

## Sistema de procesamiento de imágenes basado en lógica difusa para la detección vascular.

L. E. Hernández Gómez<sup>1</sup>, K. A. Hernández Santiago<sup>2</sup>, Á. Anzuetto Ríos<sup>3</sup>

<sup>1-3</sup>BIÓNICA, Unidad Profesional Interdisciplinaria en Ingeniería y Tecnologías Avanzadas, IPN. Ciudad de México, México.

<sup>1</sup>lehernandezgo@hotmail.com, <sup>2</sup>kevin.andres.hsantiago@gmail.com, <sup>3</sup>aanzuetor@ipn.mx

**Resumen.** - En este trabajo se describe la implementación de un sistema de procesamiento de imágenes con la tarea de realizar la distribución vascular. Como primer paso es necesario obtener las imágenes de la región de interés, que para nuestro estudio es el antebrazo. Las imágenes a procesar son adquiridas por un sistema de reflectografía infrarroja compuesto por una fuente de iluminación de 830 nm, y una cámara sensible a esta longitud de onda. La luz se hace incidir sobre la región de interés, y la cámara genera una imagen a partir de la luz reflejada. A estas imágenes se les aplica un filtrado basado en el concepto de hiperbolización difusa, este proceso ayuda a mejorar el contraste en las imágenes. Para el realce de la región de las venas se aplica un algoritmo de crecimiento de regiones, el cual desarrolla el concepto de agrupar píxeles vecinos que presenten tonalidades de grises similares. Como resultado del procesamiento se presentan imágenes binarias donde se contrasta la distribución venosa.

**Palabras clave** – Reflectografía, infrarrojo, hiperbolización, difuso, crecimiento de regiones, venas.

### I. INTRODUCCIÓN.

Una de las propiedades que se conoce de la hemoglobina desoxigenada que circula por las venas, es la de absorber la radiación en el rango del infrarrojo cercano. Crisan y Tarnovan [1], han caracterizado el patrón de absorción del sistema sanguíneo y los datos obtenidos son presentados en Fig. 2, donde se observa el rango de longitudes de onda de mayor absorción en la sangre venosa. Para la óptima detección vascular, sin importar la técnica a utilizar, la fuente de iluminación debe emitir en este rango (700-900 nm).

En otros trabajos se ha empleado la técnica de exponer a una fuente de iluminación infrarroja al antebrazo para medir su transparencia (transiluminación), la cual tiene el inconveniente que las zonas a procesar deben ser lo suficientemente delgadas para que la luz las atraviese (usualmente en manos y dedos) [2–6]. En este trabajo se presenta la fabricación un sistema de reflectografía infrarroja, que puede ser utilizado independientemente de la complejidad para la detección del sistema vascular.

El sistema cuenta con una cámara digital que se encarga de la detección de la luz reflejada para generar las imágenes. Este tipo de cámara posee un filtro que permite únicamente el paso de longitudes de onda en el infrarrojo cercano.

Un tópico en el procesamiento de imágenes son filtros de mejora de contraste, los cuales son desarrollados para enfatizar ciertas características o resaltar niveles de grises de interés, en los últimos años se han realizado estudios sobre este tipo de filtros basándose en el concepto de lógica difusa. Tizhoosh en [7] ha propuesto la mejora de contraste basado en el concepto de hiperbolización difusa del histograma, lo cual presenta la ventaja sobre los métodos clásicos como puede ser la ecualización adaptable de histograma[8]. La ecualización de histograma maximiza la información de la imagen usando la entropía como medida de información. Sin embargo la percepción humana del brillo no es lineal. Por lo cual en la hiperbolización difusa el histograma es modificado de forma logarítmica [9]. Propuesta que es considerada para el desarrollo de este trabajo. Con la imagen mejorada el siguiente paso es la extracción de información relevante, que para este trabajo es la distribución venosa. El método de crecimiento de regiones [10] es desarrollado para realizar esta tarea. Para realizar el algoritmo de crecimiento de regiones es necesario contar con uno o más puntos iniciales, conocidos como semillas, cuyos valores numéricos son promediados, este valor sirve de referencia para determinar si los píxeles vecinos son parte de la misma región, es decir, se calcula la diferencia entre el valor numérico de cada vecino con el valor promedio, si esta diferencia llega a ser menor a una tolerancia se considera que ambos píxeles son parte de la misma región [11].

Utilizando ambas técnicas de procesamiento se presenta un sistema capaz de detectar el sistema venoso cumpliendo con el objetivo principal de este trabajo.

### II. METODOLOGÍA.

El sistema propuesto realiza la detección de la distribución de las venas usando imágenes en espectro infrarrojo y presenta como resultado una imagen donde las regiones de interés son aisladas. El diagrama a bloques que compone el sistema es presentado en Fig. 1.

El sistema de adquisición de imágenes en el espectro infrarrojo está basado en una cámara comercial, “Green Leaf 18-9805”, que tiene una resolución de imagen de 640x480 píxeles con la capacidad de adquirir imágenes a 30 frames por segundo, y tiene un filtro que permite el paso de luz infrarroja dentro del rango sugerido Fig. 2.

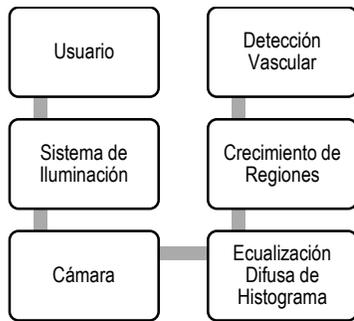


Fig. 1. Diagrama a Bloques del sistema.

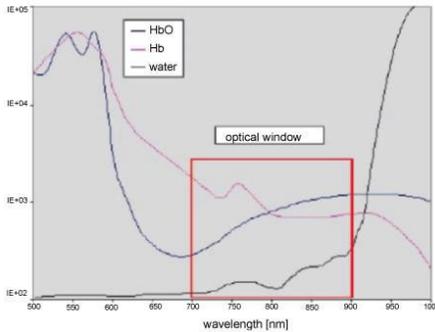


Fig. 2. Ventana óptica para la detección de venas.

El tipo de iluminación empleada en el sistema de detección de venas es reflectiva. Se hace incidir luz infrarroja sobre la superficie a explorar, capturado la luz reflejada con la cámara modificada. La luz incidente es generada por un arreglo de fotodiodos que suministran longitudes de onda de 830 nanómetros. Se diseñó un arreglo de tipo circular el cual es colocado alrededor de la cámara empleada, buscando que la iluminación sea uniforme sobre la región a explorar ayudando a resaltar la distribución venosa. En la figura 3 se muestra la cámara y el arreglo de LEDs.



Fig. 3. Cámara con el sistema de iluminación acoplado.

Una muestra de las imágenes que se obtienen del sistema de reflectografía infrarroja es presentada en Fig. 4, en ella se observa el contraste y la detección de las venas.

Una vez obtenidas las imágenes estas son procesadas empleando el algoritmo de hiperbolización difusa de histograma (1).

$$g' = c \left( \exp \left( \log \left( 1 + \frac{1}{c} \right) \int_0^g p(g) dg \right) - 1 \right) \quad (1)$$

$$\text{Con } p(g) = \frac{h(g)}{MN}$$

De donde M y N corresponden a las dimensiones de la imagen y  $h(g)$  al histograma de la imagen. Para profundizar en la idea de la hiperbolización del histograma difuso será necesario determinar el valor de pertenencia de cada nivel respecto a su histograma en lugar de utilizar su probabilidad. Dando como resultado el uso de la ecuación (2).

$$g' = \left( \frac{(L - 1) \left( \exp^{-\mu(g)^\beta} - 1 \right)}{e^{-1} - 1} \right) \quad (2)$$

$$\text{Para un valor de pertenencia } \mu(g) = \frac{g - g_{min}}{g_{max} - g_{min}}$$

De donde  $g_{max}$  y  $g_{min}$  son las intensidades de grises máximas y mínimas en una imagen. En el trabajo se ha dividido la imagen en subsecciones y a cada una de ellas se le ha aplicado el algoritmo de hiperbolización difusa con la finalidad de modificar localmente los valores de los píxeles [12]. Esta modificación local ha demostrado un mejor desempeño en la mejora de contrastes sobre imágenes que presentan un histograma uniforme Fig.6 [3].

El crecimiento de región es una técnica que se ha utilizado para agrupar píxeles contiguos que son parte de un área u objeto dentro de una imagen. La técnica se basa en desarrollar una serie de dilataciones del o los puntos iniciales (semillas). Los valores numéricos de los píxeles asociados en cada dilatación son comparados con un valor umbral. El valor de umbral puede ser determinado por alguna medida estadística como puede ser la media aritmética, el promedio, etc. de los píxeles iniciales. Para optimizar el algoritmo de crecimiento de región entre cada proceso de dilatación se resta la imagen actual con la anterior obteniendo únicamente el borde, y sobre este se hace el comparativo de los valores numéricos de los píxeles y así determinar su pertenencia a la región de búsqueda. El proceso de dilatación está dado por (3).

$$A \oplus B = \{z | (\hat{B})_z \cap A \neq \emptyset\} \quad (3)$$

De donde A y B son conjuntos en  $Z^2$ [10].

Para obtener los bordes se aplica (4).

$$\text{Bordes} = (A \oplus B) - A \quad (4)$$

De donde A es la imagen en un paso anterior.

En la siguiente sección se presentan los resultados de aplicar la metodología propuesta a las imágenes obtenidas en infrarrojo.

### III. RESULTADOS.

El sistema es implementado en una computadora con procesador Intel® Core™ i5-3337U CPU @ 1.80 GHz y 8 GB de memoria RAM mediante el software IDE de MATLAB® 8.1.0.604 instalado en el sistema operativo Windows 8.1.

La distancia entre el objeto de interés y el sistema de adquisición de imágenes es de 45 cm, con un fondo constante de color oscuro el cual minimiza perturbaciones externas. La distribución física del sistema se muestra en la Fig.4.

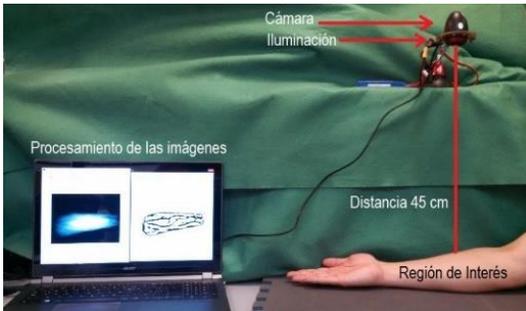


Fig. 4. Distribución física del sistema de reflectografía infrarroja.

#### A. Imagen obtenida.

La imagen presentada en Fig.5 corresponde al antebrazo. Visualmente se puede determinar la distribución de las venas, sin embargo numéricamente su extracción es una tarea compleja.

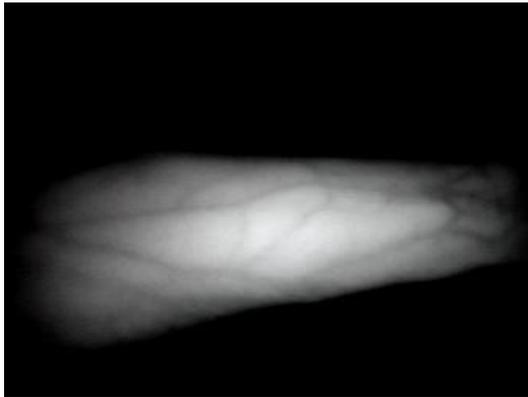


Fig. 5. Imagen original del antebrazo.

#### B. Procesamiento de las imágenes.

El histograma de la imagen original es presentado en la Fig. 6. Éste muestra una distribución uniforme, en la imagen esto representa un bajo contraste lo cual dificulta la separación del fondo con la piel y ésta, a su vez, de las venas, razón por la cual es necesario aplicar un algoritmo que mejore el contraste entre cada una de las clases y haga posible su segmentación para que en el siguiente paso pueda aplicarse el crecimiento de regiones.

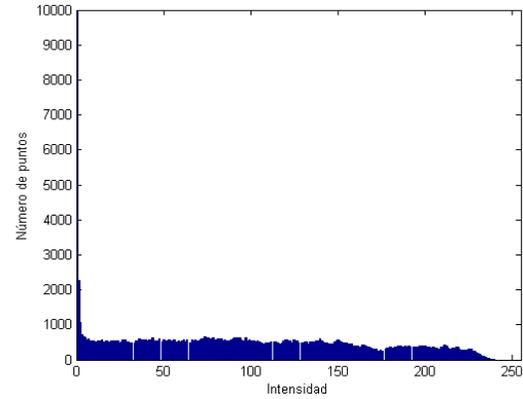


Fig. 6. Histogramas de las Fig. 4.

A la Fig. 4 se le aplicaron dos técnicas para mejora de contraste. La primera técnica es la hiperbolización difusa y la segunda la ecualización adaptable de histograma, los resultados se encuentran en Fig. 9. Para la hiperbolización difusa se utiliza un valor de  $\beta=0.75$  y para la ecualización adaptable se tiene un valor de  $\alpha=0.4$  [13]. Visualmente podemos determinar que la hiperbolización tiene mejores resultados en el realce de contraste.

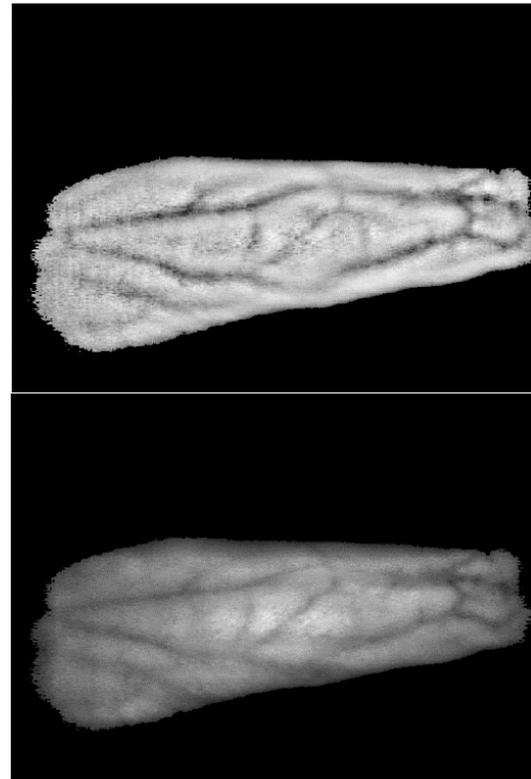


Fig. 7. Resultado de las técnicas de mejora de contraste. (Arriba) Hiperbolización difusa (Abajo) Ecualización adaptable.

Los histogramas obtenidos después de aplicar ambos métodos son presentados en Fig. 10.

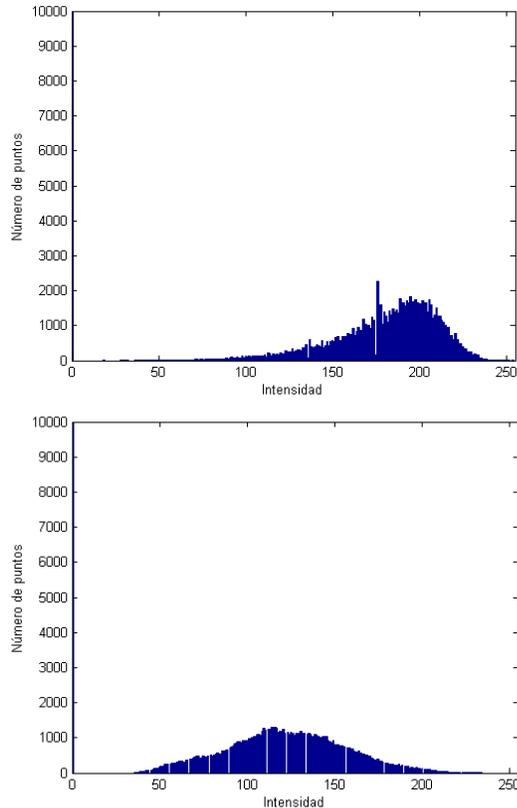


Fig. 8. Modificaciones del histograma (Arriba) por la Hiperbolización difusa y (Abajo) por la Ecuación adaptable.

A la imagen mejorada en contraste se le aplica el método de crecimiento de regiones para aislar la región correspondiente a la distribución venosa. El resultado es presentado en la Fig. 9.



Fig. 9. Imagen binaria resultado del crecimiento de regiones.

Los resultados obtenidos demuestran la eficiencia de aplicar los métodos de hiperbolización difusa y el crecimiento de regiones para realizar la tarea de aislar las venas del antebrazo.

#### IV. CONCLUSIONES.

En este trabajo se ha presentado un sistema capaz de aislar las venas en imágenes obtenidas por reflectografía del infrarrojo cercano (830nm). El método de hiperbolización difusa demostró tener un mejor desempeño en comparación al método de ecualización adaptable al momento de aplicar la mejora de contraste en las imágenes. Esta mejora en el contraste ayuda a una mejor detección al momento de aislar las venas mediante el método de crecimiento de regiones. En el sistema vascular este crecimiento se desarrolla siguiendo la dirección las venas.

Como perspectivas para este trabajo se ha considerado su implementación en un dispositivo portátil de respuesta continua, que proyecte la imagen final sobre la región capturada; por lo tanto es aconsejable considerar el parámetro de tiempo en la ejecución.

#### RECONOCIMIENTOS

Los autores agradecen al Instituto Politécnico Nacional y a la UPIITA por el uso de sus instalaciones y recursos durante el desarrollo de este trabajo.

#### BIBLIOGRAFÍA

- [1] S. Crisan, J. G. Tarnovan, and T. E. Criuan, "A Low Cost Vein Detection System Using Near Infrared Radiation," *Ieee*, no. February, pp. 6–8, 2007.
- [2] Ó. F. M. Toro and H. L. Correa, "Identificación biométrica utilizando imágenes infrarrojas de la red vascular de la cara dorsal de la mano," *Ing. e Investig.*, vol. 29, no. 1, pp. 90–100, 2009.
- [3] T. Chakravorty, D. N. Sonawane, S. D. Sharma, and T. Patil, "Low-cost subcutaneous vein detection system using ARM9 based single board computer," *ICECT 2011 - 2011 3rd Int. Conf. Electron. Comput. Technol.*, vol. 2, pp. 339–343, 2011.
- [4] D. Hejtmankova, R. Dvorak, M. Drahansky, and F. Orsag, "BIOSIGNAL 2010 Method for Finger Veins Detection," pp. 240–243, 2010.
- [5] D. Hejtmánková, R. Dvořák, M. Drahanský, and F. Orság, "A new method of finger veins detection," *Int. J. Bio-Science Bio-Technology*, vol. 1, no. 1, pp. 11–16, 2009.
- [6] N. V. Limbad and P. G. D. P. Assistant, "Vein Pattern Detection System Using Cost-effective Modified IR Sensitive Webcam," *Int. J. Technol. Res. Eng.*, vol. 1, no. 9, pp. 975–979, 2014.
- [7] H. R. Tizhoosh, *Fuzzy Image Processing*. Heidelberg, 1997.
- [8] V. T. Tom and G. J. Wolfe, "Adaptive histogram equalization and its applications," *Proc. SPIE, Appl. Digit. Image Process. IV*, vol. 354, pp. 204–209, 1982.
- [9] W. Frei, "Image Enhancement by Histogram Hyperbolization," *CGIP*, vol. 6, no. 3, pp. 286–294, 1977.
- [10] R. C. Gonzales and R. E. Woods, *Digital Image Processing*, Third. New Jersey, USA: Pearson, 2008. Chapter 10.
- [11] D. P. Ferris, K. E. Gordon, G. S. Sawicki, and A. Peethambaran, *An improved powered ankle-foot orthosis using proportional myoelectric control, Gait and Posture*, vol. 23, 2006.
- [12] E. E. Kerre, *Fuzzy Techniques in Image Processing*, 1st ed. Gent, Belgium: Physica-Verlag, 2000.
- [13] K. Zuiderveld, "Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization," *Graph. Gems*, vol. IV, pp. 474–485, code: p. 479–484., 2012.