



TONANTZINTLA, PUEBLA, MEXICO

## SISTEMA DE VISUALIZACIÓN DE VENAS EMPLEANDO CÁMARAS DE BAJO COSTO Y LUZ EN EL INFRARROJO CERCANO

Aguilar Soto José Gabriel<sup>1</sup>, Sen Salinas Diana Antonieta<sup>1</sup>, Mayorga Álvarez Pedro Pablo<sup>1</sup>, Villanueva Luna Adrián Eugenio<sup>2</sup>, Ortiz Lima Carlos Manuel<sup>3</sup>.

<sup>1</sup>Ingeniería Biomédica, Universidad Politécnica de Chiapas, Suchiapa, Chiapas  
[jagUILAR223@hotmail.com](mailto:jagUILAR223@hotmail.com), [dianasen13@gmail.com](mailto:dianasen13@gmail.com), [ppmayorga80@gmail.com](mailto:ppmayorga80@gmail.com)

<sup>2</sup>Mecatrónica, Universidad Tecnológica de Campeche, San Antonio Cárdenas, Campeche;  
[euge69869@yahoo.com](mailto:euge69869@yahoo.com)

<sup>3</sup>Laboratorio de Metrología e Instrumentación, INAOE, Tonantzintla, Cholula, Puebla,  
[carlosortiz@inaoep.mx](mailto:carlosortiz@inaoep.mx).

### RESUMEN

En este trabajo se presenta una comparación entre imágenes obtenidas con cámaras web de bajo costo a las cuales les fue retirado el filtro infrarrojo, esto con la finalidad de obtener un sistema de visualización de venas robusto y de bajo costo. La visualización de las venas es posible porque los componentes de la sangre tales como la desoxihemoglobina y oxihemoglobina son los principales absorbentes de la luz infrarroja y permiten que el sensor de una cámara CMOS sin filtro infrarrojo capte la información que la absorción produce. Se obtuvieron imágenes de diferentes pacientes y con diferentes cámaras realizando tomas de imágenes con luz infrarroja reflejada y transmitida, de manera que fue posible realizar comparaciones, evaluando así el desempeño en la práctica.

### 1. INTRODUCCIÓN

La venopunción es el método en el cuál se introduce una aguja en una vena para acceder al torrente sanguíneo y así realizar la extracción de muestras de sangre o inyección de medicamentos. Cuando se realiza este procedimiento, ya sea en la fosa antecubital o la cara dorsal de la mano, se emplean técnicas visuales, táctiles o incluso la propia experiencia causando en ocasiones errores en la misma sobre todo en pacientes pediátricos, neonatos o pacientes con obesidad (Fig. 1).



Figura 1.- Cateterización de neonato.



V CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGÍA APLICADA A CIENCIAS DE LA SALUD  
5, 6 y 7 de junio de 2014  
TONANTZINTLA, PUEBLA, MÉXICO

## 2. TEORIA

El uso de luz en el espectro infrarrojo cercano (NIR) para detectar el patrón venoso se basa en el principio de absorción de la desoxi-hemoglobina como respuesta a la exposición infrarroja. Los principales absorbentes del NIR en la sangre son la oxi-hemoglobina, la desoxi-hemoglobina y el agua. Las dos primeras presentan casi las mismas características de absorción hasta la longitud de onda de 600 nm (Fig.2). En el rango comprendido entre 600 y 800 nm las venas presentan un mayor nivel de absorción que las arterias. A partir de los 800 nm la curva de la desoxi-hemoglobina cae rápidamente. Las propiedades de absorción del tejido se describen por el coeficiente de absorción ( $1/\text{cm}$ ), que se define como la inversa de la distancia media recorrida por un fotón antes de ser absorbido. Por otra parte, la luz llega a profundidades diferentes de los tejidos según la longitud de la onda. Entre 300 nm y 400 nm sólo llega a las secciones superficiales de la epidermis y la dermis de la piel que no contienen venas. Existe una ventana espectral (Fig. 3) que se extiende desde los 700nm a los 900nm donde la luz penetra profundamente en los tejidos llegando inclusive a la sangre de los vasos ubicados en el tejido subcutáneo. Como resultado, la utilización de luz infrarroja incidente dentro de la ventana espectral de los 650 a 760 nm será absorbida en mayor medida por las venas y reflejada por el tejido circundante, dando como resultado una imagen donde el patrón vascular aparece más oscuro que el resto del tejido.

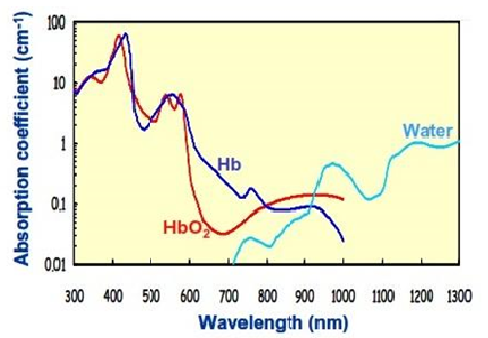


Figura 2.- Niveles de absorción de la hemoglobina oxigenada y desoxigenada.

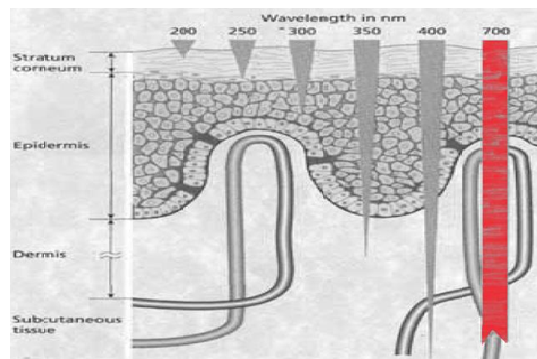


Figura 3.- Profundidad de penetración en la piel a diferentes longitudes de onda.



V CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGÍA APLICADA A CIENCIAS DE LA SALUD  
5, 6 y 7 de junio de 2014  
TONANTZINTLA, PUEBLA, MÉXICO

### 3. RESULTADOS

El procedimiento convencional de obtención de muestras mediante venopunción representa una agresión para el paciente. El éxito del acceso venoso se encuentra condicionado por características propias del paciente que, en algunos casos, hacen dificultosa la visualización o palpación de sus venas. El procedimiento implementado consiste en iluminar la piel del paciente con luz infrarroja, captar a través de una cámara de web la imagen reflejada, donde las venas se encuentran diferenciadas respecto al resto del tejido debido a su mayor coeficiente de absorción. Las cámaras web están formadas por una lente de plástico, un sensor de imagen CMOS, el software y la circuitería necesaria para manejarlas. Dependiendo de la resolución de las cámaras encontramos los modelos de gama baja, que se sitúan alrededor de 320x240 píxeles. Para convertir una cámara web en una cámara infrarroja se retira un pequeño filtro infrarrojo ubicado al frente del sensor CMOS [1]. Gracias a esto la cámara será capaz de captar las venas con hemoglobina reducida [2]. Se implementó una fuente de luz regulable con Leds infrarrojos dispuestos en una matriz de 3x3, la cual se muestra en la figura 4. a. Para realizar las pruebas se emplearon cámaras en el rango de 3 a 5 Megapíxeles. Se realizaron pruebas con más de 10 cámaras web comerciales y se obtuvieron mejores resultados en la práctica con cámaras de la marca Logitech y Microsoft (Fig. 4.b).

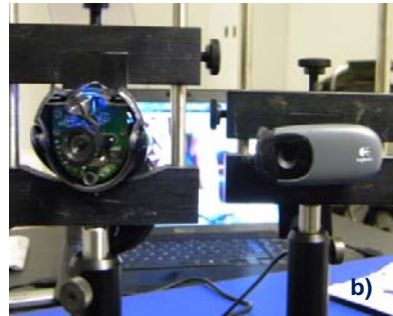


Figura 4.- a) Fuente de iluminación infrarroja, b) cámaras web sin filtro infrarrojo.



Figura 5.- Visualización de venas de persona adulta de piel clara y con una iluminación a) reflejada y b) transmitida.





## TONANTZINTLA, PUEBLA, MEXICO



Figura 6.- Visualización de venas de persona adulta de piel clara y con iluminación transmitida.

Se realizaron pruebas a más de 20 pacientes, no tomando en cuenta el color de piel ni su complejión (Fig. 5). Se formó una pequeña base de datos con la obtención de imágenes en condiciones de iluminación ambiente y en oscuridad, con luz reflejada y transmitida. En la práctica la mejor visualización se obtuvo con luz transmitida y en condiciones de oscuridad (Fig. 6). Es fundamental lograr un resultado óptimo en la etapa de adquisición de imagen y de una buena iluminación para que nos arroje muestras concretas. Debido a la estrecha relación entre cada una de las etapas mencionadas anteriormente, fue preciso estudiar cuidadosamente los componentes y procedimientos implementados en cada una de ellas logrando así identificar las debilidades y fortalezas del sistema.

#### 4. CONCLUSIONES

El sistema es de muy bajo costo y permite su aplicación, tanto en la detección de venas para reducir intentos fallidos en la venopunción, como auxiliar en el diagnóstico temprano de várices. Siendo este un método no invasivo y con las pruebas realizadas, es posible obtener una base para futuras aplicaciones en la detección de isquemia.

#### BIBLIOGRAFÍA

1. A low cost vein detection system using integrable mobile camera devices. K.K. Nundy, S. Sanyal. In proceeding of: India Conference (INDICON), 2010 Annual IEEE. Vincent Paquit ; Jeffery R. Price ; Ralph Seulin ; Fabrice Mériaudeau ; Rubye H. Farahi, et al.
2. "Near-infrared imaging and structured light ranging for automatic catheter insertion", Proc. SPIE 6141, Medical Imaging 2006: Visualization, Image-Guided Procedures, and Display, 61411T (March 10, 2006); doi:10.1117/12.655326; <http://dx.doi.org/10.1117/12.655326>.