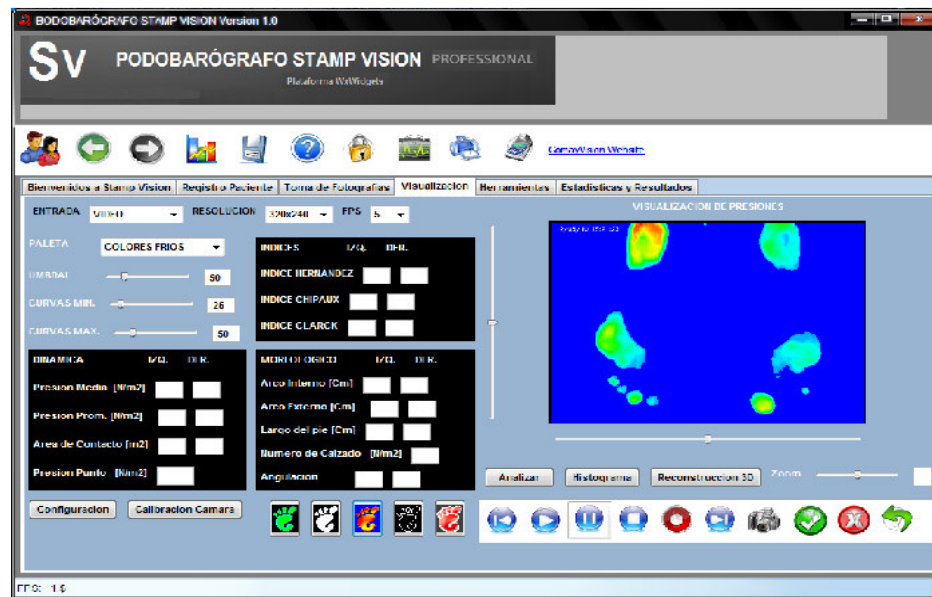


Figura 41: Interfaz grafica de usuario, se muestra las ventanas para registro de datos personales del sujeto.

En la segunda pestaña se muestra, la parte funcional y aplicativa del software de procesamiento, este panel permite seleccionar el tipo de entrada (video, cámara o fotografía), resolución del video y paleta de visualización de colores para la distribución de presiones. El panel muestra todos los parámetros morfológicos que es posible calcular, como índice de Hernández, arcos internos y externos. A demás parámetros como presión media, picos máximos de presión.

A demás en la tercera pestaña se desarrolló un modulo para el diseño de calzado especializado donde se pueden herramientas como círculos, cuadros, lápiz cuñas, todo aquello que permita diseñar geométricamente un calzado. Es una herramienta de diseño fácil de utilizar y practica debido a que se trabaja con los estándares para el diseño de calzado. La cuarta permite cargar imágenes externas del pie, en vistas lateral, posterior y frontal, para que quede anexo junto a la base de datos y de esta manera ver la evolución de cada paciente.

Debido a que el sistema de análisis de presiones se realiza por zonas, se brinda la opción de desplegar el análisis de probabilidad y de distribución desde la misma interfaz. Se logran obtener curvas para cada una de las zonas del pie que han sido descritas en cada uno de los capítulos anteriores. La interfaz tiene un ambiente medico, que trabaja con las tonalidades e iconos ideales para largas jornadas de trabajo a las que están expuestos, es fácil de usar y posee una opción de ayuda que permite con el puntero del mouse definir cada uno de las características de los botones con solo pasar por encima del control, lo que permite versatilidad en el manejo de la interfaz grafica de usuario.

## 6. PRUEBA DE CAMPO

Dentro del estudio clínico realizado se tomo una población de 65 sujetos de ambos sexos. 25 pacientes con diagnóstico de diabetes mellitus GE (Grupo de estudio) de acuerdo con los criterios de la federación internacional de diabetes (IDF) y 40 sin diabetes GC (Grupo de control), con una presión arterial y una marcha normal, entre edades de 20 a 80 años.

El grupo de estudio son aquellos pacientes que acuden a la División de salud integral en la Universidad del Cauca en la ciudad de Popayán, Cauca. El grupo de control son aquellos estudiantes y deportistas que acuden al Centro universitario de Tulcán de la Universidad del cauca y facultad de educación que debían cumplir con los siguientes criterios:

- Sujetos de ambos sexos mayores de edad.
- Sujetos que no presenten deformidades congénitas ni traumáticas de la extremidad inferior.
- Sujetos sin historial de dolor de pies ni historial de lesiones de tobillo y pie.

### 6.1. PROCEDIMIENTOS Y MÉTODOS

Dentro del protocolo establecido, a cada paciente se le informó del procedimiento a realizar mediante la utilización de consentimiento informado. Se practicó examen físico completo, se tomó peso y edad. Estos datos fueron anexados al registro de la base de datos del software como se ve en la Figura 42.

Figura 42: Formato del registro de usuario y base de datos.



Luego a cada paciente se le indicó la manera en que debía ubicarse sobre el dispositivo, para luego grabar los videos correspondientes a la huella plantar. A partir de estos videos se realizó el análisis de distribución de presiones en 5 zonas de la huella plantar que se puede observar en la Figura 42 para correlacionarlas con las variables sexo y Grupo (GC y GE).

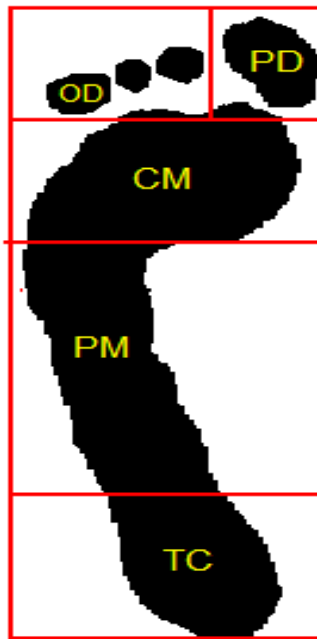


Figura 43: Distribución de las zonas de la huella plantar para analizar. PD – Primer dedo. OD –Otros dedos. CM- Cabezas metatarsianas. PM- Planta media. TC- Talón central.

## 6.2. PROTOCOLO ESTADÍSTICO

Las técnicas estadísticas empleadas serán:

- Técnicas descriptivas de frecuencia y porcentaje para la variable categórica (sexo) y se calculará la media, desviación estándar y máximo para las variables cuantitativas (presión media, presión máxima e índice de Hernández).
- Técnicas descriptivas de frecuencia y porcentaje para la variable categórica (Grupo) y se calculará la media, desviación estándar y máximo para las variables cuantitativas (presión media, presión máxima e índice de Hernández).

## RESULTADOS

- **Caracterización material transductor**

Dentro de los procedimientos que se realizaron para la medición de presiones en la huella plantar, fue la elección de un material transductor con unas características en particular como: tiempo de respuesta, sensibilidad, adherencia y permeabilidad. Para ello se escogieron diferentes materiales y se midieron los tiempos de respuesta, valores anexados en la siguiente tabla:

Material	Sensibilidad	Tiempo de restitución	Adherencia
Plástico	baja	5 ms	poco
Película silicona	alta	4 ms	mucha
Papel fotográfico	alta	1 ms	medio

Tabla 5. Caracterización del material transductor.

Para el cálculo de los tiempos de respuesta fue utilizado el dispositivo la técnica de golpe de talón, y el material que mayor se ajusto a las características que se buscaban fue el papel fotográfico. Figura 44 describe la curva de respuesta para el papel fotográfico en función de la intensidad y tiempo (ms).

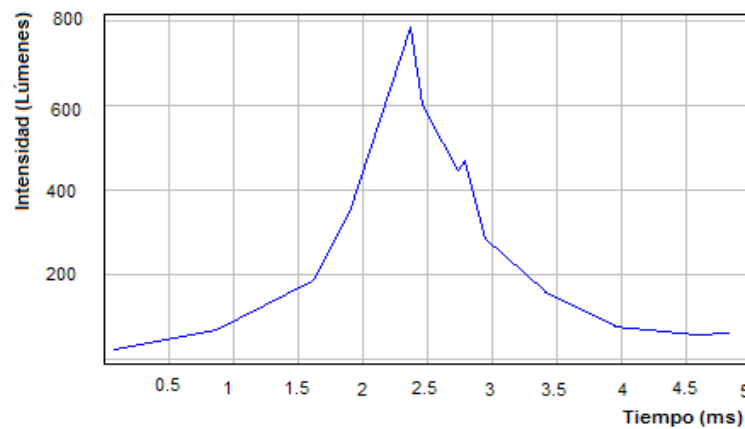


Figura 44: Respuesta del material transductor en el tiempo.

A demás la sensibilidad se ajusto muy bien dentro del rango dinámico elegido para medir entre 0-850 kPa. Luego de realizar la calibración incrementando y disminuyendo presiones se determinó que el material presentaba un bajo grado de histéresis, al no generar iluminaciones residuales debido a la adherencia y sensibilidad del papel fotográfico.

- **Calibración y caracterización**

El procedimiento consistió en tomar peso entre 0-100 kg y se colocaron sobre una base de un área de 28 cm<sup>2</sup>, luego de ello se registraron los valores de cada una de las presiones y el valor promedio de los niveles de gris correspondiente a cada presión. Este proceso se realizo incrementando los pesos y luego disminuyéndolos, estos datos quedaron anexados en la Tabla 6.

<b>Peso (Kg)</b>	<b>Área (m<sup>2</sup>)</b>	<b>Presión (kPa)</b>	<b>Incrementando (Nivel de gris)</b>	<b>Disminuyendo (Nivel de gris)</b>
0	0	0	10	11
5	0,001225	40	15	17
10	0,001225	80	27	29
15	0,001225	120	40	45
20	0,001225	160	55	58
25	0,001225	200	72	50
30	0,001225	240	75	58
35	0,001225	280	88	90
40	0,001225	320	100	102
45	0,001225	360	110	83
50	0,001225	400	135	137
55	0,001225	440	142	144
60	0,001225	480	160	120
65	0,001225	520	180	132
70	0,001225	560	185	188
75	0,001225	600	190	192
80	0,001225	640	195	196
85	0,001225	680	212	211
90	0,001225	720	215	116
95	0,001225	760	225	226
100	0,001225	800	238	241

Tabla 6: Valores de intensidad de niveles de gris asociados a la presión aplicada.

Luego del proceso de calibración del sistema, se eligió la mejor curva que se ajustara a los puntos de la Figura 45, se obtuvo una relación entre la intensidad de los niveles de gris y la presión:

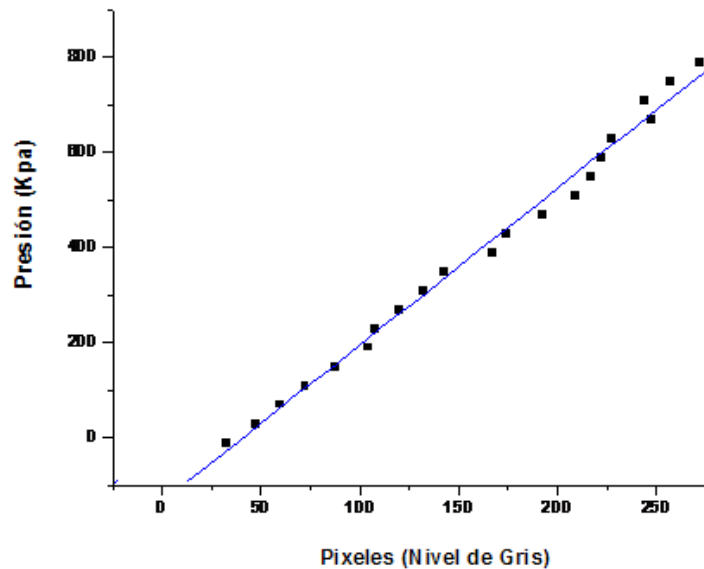


Figura 45: Curva de calibración normalizada de la relación presión – intensidad.

La ecuación que describe el comportamiento del sistema es:

$$\text{Presión}(x, y) = 3,3 \cdot (I(x, y) - I_o) \quad (14)$$

Donde  $I(x, y)$  representa el valor del pixel en las coordenadas de la imagen  $(x, y)$  y  $I_o$  corresponde al valor residual de intensidades de niveles de gris en el vidrio, debido a iluminaciones parasitas, adherencia del papel fotográfico y otros defectos.

El valor  $I_o$  fue estimado hallando el promedio de los niveles de gris sin colocar ningún peso y esta dado por un valor de 10. Es decir reemplazando  $I_o$  en la ecuación (14) nos queda la siguiente ecuación:

$$\text{Presión}(x, y) = 3,3 \text{ kPa} \cdot I(x, y) - 33 \text{ kPa} \quad (15)$$

$$10 \leq I(x, y) \leq 255 \quad (16)$$

La ecuación permite establecer una relación directa entre los niveles de gris de una imagen y la presión dada en kPa, el rango dinámico del sistema se reduce a 10-255 niveles de gris, dado que en estos valores no se puede garantizar una medida debido a los defectos sobre el transductor.

- **Análisis de distribución de presiones**

La edad media del Grupo de control (GC) era de 37,57 (rango: 17-76) años donde el 57.7 % eran hombres y el 43.3% eran mujeres. Mientras la edad media de la del Grupo de estudio (GE) era de 67,7 (rango: 57-88).

Variable	Grupo de Control n=40	Grupo de Estudio n=25
Edad	37,57	67,7
Sexo(M/F)	23/17	14/11
Peso (kg)	63	64,42

Tabla 7: Variables del Grupo de Control y el Grupo de Estudio.

A cada una de las personas se le realizó el procedimiento de adquisición de las huellas plantares según lo establecido por el protocolo de rutina y estadístico. A las 65 personas se les examinó la huella y se le realizó el análisis de distribución de presiones donde el 100% cumplieron con los criterios de inclusión.

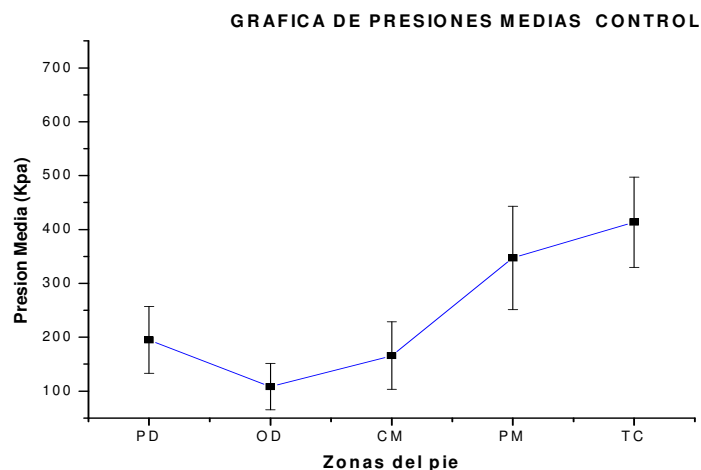


Figura 46: presiones medias del Grupo de control.

En la Figura 46 se muestran los datos promedio y desviación estándar para cada una de las zonas de la huella plantar del grupo de control. Aquí podemos ver que los valores de presión en la zona de primer dedo (PM) estaba comprendido dentro un valor medio de 132-125 kPa, en relación a los otros dedos (OD) que tenían un valor medio entre 45-151 kPa.

A demás presentaron un valor medio en (CM) entre valores 103-227 kPa. Finalmente la planta media (PM) y talón central (TC) son aquellas zonas donde mayor se realiza mayor presión, estas se encuentran entre 251-443 kPa y 430-594 kPa. En general en el Grupo de estudio se encontró que el mayor apoyo estaba localizado en las zonas (TC) y (PM) como se puede observar en la Figura 47.

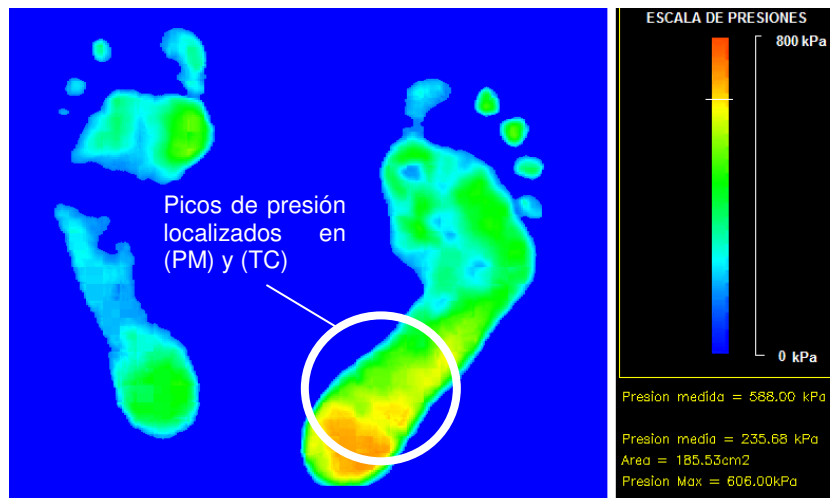


Figura 47: Distribución de presiones de GC-10 del grupo de Control.

La distribución de presiones encontradas para GC-10 un paciente del Grupo de Control estaba muy cercana a los 600 kPa en la zona (TC) lo que implica una presión bastante alta, sin embargo por estar dentro del Grupo GC no existen riesgos de ulceración. Las presiones pico para GC-10 se puede observar en la Figura 48

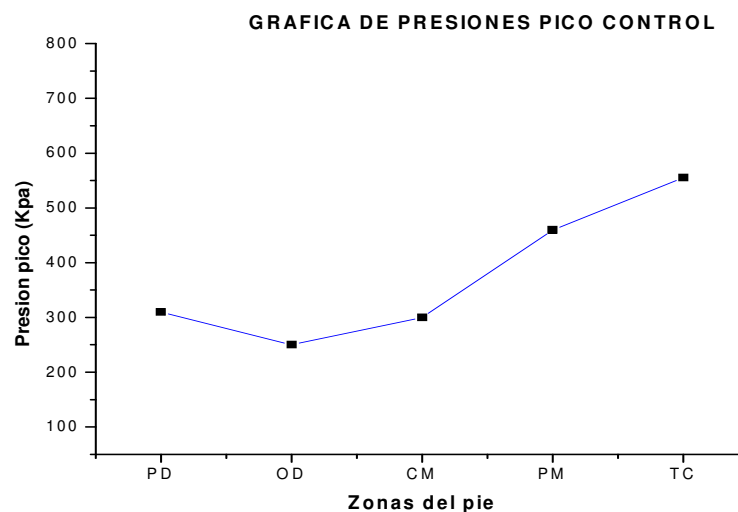


Figura 48: Picos de presiones de una persona del grupo de Control.

En la Figura 49 se muestran los datos promedio y desviación estándar para cada una de las zonas de la huella plantar en el grupo de estudio. En este grupo las presiones se ejercieron de la siguiente manera: La presión en la zona de primer dedo (PM) estaba comprendida dentro un valor medio de 110-140 kPa, en relación a los otros dedos (OD) que tenían un valor medio entre 30 y 140 kPa. Una zona bastante importante de analizar son las cabezas metatarsianas (CM), ya que allí es donde se produce la mayoría de las afecciones por ulceración. Estas personas presentaron un valor medio en (CM) entre valores 200-450 kPa. Finalmente la planta media (PM) y talón central (TC) son aquellas zonas donde mayor se realiza presión, entre presiones media entre 250-450 kPa y 200-410 kPa.

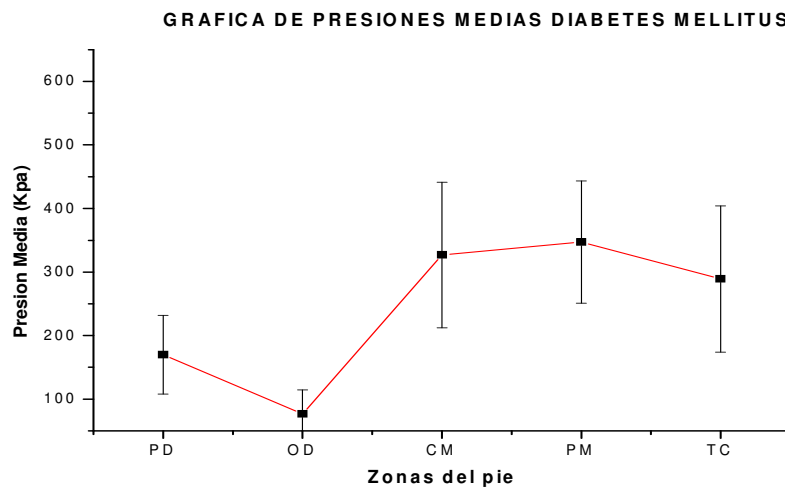


Figura 49: Presiones medias del Grupo de control.

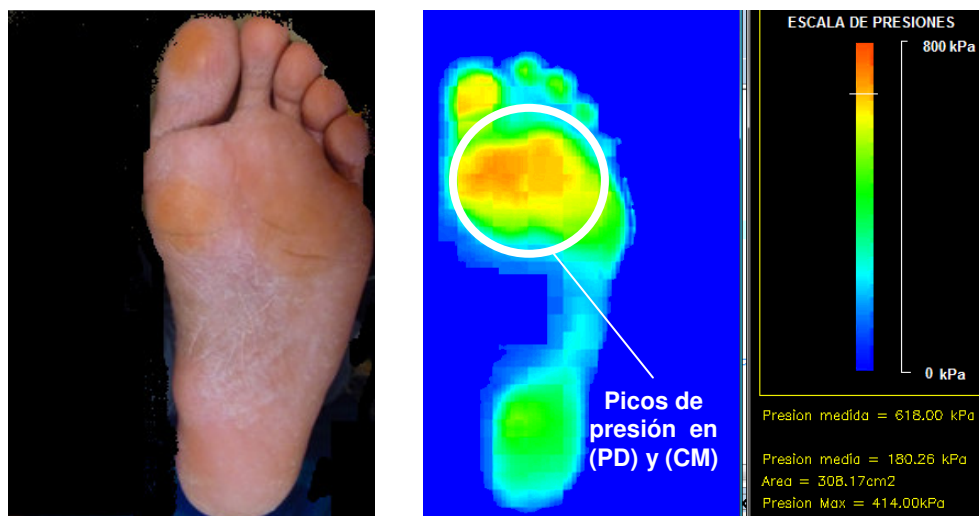


Figura 50: Distribución de presiones de una persona del grupo de Estudio.

En general en el Grupo de estudio se encontró que el mayor apoyo se encontraba en localizado en las zonas (CM) y (PD). La distribución de presiones encontradas para GE-24 del grupo de estudio está muy cercana a los 750 kPa, muy cercano a las zonas con riesgo de ulceración (Manchas amarillas en la imagen real del pie). Los picos de presión en general para el Grupo de Estudio en cada una de las zonas de la huella plantar están representadas en la Figura 50 y 51.

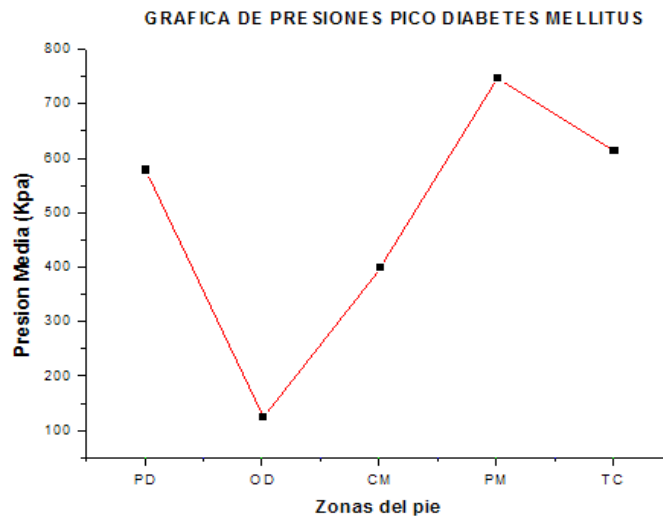


Figura 51: Picos de presiones de una persona del grupo de Control.

Dentro del análisis estadístico realizado se pudo establecer que el 35,7% de hombres y 36% de las mujeres del grupo de estudio presentaba ulceraciones grado 1 de la escala de Wagner. Se realizó el análisis mediante el uso del software Stamp Visión y se determinó la distribución de presiones plantares, a partir de estos datos fue posible identificar posibles ulceraciones en la huella plantar, tomando como presión umbral las que se encontraban por encima de 600 kPa de acuerdo al valor encontrado por Luger [40].

<b>Población con DM</b>	<b>Pies con ulceración previa</b>	<b>Detección mediante software</b>	<b>Pies sin ulceración previa</b>	<b>Detección mediante software</b>
<b>Hombres</b>	5/14	4	8/14	3
<b>Mujeres</b>	4/11	3	7/11	4
<b>Total</b>	9/25	7/25	15/25	7/25

Tabla 8: Tabla de aciertos en la detección de presiones de úlceras plantares



En la Tabla 8 se observa las detecciones realizadas por el software, para pies con ulceración previa en hombres y mujeres.

- **Análisis morfológico**

Para el análisis morfológico se emplearon las imágenes adquiridas de la distribución de presiones y se segmentaron para obtener únicamente la huella de contacto. Este análisis se realizó para el Grupo de Control y el Grupo de estudio. A las 65 personas se les examinó la huella y el 65% cumplieron con los criterios de inclusión, esto debido a complicaciones al capturar la huella, donde era imposible la identificación de cada una de las zonas y características más relevantes como dedos y talón. El análisis estadístico descriptivo se aplicó únicamente para el índice de Hernández Corvo, en la Figura 52 se puede observar el tipo de pie en los Grupos de hombres y mujeres.

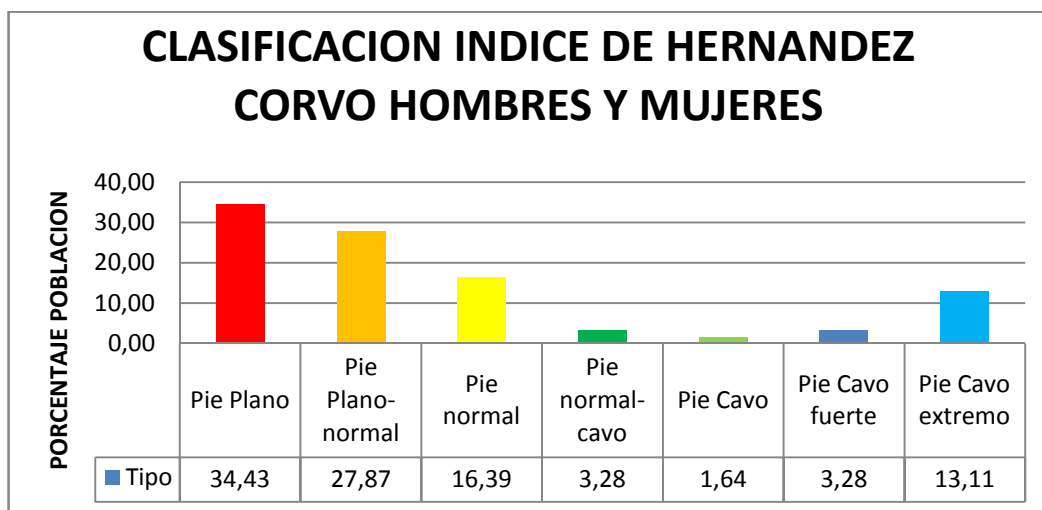


Figura 52: Índice de Hernández para el grupo incluyendo hombres y mujeres.

Este análisis únicamente se realizó con el pie dominante (Pie con el que golpea el balón). El 34,4% en su mayoría hombres presentaron patologías referentes a pie plano. Mientras el 13% en su mayoría mujeres presentaron patologías referentes a pie cavo. Esta clasificación está determinada por la Tabla 3 e indica la condición patológica de la huella. Al relacionar estos datos con la variable sexo, se encontró que las mujeres presentaban una condición patológica de pie cavo extremo del 16% y un 24% condición de Normal-Cavo como se puede ver en la Figura 53 .

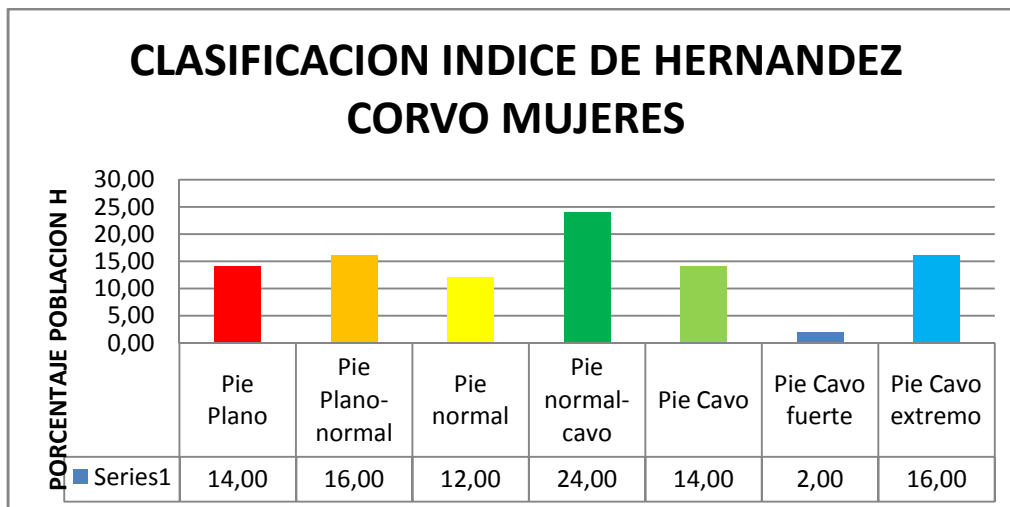


Figura 53: Índice de Hernández para el grupo mujeres.

Estudios permiten establecer que el aumento del porcentaje de pie cavo en las mujeres está asociado al uso de zapatos con tacones altos y punteras estrechas, que ocasionan presiones y fricciones anormales en el pie

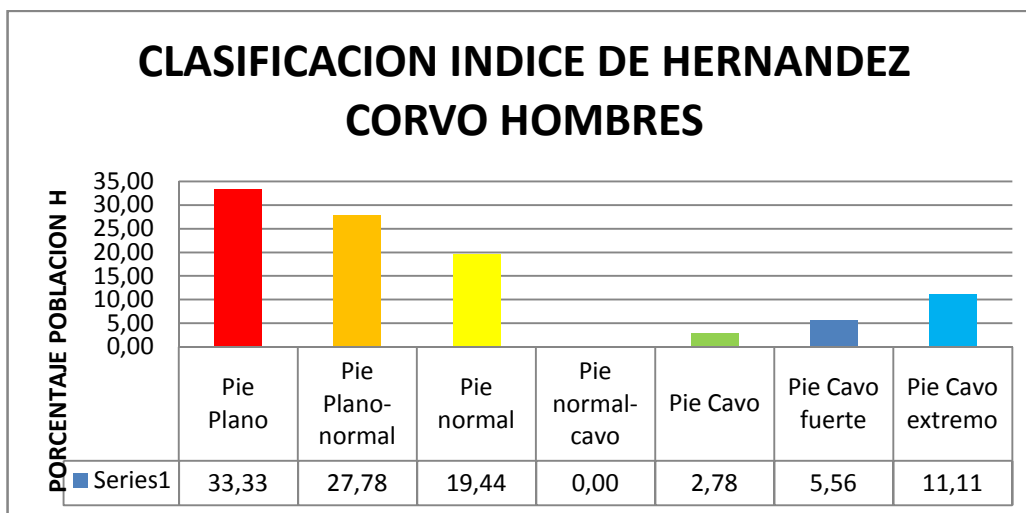


Figura 54: Índice de Hernández para el grupo hombres.

En los hombres se encontró un 33,3% de personas con la condición patológica del pie plano y un 19,44% dentro del rango de normalidad como se puede observar en la Figura 54. Cuando se relacionó el índice de Hernández con el Grupo de Control y el Grupo de Estudio de manera independiente, se encontraron diferencias bastante grandes en cuanto a la clasificación y el tipo de pie encontrado. Estos datos quedan evidenciados en la Figura 55 donde el 34,21% del Grupo de Estudio presentaron condición patológica de pie plano y 15,79% presentó patologías asociados a pie cavo.

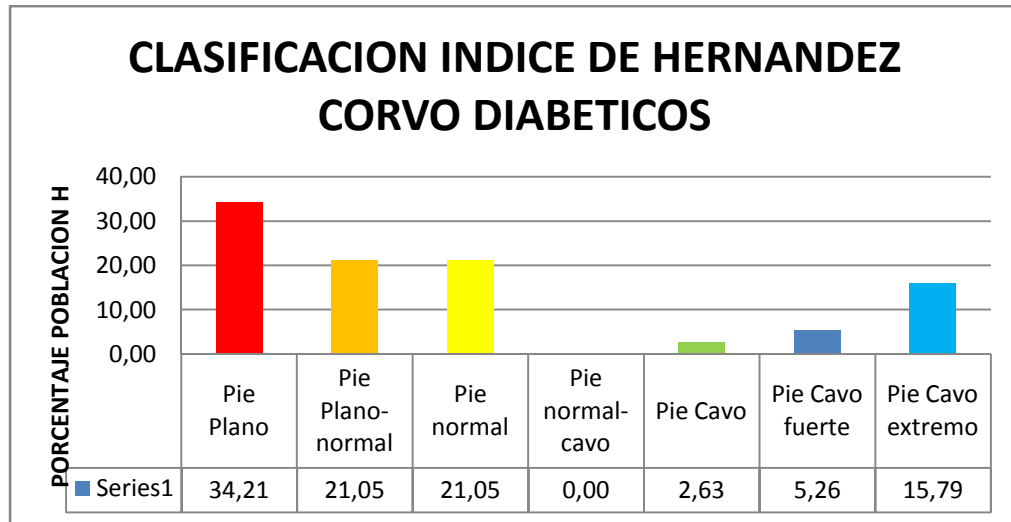


Figura 55: Índice de Hernández para el Grupo de Estudio.

Mientras el Grupo de Estudio muestra un incremento en la condición patológica, el Grupo de Control presentó una uniformidad en el tipo de pie, llegando a un 22% del rango normal, disminuyendo el pie plano y cavo a un 10 y 7% respectivamente.

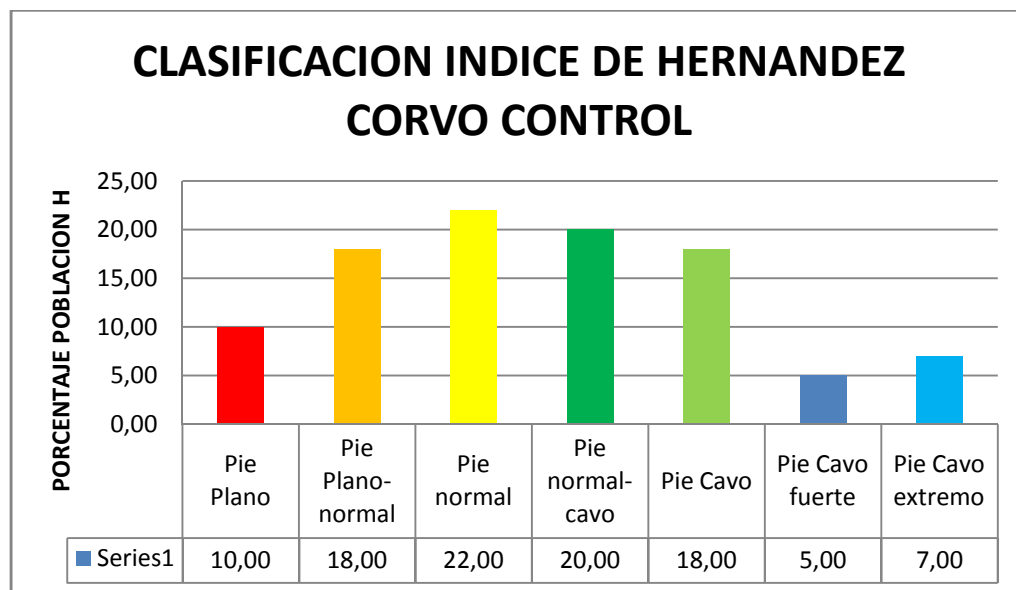


Figura 56: Picos de presiones de una persona del Grupo de Control.

## CONCLUSIONES

Mediante el desarrollo del presente trabajo de investigación y en cumplimiento con los objetivos, se logró:

- Realizar el estudio del marco referencial de la distribución de presiones y morfología de la huella plantar en pacientes con neuropatía diabética y normales, lo que permitió la identificación de rasgos característicos como índices morfológicos y valores umbral de la presión plantar de un pie en riesgo, autores como Boulton, Betts, y Franks [3], muestran una base sólida en el tema de los sistemas de medición de distribución plantar y sus aportes fueron determinantes para el desarrollo de las fases de selección y calibración de material transductor.
- Construir un sistema de visión bajo el esquema de reflexión total interna frustrada que permitiera la adquisición de las huellas del pie de manera rápida, la plataforma cumplió con los requerimientos óptico y mecánicos de manera funcional, el diseño permite ser utilizado en cualquier consultorio clínico.
- Se dio un aporte apropiado a los procedimientos empleados, teniendo en cuenta los modelos físicos y matemáticos involucrados en el diseño de los algoritmos de detección de la huella y compensación de iluminación.
- Determinar características adicionales para el procedimiento de análisis y selección del material transductor del podobarógrafo. El material debe ser blanco en la superficie de contacto con el medio transparente y oscuro en el medio de contacto con la huella. Además debe poseer textura que no afecte la adquisición de las imágenes. Se comprobó el uso de papel fotográfico plástico como el material transductor ideal para el podobarógrafo, materiales sugeridos por Franks y Betts [41].
- Cuantificar la distribución de presiones de la huella plantar, brindando resultados objetivos, confiables, precisos, repetitivos, imprimibles, además de obtener y almacenar la información para su posterior análisis.
- Relacionar variables morfológicas como el índice de Hernández Corvo del grupo de control y el grupo de estudio de manera independiente, se encontraron diferencias bastante grandes en cuanto a la clasificación y el tipo de pie encontrado. El grupo de control presentó un rango de índices de normalidad del 60% mientras el grupo de estudio fue del 42%, lo que lleva a pensar que existe una relación entre la deformación de la huella y la diabetes mellitus. Además se encontró que el grupo en general, el 34,21% de los hombres presentaron condición patológica de pie plano y 15,79% presentó patologías asociadas a pie cavo.

- Determinar las presiones media y pico para los grupos de la población en general. La distribución de presiones pico en los pacientes del grupo de control, estaba muy cercana a los 600 kPa y en ubicado en la zona (TC), mientras en el grupo de estudio se encontró que el mayor apoyo se encontraba en localizado en las zonas (CM) y (PD) con valores cercanos a los 750 kPa, estos resultados indican que el patrón de la distribución de presiones, pasó de las zonas (TC) a las zonas (CM) y (PD), zonas de alto riesgo para la formación de úlceras. Cuanto mayor sea la afectación neuropática, mayores serán las presiones soportadas por la planta del pie, sobre todo bajo las cabezas metatarsales y talón.
- Realizar el análisis de distribución de presiones con las 9 personas del grupo de estudio que tenían ulceraciones previas, el software logró identificar picos de presiones de riesgo en 7 de los casos, logrando mostrar una fiabilidad del 77% en la detección de zonas de alto riesgo, sin embargo no se puede pensar que la réplica de la metodología utilizada en el presente proyecto en poblaciones más grandes resaltaría la utilidad clínica del método de la toma de huellas como herramienta clínica válida y confiable.
- Desarrollar algoritmos de alta robustez gracias a la implementación de rutinas de actualización automática de las condiciones de iluminación y los umbrales para la detección de las huellas.
- Realizar un software de la medición de presiones plantares, y cálculo semiautomático de 4 índices morfológicos (índice de Hernández, índice de Chippaux, índice de Stahelli y índice de Clarke) de manera rápida con un tiempo de procesamiento de 10ms, en comparación de otros software que calculan estos parámetros.

## REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- [1] Gordoys, A. Scuffham, P. Shearer, A. Oglesby, Tobian. Edition 2003. The health care costs of diabetic peripheral neuropathy in the US. *Diabetes Care* 26, Páginas 1790–1795.
- [2] Höhne, Angela. Stark, Christian. Brüggemann, Peter. Edition 2009. Plantar pressure distribution in plantar cutaneous sensation. *Diabetes care* 8.
- [3] Boulton, A. Hardisty, C. Betts, R. Franks, C. Worth, R. Ward, J .Duckworth, T. 1983. Dynamic foot pressure and other studies as diagnostic and management aids in diabetic neuropathy. *Diabetes care* 6, Páginas 26–33.
- [4] Netter, Franck. Atlas De Anatomía Humana. 4 Edición .Editorial: Masson (Año: 2007). ISBN: 8-44-581759-0. Páginas 310-400.
- [5] Debrunner, Hans U. Wolfgang, Hepp. Diagnóstico en ortopedia, 6 Edición. Editorial: Iatros Ediciones Ltda. ISBN: 3-13-324006-4. Páginas 203-218.
- [6] Palma, Ana María. Funciones del pie, *Revista de Podología*. Universidad de Buenos Aires, Buenos Aires, Argentina. <http://www.podologia.fmed.uba.ar>. Fecha de Acceso: 14 de Octubre 2010.
- [7] Rouvière, Henri. Delmas, André. Anatomía Humana, descriptiva, topográfica y Funcional, 11 Edición. Editorial: Cartone Masson S.A. ISBN: 974-84-458. Páginas 358 -359.
- [8] García, Felipe. Sánchez, Elena. García, Sergio. García, Alberto. Patomechanics of the digital deformity and distribution of the pressures instance phase. Universidad de Salamanca y Clínica del Pie BASAS.
- [9] Huertas, Claude. Mansat, Christian. El pie. *Observatoire du mouvement* , Hors- serie 1. Febrero 2003. Paginas 1-5.
- [10] López. J, Odelmo. Patología de la espalda y miembro inferior. Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Hospital Virgen de la Vega, Salamanca. *BOL PEDIATR* 2006; 46: 327-335
- [11] Lissner. Williams, Barney. Biomecánico del movimiento humano. Editorial Trillas. Febrero 2003. Páginas 150-183.
- [12] Sanz, Carmen. Marcha patológica. *Revista de pie y tobillo*. Tomo XVII, No.1, Octubre de 2003.
- [13] Harris, G. and Smith, P. (1996). Human motion analysis. Editorial: Technical. Activities IEEE Press.
- [14] Gerstner, J. Manual de semiológica del aparato locomotor, Editorial: Aspromedica, Universidad del Valle, Cali, 2004.
- [15] Boulton, A, 2004. The diabetic foot from art to science. The 18th Camilo Golgi lecture. Páginas 47, 1343–1353.
- [16] Craig, Payne. Deborah, Turner. Kathryn, Miller. Determinants of plantar pressures in the diabetic foot. *Journal of Diabetes and Its Complications* 16 (2002) 277–283.

- [17] Boulton, Andrew. J, Canvagh. Rayman, Gerry. Pie diabético. 4 Edición. Diabetic Med 1992. Páginas 65-120.
- [18] Nogueira, Márcia. Revista digital de pie Diabético <http://www.Revistadepiediabetico.com/>. Edición N° 8 - Agosto 2009. Fecha de Acceso: 14 de Octubre 2010.
- [19] Young, Cavanagh PR. Thomas G, Johnson. Boulton AJ. Effect of callus removal on dynamic plantar foot pressures in dabetic patients. Diabetic Med 1992; 9(1): 55-57.
- [20] Cavanagh PR, Ulbretch JS. Clinical plantar pressure measurement in diabetes: rationale an methodology. The foot 1994; 4: 123-35.
- [21] Boulton, AJ. Hardisty, CA. Betts, RP. Francks, CI. Worth, RC. Ward, JD. Duckworth, T. Dynamic foot pressure and other studies as diagnostic an management aids in diabetic neuropaty. Diabetes care 1983;6:26-33.
- [22] Bryant, AR. Tinley, P. Cole, JH. Plantar pressure and other studies as diagnostic and management aids in diabetic neuropathy. Diabetes care 1983; 6: 26-33.
- [23] K. Gopalakrishna, Prabhu. Agrawa, K. Srinivasan ,S. Parameters for analysis of walking foot pressures at different levels of diabetic neuropathy and detection of plantar ulcers at early stages. Biomedical Engineering Division, Department of Applied Mechanics, Indian Institute of Technology. ITBM-IRBM 2001.
- [24] Yabar, Leopoldo. García, Emilio. Estudio para el diseño de un Sistema de Baropodométrico Electrónico. Grupo de I &D en Ingeniería Biomédica, Universidad Tecnológica del Perú.
- [25] Aguado, x. Izquierdo, M. González, J. Biomecánica fuera y dentro del laboratorio. Universidad de león. Vol. 27, septiembre 2006.
- [26] Bellenzani, Arthur .Baropodometría, Essencial Para O Diagnóstico. Año 2007. Campinas. Brasil.
- [27] Díaz, Andrés. Torres, Andrés. Ramírez, Ignacio. García, Fernanda. Álvarez, Natalia. Descripción de de un sistema para la medición de las presiones plantares por medio del procesamiento de imágenes. Escuela de Ingeniería de Antioquia, Medellín (Colombia). Revista EIA, ISSN 1794-1237 Número 6, p. 43-55. Diciembre 2006.
- [28] Chodera, J. (1957). Examination methods of standing man. F. U. Czechoslovakian Academy of Sciences, Prague. Vols 1-3.
- [29] Descripción de un podómetro Winpod. <http://www.metronmedica.com/winpod.pdf>. Acceso: 15 de Noviembre 2010.
- [30] Gorgues, José. Podoscópio clásico. Farmacéutico coordinador del área de ortopedia de valencia. Vol. 27, septiembre 2008.
- [31] García, Gines. Notas de clase sobre procesamiento audiovisual. Unidad 1. Departamento de informática y sistemas. Universidad de Murcia. <http://dis.um.es/profesores/ginesgm>. Fecha de acceso: 27 de octubre 2010.
- [32] Escalera, Hueso Arturo. Visión por computador. Universidad Carlos III Madrid. Páginas 40-46, 155-188.

- [33] Cáceres, Tello Jesús. La visión artificial y operaciones morfológicas en imágenes binarias, Universidad de Alcalá. Páginas 162-188.
- [34] Gonzales, R. Woods, E. Digital image processing. Prentice hall. Edición 2002. Páginas 150-300.
- [35] Shapiro, L. Stockman, G. Computer vision. Washington university and department of computer science of michigan state university. March 2000.
- [36] Armstrong DG, Peters EJG, Athanasiou KA, Lavery LA. Is there a critical level of plantar foot pressure to identify patients at risk for neuropathic foot ulceration. *J Foot Ankle Surg.* 1998; 37:300-307.
- [37] Cavanagh PR, Ulbrecht JS, Caputo GM. New developments in the biomechanics of the diabetic foot. *Diabetes Metab Res Rev.* September 2000.
- [38] Documentación OpenCV Versión 2.1. Fecha de acceso: Noviembre 10 de 2010.
- [39] Lobmann R, Kasten G, Kasten U, Lehnert H. Association of increased plantar pressures with peripheral sensorimotor and peripheral autonomic neuropathy in Type 2 diabetic patients. *Diab. Nutr. Metab.* 2002; 15:165-168.
- [40] Luger E, Nissan M, Karpf A, Steinberg E, Dekel S. Dynamic pressures on the diabetic foot. *Foot Ankle Int.* September 2001.
- [41] Schoenhaus HD, Wernick E, Cohen RS. Biomechanics of the diabetic foot. In: Frykberg RG. *The high risk foot in diabetes mellitus.* New York: Williams & Wilkins; 1987. p. 125-136.
- [42] Stacpoole-Shea S, Shea G, Lavery L. An examination of plantar pressure measurements to identify the location of diabetic forefoot ulceration. *J Foot Ankle Surg.* Marzo 1999; 38(2):109-15.
- [43] Rahman MA, Aziz Z, Acharya UR, Ha TP, Kannathal N, Ng EYK, et al. Analysis of plantar pressure in diabetic type 2 subjects with and without neuropathy. *September 2006; 27:46-55.*



## ANEXOS

### INFORMACION Y FORMATO DE CONSENTIMIENTO PARA EL TRABAJO DE INVESTIGACION

**Introducción:** Investigadores del Grupo de Óptica y Laser (GOL) de la Facultad de Educación están realizando un estudio para investigar la distribución de presiones plantares para el diagnóstico de pie diabético.

**Propósito:** El propósito de este estudio es conocer las diferencias en los patrones de presiones en la huella del pie en personas con diagnóstico de diabetes mellitus y huellas de personas sin diabetes, con el fin de identificar y cuantificar dichas diferencias.

**Participación:** Usted es libre de participar o no del estudio. Si usted decide participar le pediremos hacer lo siguiente:

1. Responder algunas preguntas relacionadas con su historia médica.
2. Autorizar que le tomen la huella plantar.
3. En caso de ser seleccionado, aceptar que se realice el análisis de su huella para estudios futuros.

**Costos:** No se le cobrará ningún dinero por participar en este estudio.

**Riesgos:** La toma de la huella plantar no asume ningún riesgo en particular. Por lo tanto, los riesgos presentes son mínimos y están directamente relacionados con la toma de las imágenes, realizada por los centros de salud autorizados.

**Derechos:** Usted es libre de rehusar a participar en el estudio ahora sin afectar los servicios médicos que están usualmente disponibles para usted si en futuro llegase a necesitarlos. Esta investigación no pretende hacer discriminaciones raciales, sociales, económicas, religiosas, laborales, sexuales ni de ninguna índole.

**Confidencialidad:** Guardaremos privacidad acerca de los registros que puedan identificarlo a usted hasta donde nos permita la ley. Ni sus registros ni sus muestras serán marcados con su nombre, solo se utilizará un código de estudio.

Los investigadores que participen en este estudio podrán ver ese código pero no su nombre. Su nombre tampoco aparecerá en ningún informe de este estudio.

**Compensación:** Usted no recibirá ninguna compensación económica (dinero) por participar en este estudio.

Personas a contactar: Si tiene preguntas adicionales o quejas con respecto al estudio puede comunicarse con el ingeniero LEONAIRO PENCUE FIERRO al teléfono 3006211666 o con el estudiante DAGOBERTO MAYORCA TORRES en el Grupo de Óptica y laser de la Universidad del Cauca al teléfono (0928)209800 Ext. 2396.

Aceptación: Por favor pregunte si tiene cualquier duda acerca del estudio o de este formato. Su firma abajo indica que decidió por su cuenta participar o que la persona a su cargo participara en el estudio.

*Firme (o coloque su huella digital) si usted libremente decidió hacer parte de este estudio.*

Participante	Nombre (Letra Clara)	Lugar y Fecha (Día, Mes, Año)	Firma
<b>Persona</b>			
<b>Testigo</b>			

**Testigo:** Observé el proceso de consentimiento. El potencial participante leyó este formato (o le ha sido leído), estuvo conforme con las respuestas y firmó (o colocó su huella digital) para ingresar al estudio.