



Sistemas & Telemática

ISSN: 1692-5238

EditorSyT@icesi.edu.co

Universidad ICESI

Colombia

Ferrin B., Carlos Diego; Magdalena, Ximena; Loaiza Correa, Humberto
Determinación semiautomática de parámetros morfológicos de la huella plantar mediante el
procesamiento digital de imágenes
Sistemas & Telemática, vol. 11, núm. 27, octubre-diciembre, 2013, pp. 9-26
Universidad ICESI
Cali, Colombia

Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=411534396001>

- Cómo citar el artículo
- Número completo
- Más información del artículo
- Página de la revista en redalyc.org

redalyc.org

Sistema de Información Científica

Red de Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal

Proyecto académico sin fines de lucro, desarrollado bajo la iniciativa de acceso abierto

Determinación semiautomática de parámetros morfológicos de la huella plantar mediante el procesamiento digital de imágenes

Semiautomatic determination of morphological parameters of footprint plantar by digital image processing

Carlos Diego Ferrin B.
cdfbdex@gmail.com

Ximena Magdalena
xmagdalena2@gmail.com

Humberto Loaiza Correa, Ph.D
humberto.loaiza@correounivalle.edu.co

*Grupo de Investigación en Percepción y
Sistemas Inteligentes (PSI)
Universidad del Valle, Cali - Colombia*

.....
*Fecha de recepción: Noviembre 17 de 2013
Fecha de aceptación: Diciembre 3 de 2013*

Palabras clave

Podoscopia; parámetros morfológicos; procesamiento digital de imágenes.

Keywords

Pedography; morphological parameters; digital image processing.

Colciencias tipo 1

*Agradecimientos
Al Ministerio de las Tecnologías de la Información
y la Comunicación por el apoyo brindado a través
del programa Talento Digital. Al Programa de
Postgrados en Ingeniería Eléctrica y Electrónica
(PPIEE) de la Universidad del Valle, por su gestión
administrativa para lograr que la investigación
fuera exitosa.*

Resumen

Los parámetros morfológicos de la huella plantar ayudan a evaluar la condición podológica. Estos permiten estudiar cambios para tomar decisiones a nivel clínico y deportivo. Sin embargo, su obtención es un proceso realizado en la mayoría de los casos de forma manual, y en el mejor de los casos, utilizando software genérico de manipulación de imágenes, lo que presenta problemas de subjetividad y tediosidad. En este documento se desarrolla una propuesta asistida por computador para la extracción de parámetros morfológicos a partir de podoscopías. Para llevar a cabo la propuesta, se identifican técnicas de segmentación basadas en color, detección de borde mediante un operador óptimo, y selección de puntos característicos mediante métodos de optimización discreta. Las técnicas implementadas muestran ser robustas frente a fuentes parásitas, espectralmente flexibles y extensibles a imágenes de naturaleza no lumínica. En general, el enfoque desarrollado es más rápido que los convencionales, con una curva de aprendizaje rápida, lo cual permite que personas no especializadas en la temática puedan llevar a cabo procesos de investigación y evaluación fácilmente.

Abstract

Morphological parameters of footprint plantar allow carrying out podiatric assessment. It allows studying changes and making clinical and sports decisions. However, in most of cases, these are manually obtained, and in the best case it is possible to use generic image manipulation programs; in conclusion, subjectivity and tediousness are current problems in this context. In this paper, a computer assisted proposal, to determine morphological parameters based on pedographies, is developed. To get the challenge, color based segmentation techniques, border detector based on optimal operator, and key points selection by discrete optimization, are identified. As a result, techniques show robustness against light source interference, spectral flexibility, and extendible to images of non-luminous nature. In general, our approach is faster than conventional methodologies, with a rapid learning curve, allowing non specialized people make podiatric research and assessment easily.

I. Introducción

La evaluación cuantitativa de la huella plantar a partir de imágenes es un proceso, en esencia, de tipo geométrico (Dancloff, Forriol, & Pellico, 1989; Lara-Diéguez, Lara-Sánchez, Zagalaz-Sánchez, & Martínez-López, E, 2011; Fuente, 2003; Corbi-Soler, 2008; Vázquez, 2002). El método consiste, primero, en encontrar puntos y/o regiones características de la imagen, y después realizar el trazado de las líneas que unen estos puntos o dividen en regiones la huella. Algunos parámetros morfológicos de la huella son la medida directa de la longitud de las líneas, el ángulo formado entre ellas, o la proporción entre algunas de estas medidas, etc.

En el caso de imágenes visibles, estas generalmente son capturadas sobre papel (Vázquez, 2002), con la ayuda de agentes químicos, o en formato digital, con la ayuda de un scanner y/o un podoscopio con cámaras calibradas (Díaz, Torres, Ramírez, García, & Álvarez, 2006). Sin embargo, en las propuestas anteriores, la identificación de los puntos en la huella es realizada a *ojo experto*. Los algoritmos de análisis son sofisticados, por lo cual se necesita de un especialista para llevar a cabo este proceso. En esta propuesta se logra reducir el nivel de experticia requerido para la detección de puntos y automatizar totalmente la etapa de análisis de la huella plantar.

La propuesta planteada en este documento, trabaja con imágenes obtenidas mediante un podoscopio de luz verde, debido al control de iluminación que este posee, y en especial, que la zona de contacto queda realzada en la imagen mediante este color (ver Figura 1). Esta imagen es el resultado del proceso de dispersión de los rayos de luz que viajan dentro de la lámina de vidrio que sirve de apoyo, cada vez que se hace contacto sobre ella; este fenómeno es conocido como reflexión total interna frustrada (Hecht, 2001). Los rayos son reflejados con ayuda de un espejo, ubicado debajo de la lámina, hacia una cámara RGB de 640x480 y 8 bits de profundidad por cada canal. En esta geometría, el pie derecho aparece en la zona izquierda de la imagen y viceversa.



Figura 1. Podoscopía de luz verde con cámara calibrada

Entre los parámetros más utilizados se tiene el ángulo de Clarke, el índice de Hernández-Corvo y el de Staheli. Algunos de ellos se pueden correlacionar en algunas circunstancias (Dancloff et al., 1989; Vázquez, 2002). Aunque sería favorable disponer de la mayor cantidad de estos parámetros, en la práctica, los especialistas utilizan unos pocos –inclusivo solo uno–, debido principalmente a que los algoritmos son tediosos y el análisis puede resultar frustrante si no se conocen bien.

A continuación se expondrán los tres parámetros mencionados, su definición, algoritmo e interpretación. Los otros parámetros pueden ser consultados en Lara-Diéguez et al., (2011), Fuente (2003), Corbi-Soler (2008) y Vázquez (2002). Un análisis detallado de estos permitirá inferir elementos comunes y la problemática general presente en el proceso de obtención.

A. Definición e interpretación de parámetros morfológicos

1) Ángulo de Clarke

El *Arch Angle*, ángulo de la huella o ángulo de Clarke (Clarke, 1933) se basa en calcular un ángulo formado por la línea tangente a las dos zonas más salientes de la parte interna de la huella (línea A), con la línea que une el punto más interno del antepié y el punto que se encuentra en la parte más pendiente del arco, que coincide con la zona metatarsal (línea B) (Lara-Diéguez et al., 2011) (ver Figura 2a).

Un ángulo de Clarke menor a 31° indica una tendencia a la llanura y/o pronación. El rango de normalidad se encuentra entre 31° y 45° . La tendencia a pie cavo ocurre para un ángulo de Clarke mayor a 45° (Lara-Diéguez et al., 2011; Vázquez, 2002).

2) Índice de Hernández-Corvo

El índice de Hernández Corvo [IHC(%)] (Hernández-Corvo, 1989), consiste en tipificar el pie según unas medidas que se realizan en base a la impresión plantar.

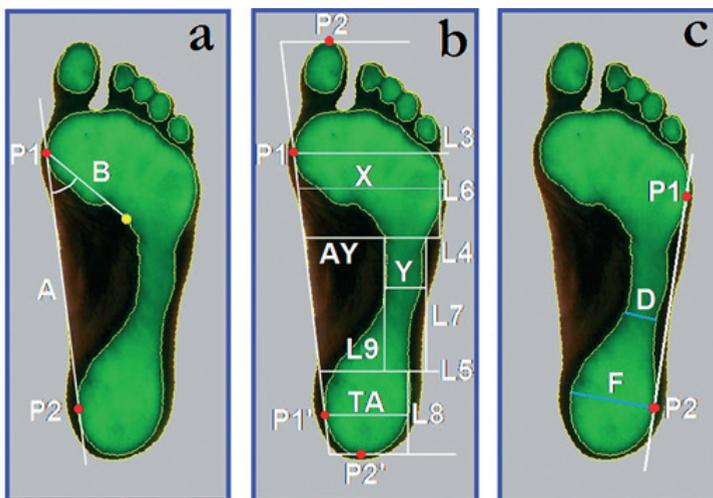


Figura 2. Graficado en el proceso de obtención de: ángulo de Clarke (a), índice de Hernández-Corvo (b), e índice de Staheli

Presenta una buena precisión, tanto en la realización como en la clasificación del tipo de pie, que va desde el pie plano hasta el pie cavo extremo (Díaz et al., 2006; Lara-Diéguez et al., 2011; Vázquez, 2002). El procedimiento consiste en: marcar dos puntos en las prominencias más internas de la huella (P1 y P1') (ver Figura 2b). Una vez hecho esto, se realiza el «trazo inicial» que es el que une ambos puntos. Después se marca otro punto en la parte más anterior de la huella (incluyendo los dedos) y en la parte más posterior de la misma (P2 y P2'). Se trazan perpendiculares a estos últimos puntos respecto al trazo inicial. La distancia entre este trazo y el punto P1 es la «medida fundamental» y se ha de trasladar tantas veces como quepa en el trazo inicial (L3, L4 y L5). Se traza una perpendicular a la línea L3, pasando por la parte más externa de la huella; otra perpendicular a L4 y otra a L5 pasando también por la parte más externa (L6, L7 y L8 respectivamente). La distancia entre el trazo inicial y L6 es X (ancho del metatarso); se traza L9 perpendicular a L4 pasando por la parte más interna de la huella entre L4 y L5. La distancia entre L9 y L7 es Y (arco externo, superficie apoyo mediopié) (Lara-Diéguez et al., 2011).

Para el cálculo del IHC(%) se utiliza la ecuación 1:

$$IHC(\%) = \left(\frac{X-Y}{X}\right) * 100\% \quad (1)$$

Un IHC(%) entre 0-34%, corresponde a un 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 (Lara-Diéguez et al., 2011).

3) Índice de Staheli

El índice de Staheli (Staheli, Chew, & Corbet, 1987) se mide dividiendo el valor de la zona más estrecha de la parte media del pie, D, entre el valor de la línea paralela en la zona más amplia de la parte trasera del pie, F, (Vázquez, 2002). D y F corresponden a segmentos de línea perpendiculares a la línea tangente a las dos zonas más salientes de la parte externa de la huella (ver Figura 2c).

Un valor menor a 0.6 indica una tendencia a pie cavo; el rango entre 0.6 y 0.7, normalidad; un valor mayor a 0.7 refleja tendencia a la llanura y/o pronación (Vázquez, 2002).

A partir de la Figura 2 se puede deducir que el conjunto unión de puntos (para obtener los tres parámetros) consta de un total de siete (ver Figura 3). Es decir que para poder determinar cualquiera de los parámetros expuestos (e inclusive otros más) es necesario simplemente elegir el subconjunto de puntos adecuado para cada caso y aplicar el algoritmo correspondiente.

B) Problema e hipótesis sobre la determinación de parámetros morfológicos a partir imágenes

En la Figura 3 se indican los puntos, etiquetados, que se deben seleccionar para poder hallar los parámetros ya descritos. A partir de la misma, se puede inferir que para la obtención del ángulo de Clarke se necesitan los puntos P2, P4 y P5; para el IHC(%) los puntos P1, P2, P5 y P7; y para el índice de Staheli los puntos P3 y P6.

Otros parámetros como el índice de Valgo, el índice de Chippaux y la Desviación angular del pie (Vázquez, 2002) se pueden obtener a partir de un subconjunto de estos puntos también.

En la mayoría de los casos la selección es realizada de forma manual: indicando sobre el papel o haciendo *click* sobre la imagen (Díaz et al., 2006). Por otro lado, la determinación de los segmentos de línea D y F para el caso de la obtención del índice de Staheli, también es subjetiva, dado que determinar segmentos de línea cuyas distancias sean mínimas y máximas, dependerá de la capacidad visual de cada especialista.

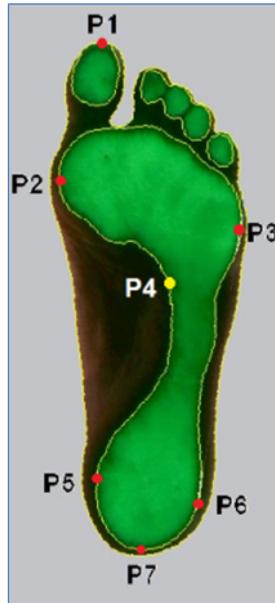


Figura 3. Diagrama de puntos que deben seleccionarse para obtener los parámetros morfológicos (siete en total)

En general, el proceso de determinación de parámetros morfológicos en condiciones estáticas (Lara-Diéguez et al., 2011) a partir de imágenes de la huella plantar tiene problemas de subjetividad, temporalidad, y tediosidad algorítmica, en especial, cuando se debe trabajar con muchas imágenes.

De los parámetros expuestos —y con base en las figuras— se puede deducir que los siete puntos, en general, corresponden a valores extremos del borde en una región de interés en la vecindad de los mismos. Lo anterior conduce a la siguiente hipótesis: es posible acelerar y hacer menos subjetivo el proceso de determinación de parámetros morfológicos de la huella plantar, identificando la técnica de segmentación y detección de borde de la zona de contacto, así como la técnica de optimización para hallar los puntos extremos en regiones de interés en la vecindad del contorno cerca a estos; después, a partir de los siete puntos, se utiliza el algoritmo indicado para hallar cada parámetro morfológico.

II. Metodología

En la Figura 4 se presenta el diagrama de bloque de las etapas de la propuesta de procesamiento de imágenes de la huella plantar. La imagen de entrada, $I(x, y)$, de la huella, presenta una evidente zona de contacto realzada en color verde, lo que sugiere inmediatamente una técnica de segmentación basada en color (Skarbek & Koschan, 1994) para así obtener la zona de contacto segmentada, $I_{Seg}(x, y)$. Utilizando un detector de bordes Canny (Nadernejad & Sharifzadeh, 2008) se obtiene un conjunto de puntos frontera, en color blanco, representados en la imagen de borde, $I_{Borde}(x, y)$.

El bloque de *Obtención de Puntos* (resaltado en rojo), hace uso de $I_{Borde}(x, y)$ y de la selección de regiones de interés (ROI – *Region of Interest*), las cuales debe introducir el usuario (según una rutina previamente definida con ayuda de una interfaz gráfica y el cursor), y así entrega los siete puntos ($P_i = (x_i, y_i) \mid i=1, 2, 3, \dots, 7$).

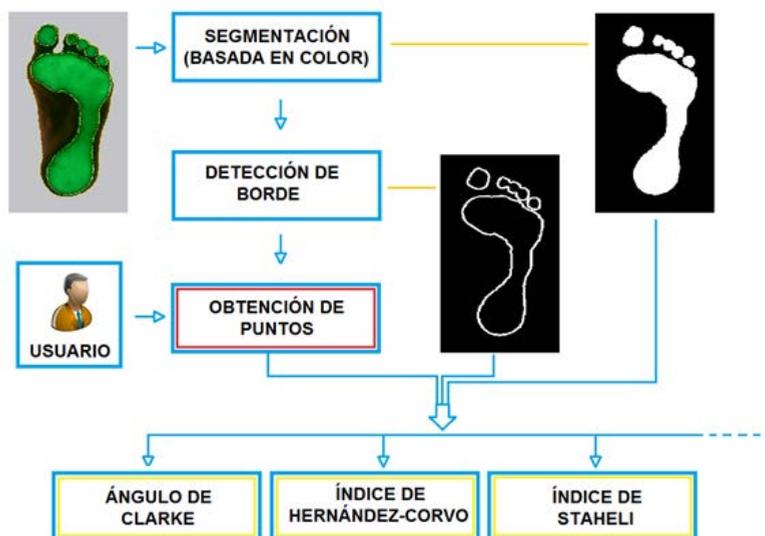


Figura 4. Diagrama de bloques en la metodología de obtención de parámetro morfológicos a partir de la podoscopía

Finalmente, los parámetros morfológicos pueden ser vistos como funciones explícitas e implícitas con variables de entrada: los siete puntos, la imagen segmentada y la imagen de borde; es de anotar que estas funciones son de valor real en todos los casos.

A) Segmentación

El método de segmentación aprovecha las restricciones de iluminación que provee el podoscopio, al garantizar una imagen cuya zona de contacto es realzada en color verde. De la teoría de espacio de colores (Skarbek & Koschan, 1994) del modelo RGB, se plantea la Ecuación 2 para obtener el mapa verde, $MV(x, y)$, de la imagen RGB de entrada:

$$MV(x, y) = I(x, y).G - 0.5 * \{I(x, y).B + I(x, y).R\} \quad (2)$$

Esta ecuación sustrae el 50% de la suma del contenido rojo y azul, del contenido verde. Al sustraer solo el 50%, entonces en el mapa verde habrá contenido de amarillo y cian, el cual se puede filtrar mediante un umbral fijo, U. En la Figura 5 se puede ver el mapa verde de una imagen capturada en presencia de fuente parásita, en este caso la lámpara blanca. Como se puede notar, el contenido blanco es totalmente filtrado, a pesar que el blanco en el modelo RGB posee un fuerte contenido verde.

A través de un proceso de umbralización fija (González & Woods, 1996) se obtiene una imagen binarizada mediante la Ecuación 3:

$$IBin(x, y) = \begin{cases} 0; & \text{si } MV(x, y) \leq U \\ 1; & \text{si } MV(x, y) > U \end{cases} \quad (3)$$

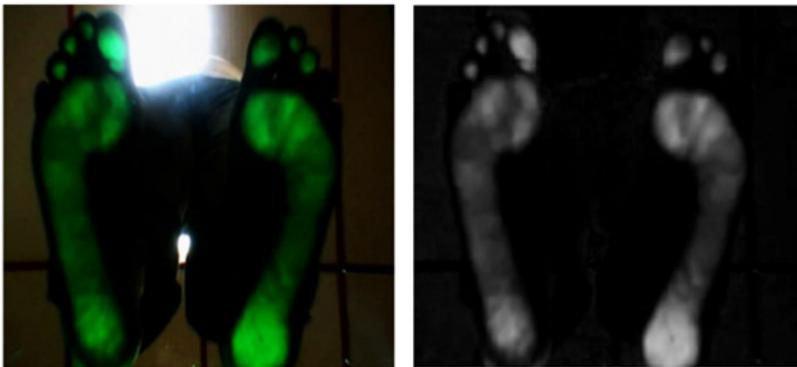


Figura 5. Imagen de entrada (a) y su mapa verde (b)

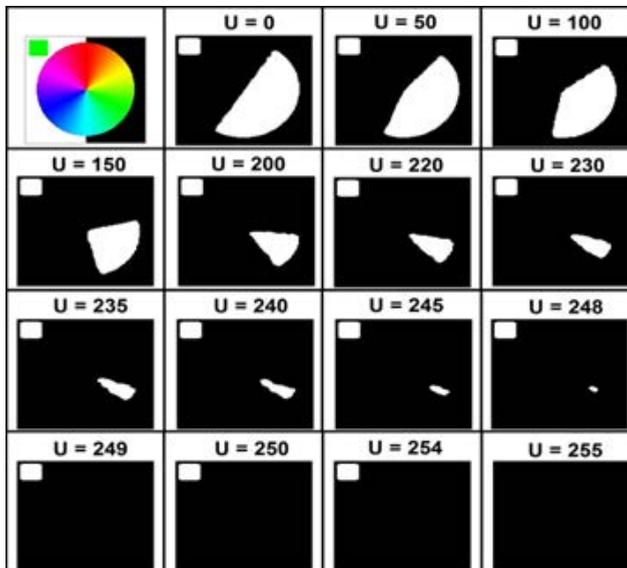


Figura 6. Resultados del bloque de segmentación sobre una imagen sintética con diferentes valores de umbral, U

Con el fin de eliminar ruido binario y suavizar el contorno, se aplica una apertura morfológica, γ_B , con elemento estructurante, B, circular de 5×5 y radio 2 (Gonzales & Woods, 1996):

$$ISeg(x, y) = \gamma_B\{IBin(x, y)\} \quad (4)$$

En la Figura 6 se presentan los resultados del proceso de segmentación sobre una imagen sintética (esquina superior izquierda) que contiene una zona blanca ($R=255$, $G=255$, $B=255$), otra negra ($R=0$, $G=0$, $B=0$), un pequeño recuadro verde ($R=0$, $G=255$, $B=0$) y una circunferencia de los posibles colores RGB con profundidad de 8 bits, es decir 16777216 colores.



Figura 7. Imagen de entrada (a), segmentada (b) y resaltado de pixeles segmentados sobre la imagen de entrada (c)

Para $U=0$ se comprueba que el mapa verde contiene información de cian y amarillo, el color blanco y el negro son totalmente eliminados; y el verde se conserva hasta $U=254$ debido al criterio excluyente en la ecuación de umbralización. En la Figura 7 se muestran los resultados para $U = 60$ con una imagen de huella plantar.

Aunque el modelo RGB es dependiente del dispositivo, se utiliza debido a que la cámara con la que se capturan las imágenes trabaja con este modelo. Es de anotar que en el podoscopio construido, se utilizan lámparas de color verde y un vidrio como superficie de apoyo, el cual se sabe que transmite, en el visible, mejor la longitud de onda correspondiente al verde. Por otro lado, trabajar con el mismo espacio de color con el que trabaja la cámara, permite evitar la alteración de las propiedades del color durante el proceso de segmentación, propia de los errores de conversión y transformación, y por otro lado conseguir una mayor velocidad de segmentación por ahorro de esas operaciones de conversión y redondeo. Esto sin embargo, limita el software a trabajar únicamente con prototipos hardware similares al que se desarrolló en esta propuesta.

Con el método de segmentación propuesto aquí, la imagen segmentada de la huella se define mediante un umbral fijo, el cual se puede ajustar a través de la interfaz gráfica antes de proceder a las etapas siguientes. Este ajuste del umbral se logra evaluando visualmente la segmentación.

Dado que la segmentación es, por muchas razones, la etapa más importante de la metodología desarrollada, en propuestas futuras se trabajará con métodos de segmentación en espacios de color independientes del dispositivo, pudiendo establecer un protocolo de calibración espectral y un umbral que se puede obtener automáticamente de forma estadística.

B) Detección de borde

En la actualidad existe un sinnúmero de detectores de borde tanto para imágenes en escala de grises como binarias. El operador Canny es considerado el detector de bordes óptimo (Nadernejad & Sharifzadeh, 2008). En la Figura 8 se muestra el resultado tras aplicar el detector Canny a la imagen segmentada de la zona de contacto.

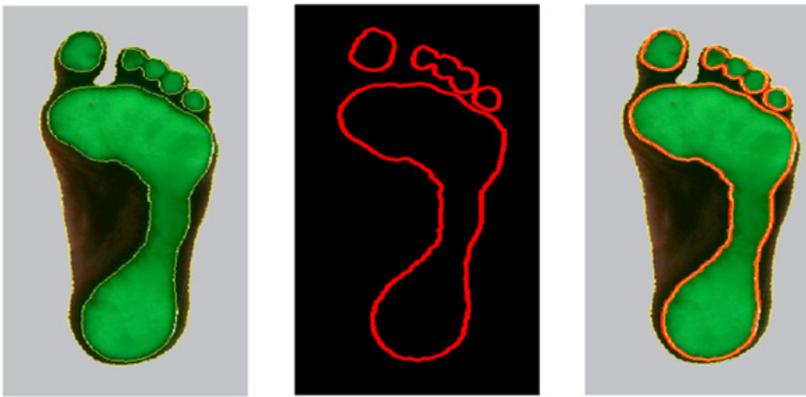


Figura 8. Imagen de entrada (a), borde (b) y resaltado de pixeles bordes sobre la imagen de entrada (c)

El conjunto de puntos borde, $CBorde$, se obtiene mediante una búsqueda simple de pixeles rojos (o del color establecido tras la aplicación del operador). Es decir $CBorde = \{(x, y) \mid IBorde(x, y) = (255, 0, 0)\}$.

C) Obtención de puntos

Para la obtención de puntos extremos, el usuario debe definir una ROI rectangular que contenga la porción de borde de la cual se tiene certeza se encuentra dicho punto. Estas ROI deben ser seleccionadas manualmente debido a que la huella puede estar ligeramente rotada –y entonces la extremidad de un punto, relativo a los ejes X y Y de la imagen, dependerá de esta rotación–. La determinación de un eje principal del pie, para evaluar precisamente esa rotación, depende de la imagen de la cavidad plantar y no de la zona de contacto que es lo que se está procesando en esta propuesta.

Esta ROI se obtiene mediante el arrastre del cursor en sentido diagonal en cualquiera de las cuatro direcciones posibles, tal como lo indican las flechas (ver Figura 9).

El punto rojo, $Pmin$, en todos los casos es el punto más cercano al eje respectivo; y

el amarillo, P_{\max} , es el más lejano. Para hallar estos puntos se hace necesario primero extraer el conjunto de puntos bordes, CP_ROI , contenidos en la ROI, es decir, $CP_ROI = \{(x, y) \mid (x, y) \in ROI \cap CBorde\}$; y segundo, determinar cuál de esos puntos tiene la distancia mínima y la máxima al eje que corresponda según el sentido de arrastre del cursor, es decir:

$$P_{\min} = \underset{(x,y) \in CP_ROI}{\operatorname{arg\,min}} d_{\perp}((x,y), X|Y) \quad (5)$$

$$P_{\max} = \underset{(x,y) \in CP_ROI}{\operatorname{arg\,max}} d_{\perp}((x,y), X|Y) \quad (6)$$

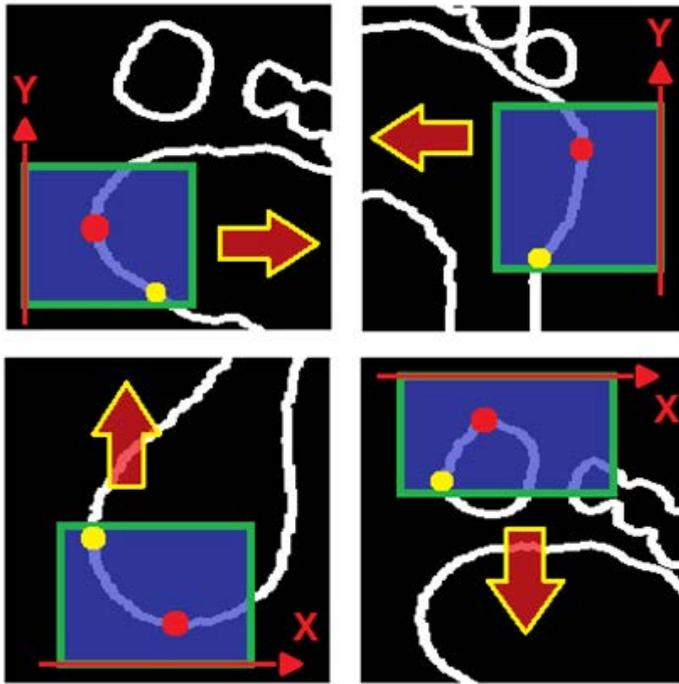


Figura 9. Cuatro posibles direcciones de arrastre a través de una diagonal definen el eje a partir del cual se hallan P_{\min} y P_{\max}

Donde $d_{\perp}(\cdot)$ es la distancia perpendicular del punto a la recta (en este caso cualquiera de los ejes cartesianos, según sea el caso) (Grossman, 2007); determinación de parámetros morfológicos.

1) Ángulo de Clarke

Con base en los puntos P_2 , P_4 y P_5 y con ayuda del producto punto entre vectores, \cdot , y la norma Euclídea, $\|\cdot\|$, es posible obtener la siguiente función explícita para el ángulo de Clarke.

$$Ang_Clarke = \cos^{-1} \left[\frac{(P5-P2) \cdot (P4-P2)}{\|P5-P2\| \|P4-P2\|} \right] \quad (7)$$

La desviación angular del pie puede igualmente ser obtenida mediante la expresión:

$$Desv_Angular = \cos^{-1} \left[\frac{(P2-P5) \cdot (P3-P6)}{\|P2-P5\| \|P3-P6\|} \right] \quad (8)$$

2) Índice de Hernández-Corvo

Un análisis del algoritmo planteado para obtener el índice de Hernández-Corvo permite establecer las siguientes interpretaciones:

1. el trazo inicial queda definido por los puntos P2 y P5, que definen unívocamente una ecuación de recta;
2. las rectas perpendiculares al trazo inicial que pasan por los puntos P1 y P7 tendrán pendientes recíprocas negativa, a la del trazo inicial;
3. la distancia entre el punto de corte (entre la línea que pasa por P1 y el trazo inicial) y P2, definen la medida fundamental;
4. la distancia entre P3 y el trazo inicial determinan el valor del parámetro X;
5. la distancia de L7 al trazo inicial es la misma que la del punto borde (por el arco externo) más lejano, PQ, al trazo inicial, en la región entre L4 y L5;
6. el parámetro AY es igual a la distancia del punto borde (por el arco interno) más lejano, PR, al trazo inicial, en la región entre L4 y L5; y
7. el parámetro Y es la diferencia absoluta entre las distancias obtenidas en los incisos 5 y 6.

En síntesis, las ecuaciones de las rectas y las longitudes establecidas en 1, 2, 3 y 7 se pueden determinar de forma exacta. 5 y 6 sugieren la implementación de algoritmos de búsqueda en ROI. Esta búsqueda se puede llevar a cabo mediante la técnica desarrollada en la sección de *Obtención de Puntos*, con la diferencia de que, en este caso, la ROI sería suministrada de forma automática, si necesidad de la supervisión de un usuario.

Ahora, supóngase conocidos los puntos PQ = (x_Q, y_Q) y PR = (x_R, y_R) de los incisos 5 y 6; para hallar los parámetros X e Y que definen el índice de Hernández-Corvo (ver Ecuación 1), primero se determina la ecuación de la recta del trazo inicial, TR, a saber, Ay+Bx+C=0, (Grossman, 2007) donde:

$$A = x_2 - x_5 \quad (9)$$

$$B = y_5 - y_2 \quad (10)$$

$$C = x_5 y_2 - x_2 y_5 \quad (11)$$

Y finalmente se puede deducir que:

$$X = d_{\perp}(P3, TR) = \frac{|x_3 A + y_3 B + C|}{\sqrt{A^2 + B^2}} \quad (12)$$

$$Y = |d_{\perp}(PQ, TR) - d_{\perp}(PR, TR)| = \frac{||x_Q A + y_Q B + C| - |x_R A + y_R B + C||}{\sqrt{A^2 + B^2}} \quad (13)$$

Donde |.| indica valor absoluto.

3) Índice de Staheli

A partir de P3 y P6 se puede obtener la ecuación de recta, LS, que servirá de eje para hallar D y F (ver Figura 2c). La pendiente, m , de LS, viene dada por:

$$m = \frac{y_6 - y_3}{x_6 - x_3} \quad (14)$$

Las rectas perpendiculares, LSP, a LS que pasan por cada uno de los puntos en la región entre L4 y L5, tendrán pendiente igual a menos el inverso multiplicativo de m , esto es, $-m^{-1}$, (Grossman, 2007).

Con la información anterior, se aplica un algoritmo iterativo que determina los segmentos de línea que quedan de la intersección de las líneas perpendiculares y la imagen segmentada de la zona de contacto (ver Figura 10).

Aprovechando las técnicas de procesamiento de imágenes, este problema de intersección se puede resolver mediante una operación lógica AND entre la imagen segmentada y la imagen de cada LSP, denominada ILinea(x, y).

Se determinan los puntos extremos de cada segmento línea y se crea un conjunto de distancias, de cada uno de los segmentos, $CDS = \{d_l(I\text{SegLinea}) | I\text{SegLinea} = I\text{Seg} \text{ AND } I\text{Linea}\}$. Donde $d_l(.)$ es una función que determina la distancia del segmento de línea contenida en la imagen (Gonzales & Woods, 1996).

Para obtener D se halla el mínimo de ese conjunto:

$$D = \min CDS \quad (15)$$

Para hallar F se realiza un procedimiento similar; en este caso, las rectas perpendiculares son aquellas que pasan por los puntos sobre LS en la región comprendida entre L5 y la

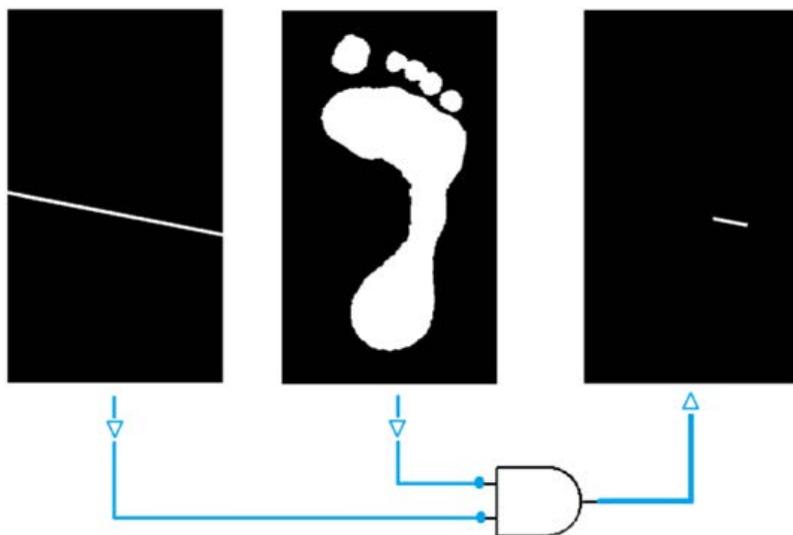


Figura 10. La intersección (c) entre la línea (a) y la imagen segmentada (b) se logra utilizando la operación AND

recta perpendicular al trazo inicial que pasa por el punto P7. Se obtiene así un conjunto de intersecciones (sus distancias), CDSF, de los segmentos de línea; F será la distancia máxima en el conjunto obtenido, es decir:

$$Indice_Staheli = \frac{D}{F} = \frac{\min CDSF}{\min CDSF} \quad (17)$$

A menudo este índice se reporta también en forma porcentual.

III. Resultados

Toda la metodología de procesamiento de imágenes fue implementada en una clase C++ (definida en footrgb.h). Las operaciones de procesamiento de imágenes las provee una biblioteca multiplataforma (Linux, Mac OS X, Windows) optimizada (*OpenCV 2.4*); la utilización de la clase, en una aplicativo cualquiera, es configurada a través de *CMake 4.8*.

Para realizar las pruebas experimentales se implementó una interfaz gráfica de usuario [GUI], la cual utiliza la clase implementada, utilizando la biblioteca *Qt 4.7*. La GUI fue compilada para *Windows 7 de 32 bits*, utilizando *Microsoft Visual C++ 2008 Express Edition* (ver Figura 11). En [Ferrín \(2011\)](#) se puede ver en acción la metodología implementada.

Se determina, además de los parámetros expuestos, otras variables como la longitud del pie y el talón.

Se realizaron pruebas con imágenes sintéticas (1), otras adquiridas en presencia de fuentes parásitas (2 y 3) y sin ellas (4), tal como se puede ver en la primera fila de la matriz de imágenes de la Figura 12. Las imágenes fueron segmentadas utilizando $U = 25$, dado que para este valor la huella (imagen segmentada binaria) queda bien definida. Cabe recordar que este valor se puede fijar rápidamente con ayuda de la interfaz gráfica final.

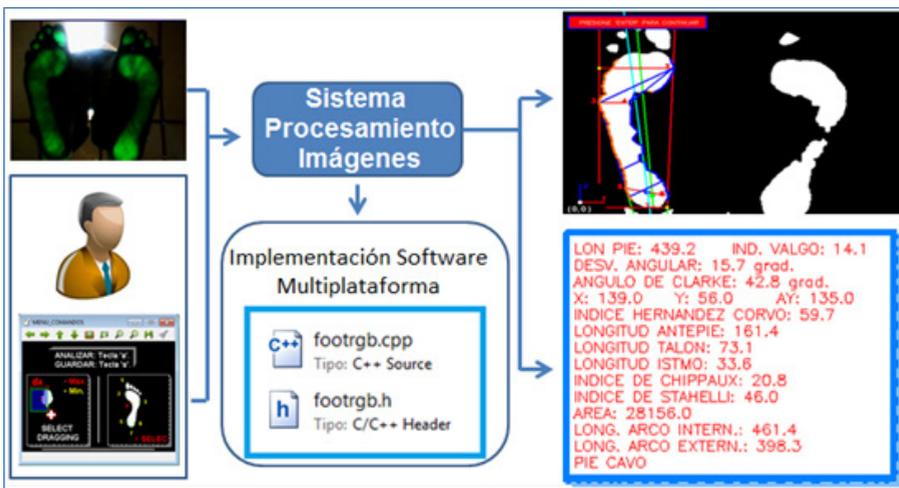


Figura 11. Implementación C++ de la metodología propuesta, con parámetros de construcción: la imagen y los siete puntos

A partir de las imágenes 1 y 2 de la Figura 12 se puede comprobar que la zona blanca no es segmentada, lo que indica robustez frente a fuentes parásitas como las lámparas, presentes en los ambientes hospitalarios. El umbral de segmentación es controlado a través de la interfaz gráfica, esto da posibilidad de variar el umbral, dando flexibilidad a la técnica de segmentación, permitiendo trabajar inclusive con podoscopios de otros tipos de iluminación (que comprenda un espectro cercano al verde) e inclusive con imágenes térmicas o barográficas (con una paleta de colores adecuada).

En la Tabla 1 se muestran los resultados de obtención de los parámetros morfológicos para las imágenes estudiadas. Según el IHC(%), los pies en 1 (sintética) y 2 (adulto mayor de 55 años) presentan una condición normal, el pie en 3 (adulto mayor de 30 años) presenta tendencia a pie cavo, y el pie en 4 presenta una situación preocupante dada su tendencia a pie cavo extremo, algo que podría alarmar –sin embargo, es de aclarar que este pie corresponde al de un niño de 10 años, en el cual se podría considerar una condición fisiológica más que patológica debido a su edad– (Vázquez, 2002).

De forma similar se pueden realizar interpretaciones basadas en los otros parámetros, encontrando correlaciones en algunos casos, situación en la que el especialista debe tomar la decisión con base en su formación y experiencia.

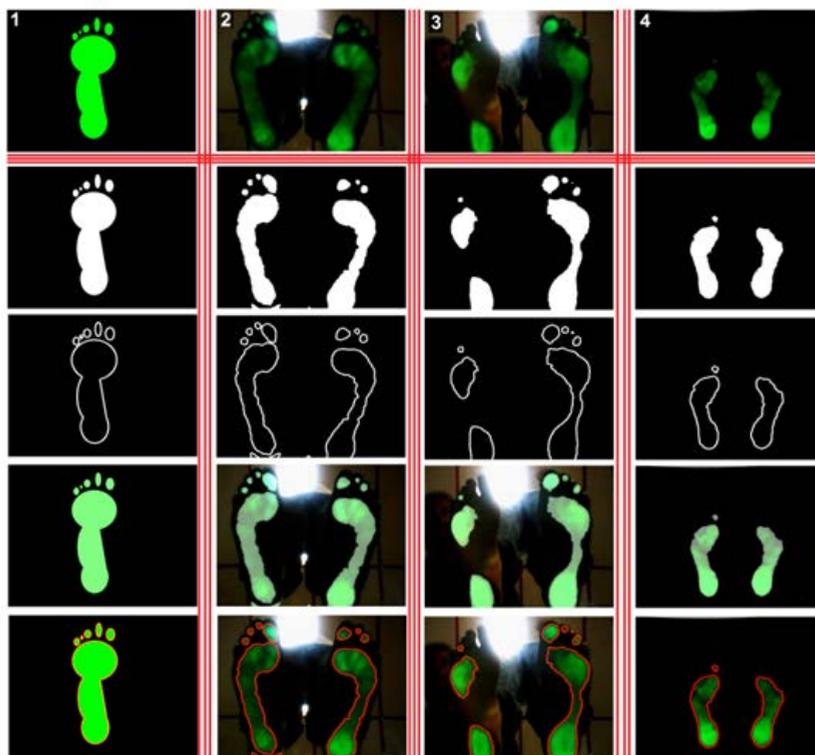


Figura 12. Resultados en de la etapas de segmentación y detección de bordes para (1) imagen sintética, (2) y (3) en presencia de fuentes parásitas y (4) sin fuentes parásitas

Tabla 1. Parámetros morfológicos obtenidos para las cuatro imágenes de prueba para un solo pie

Imagen de Entrada	Ángulo de Clarke	Índice de Hernández-Corvo	Índice de Staheli	Desviación Angular
1 (De.)	32.3°	47.0 %	0.71	15.1°
2 (Iz.)	49.3°	53.1 %	0.32	13.9°
3 (Iz.)	35.2°	64.3 %	0.26	9.7°
4 (De.)	27.7°	90%	0.65	14.5°

Se realizaron también, pruebas de usabilidad con la ayuda de un especialista en deporte con experiencia en determinación de parámetros morfológicos. Estas pruebas se hicieron, por un lado sobre papel (aplicando alcohol en la huella), y por otro lado, utilizando podoscopías, las cuales se manipularon en *GIMP 2.6.11* [*GNU Image Manipulation Program*], *Microsoft Paint 6.1* y con la herramienta software desarrollada en esta propuesta: *Nueva propuesta de procesamiento de podoscopías* [NPPP] (ver resultados en la Tabla 2).

El especialista debe dividir su tarea en dos etapas: primero seleccionar los siete puntos; segundo, determinar los cuatro parámetros de la Tabla 1 siguiendo los algoritmos establecidos.

Como se puede concluir de la Tabla 2, aunque la etapa de selección de puntos es más rápida sobre el papel, el tiempo total de la NPPP es menor a la de ese enfoque (tres veces más rápida, $\approx x3$). Igualmente, aunque *GIMP* y *Paint* son opciones muy comunes para manipular las imágenes, el NPPP tiene una aceleración aproximada de $x7$ y $x5$ respectivamente, con respecto a estos enfoques.

Tabla 2. Resultados obtenidos con un especialista en deporte determinando parámetros morfológicos, utilizando diferentes herramientas

Herramienta	Tiempo de obtención de 7 puntos (min.)	Tiempo de determinación de parámetros (min.)	Tiempo total (min.)
Papel	0.3	7	7.3
GIMP	5.1	15	16
Paint	3.2	10	13
NPPP	2.3	0.083	2.4

Conclusiones

Se desarrolló una nueva metodología de extracción de parámetros morfológicos de la huella plantar asistida por computador. Las etapas claves de procesamiento y obtención de parámetros se realizan de forma automática, necesitando la intervención

del usuario únicamente en el proceso de obtención de siete puntos característicos, mediante una interfaz gráfica en el computador. Las técnicas de procesamiento de imágenes demuestran ser robustas, flexibles a cambios de iluminación y extensibles a otro tipo de imágenes. La metodología, en general, resulta ser rápida frente a los enfoques convencionales; a su vez, se puede extender a otro tipo de imágenes (escala de grises, por ejemplo rayos X e infrarrojas), siempre que se implemente la técnica de segmentación adecuada; esto se podría añadir como un bloque adicional dentro de la etapa de segmentación, dejando en manos del usuario su elección.

La implementación podrá ser utilizada en aplicaciones desarrolladas en diferentes sistemas operativos, lo que permitirá realizar investigaciones en el campo podológico sin restricciones en cuanto a la plataforma computacional.

La curva de aprendizaje de este enfoque es rápida, personas que desconozcan los algoritmos para extracción de parámetros morfológicos podrán colaborar fácilmente, aumentando así el volumen de personas involucradas en los procesos investigativos y de evaluación clínica y deportiva. ^{SR}

Referencias bibliográficas

- Clarke, H. (1933). An objective method of measuring the height of the longitudinal arch in foot examinations. *American Physical Education Association*, 4(3), 99–107. doi:10.1080/23267402.1933.10626636
- Corbi-Soler, F.C. (2008). *Biomecánica del Pie*. Raleigh, NC: Lulu
- Dancloff, C., Forriol, F., & Pellico, L. G. (1989). Relación entre diferentes parámetros radiológicos del pie. *Revista Española de Cirugía Osteoarticular*, 24(141), 151–158
- Díaz, C. A., Torres, A., Ramírez, J. I., García, L. F., & Álvarez, N. (2006). Descripción de un sistema para la medición de las presiones plantares por medio del procesamiento de imágenes. Fase I. *Revista EIA*, 6, 43–56
- Lara-Diéguez, S., Lara-Sánchez, A., Zagalaz-Sánchez, M.L., Martínez-López, E. (2011). Análisis de los diferentes métodos de evaluación de la huella plantar. *Retos. Nuevas tendencias en Educación Física, Deporte y Recreación*, 19, 49–53
- Ferrín, C. (2011, julio 27) *Parámetros morfológicos de la huella plantar mediante procesamiento de imágenes* [video en youtube.com]. Recuperado de <http://youtu.be/OdaHtYyveuw>
- Fuente, J. L. M. de la. (2003). *Podología general y biomecánica*. Barcelona, España: Masson
- Gonzales, R., & Woods, R. (1996). *Tratamiento digital de imágenes*. Addison-Wesley / Díaz de Santos. Buenos Aires, Argentina.
- Grossman, S. I. (2007). *Álgebra lineal*. México DF, México: McGraw Hill
- Hecht, E. (2001). *Óptica* (3a ed.). Reading, Ma: Addison-Wesley
- Hernández-Corvo, R. (1989). *Morfología*

funcional deportiva: sistema locomotor.
Badalona, España: Paidotribo

- Nadernejad, E. & Sharifzadeh, S. (2008).
Edge detection techniques: Evaluations
and comparisons. *Applied Mathematical
Sciences*, 2, 1507–1520
- Skarbek, W. & Koschan, A. (1994).
Colour image segmentation. A survey
[en línea]. Recuperado de [http://
citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/
summary?doi=10.1.1.12.572](http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/summary?doi=10.1.1.12.572)
- Staheli, L., Chew, D., & Corbet, M. (1987).

The longitudinal arch. A survey of
eight hundred and eighty-two feet in
normal children and adults. *The Journal
of Bone and Joint Surgery American*.
69(3), 426-428

- Vázquez, S. C. (2002). *Análisis de la marcha
humana con plataformas dinamométricas.*
Influencia del transporte de carga. [trabajo
de grado]. Universidad Complutense de
Madrid: Madrid, España: Recuperado
de [http://eprints.ucm.es/4401/1/
med3.pdf](http://eprints.ucm.es/4401/1/med3.pdf)

Curriculum vitae

Carlos Diego Ferrin Bolaños

Ingeniero Físico (2010) de la Universidad del Cauca, Joven Investigador Colciencias (2011). Estudiante de Maestría en Ingeniería Electrónica (2013) de la Universidad del Valle. Docente catedrático de la Institución Universitaria Antonio José Camacho. Vinculado al Grupo de Óptica y Láser (GOL). Sus áreas de interés son la visión artificial, el aprendizaje de máquina y el procesamiento de señales, imágenes y nube de puntos.

Ximena Magdalena

Ingeniera Electrónica, graduada con honores (2009) de la Pontificia Universidad Javeriana de Cali. Investigadora del Grupo de Automática y Robótica [GAR] (2007 - 2009) en el área de Dinámica de Cuerpos Rígidos. Estudiante de Maestría en Ingeniería Electrónica (2013) de la Universidad del Valle. Ingeniera Nivel II *Senior*, en la gerencia de tecnología de las Empresas Municipales de Cali [Emcali]. Sus áreas de interés son la bioingeniería, la robótica, la visión artificial y el procesamiento de señales e imágenes.

Humberto Loaiza Correa

Ingeniero Electricista (1990) y Magíster en Automática (1995) de la Universidad del Valle; Doctor en Robótica y Visión Artificial (1999) de L'Université d'Evry, Francia. Profesor y Director de la Escuela de Ingenierías Eléctrica y Electrónica de la Universidad del Valle. Codirector del Grupo de Investigación en Percepción y Sistemas Inteligentes [PSI]. Sus áreas de interés son la robótica móvil, la visión artificial y el procesamiento de señales e imágenes.