

Prototipo De Un Sistema De Visualización Con Mecanismo De Asistencia Para La Punción De Venas.

E. Álvarez¹, A. González¹, J. Vázquez²

¹Estudiantes de Ingeniería Biomédica, Universidad Politécnica de Chiapas, Suchiapa, Chiapas, México.

²Departamento de Ingeniería Biomédica, Universidad Politécnica de Chiapas, Suchiapa, Chiapas, México.

Resumen—En este trabajo se presenta el desarrollo de un sistema capaz de detectar la distribución de las venas en el antebrazo de una persona y así poder seleccionar el área en la que se desea hacer la venopunción, área en la que se proyecta un láser. Para llevar a cabo esta tarea se hace uso de una cámara, modelo *Noir v2*, ya que es una cámara con visión nocturna y permite la visualización de luz que se encuentra dentro del espectro infrarrojo. Para que las venas puedan ser visualizadas se realizará un arreglo compuesto de cuatro LEDs emisores de luz infrarroja (850nm). Las imágenes obtenidas en tiempo real son procesadas para convertirlas a escala de grises ya que en esta escala la visualización de las venas es más nítida, posteriormente mediante un software la imagen es procesada usando la técnica de ecualización de histogramas adaptables. Con respecto a la proyección láser se diseñó una estructura de plástico compuesta de dos motores a pasos con el fin de que esta pueda moverse en cualquier coordenada en los ejes x y y. El prototipo permite disminuir en gran medida el margen de error y el tiempo al practicar la venopunción.

Palabras clave—distribución vascular, luz infrarroja, venopunción.

I. INTRODUCCIÓN

En el área clínica, la venopunción, las inyecciones intravenosas y la colocación de catéteres son procedimientos comunes por lo que el personal médico especializado debe apartarse momentáneamente de sus actividades cotidianas y genera carga de trabajo adicional. Al tratarse de un procedimiento con agujas, el paciente sufre pequeñas heridas, y en casos más graves, una afectación mayor en alguna de las venas, molestias y estrés, específicamente cuando el personal médico le falta experiencia [1]. En otras ocasiones, la dificultad se presenta por diversos factores de la salud de cada paciente, tales como: el sobrepeso, la retención de líquidos en el cuerpo, los factores hereditarios, el grosor de la piel, el estado anímico y condiciones físicas anormales, etc. Adicionalmente, el tiempo asociado a este proceso provoca un mayor gasto de insumos, un retraso en la extracción, análisis y entrega de resultados de la muestra. Disminuyendo la eficiencia en la atención de los pacientes. De lo anterior se observa que el desarrollo de un sistema que reduzca todos los problemas señalados sería una propuesta significativa para las partes involucradas: personal médico, paciente, instituciones de salud.

Algunos trabajos previos han desarrollado alternativas de mejoras para este procedimiento. En uno de ellos, se propone el uso una fuente de luz infrarroja (850 nm) de alta intensidad que irradia un antebrazo mediante el cual se mide la transparencia. Sin embargo, la desventaja de este método radica en que las zonas a exponer tienen que ser suficientemente delgadas para observar la irradiancia, por lo que, la técnica se utiliza para las manos y dedos [2]. Otra, es el uso de señales ultrasónicas para la resaltar la distribución venosa en cualquier parte del cuerpo [3]. La desventaja principal de esta técnica es que se requiere destreza en el manejo de un equipo de ultrasonido y la visualización en 2D.

Otros trabajos [4],[5] han abordado este problema implementan etapas de asistencia mediante un sistema robótico de varios grados de libertad, lo que representa una autonomía total del sistema en el proceso de venopunción, pero también esto tiene como desventajas: una complejidad en el funcionamiento, así como un elevado costo en la compra y mantenimiento del equipo (tomando en cuenta los insumos y requerimientos de esterilidad para garantizar la seguridad sanitaria del paciente). Adicionalmente, a estas características, los pacientes manifiestan poca empatía con el uso de robots totalmente autónomos en intervenciones quirúrgicas invasivas de menor y alto riesgo, por lo que, el desarrollo de un sistema que únicamente asista al personal médico en las etapas más difícil podría representar una solución viable, como es la selección de una vena [6].

En este trabajo se propone el diseño y construcción de un sistema de visualización de venas con un mecanismo de asistencia para la punción. Con el sistema de visualización, se requiere que sea de fácil uso, para lograr que la venopunción sea eficiente y reducir las molestias en el paciente. Al mismo tiempo, este sistema minimiza el error ocasionado por los factores asociados a la salud del paciente. De igual manera, con estas estrategias, las instituciones se beneficiarían al reducir los tiempos de venopunción en cada paciente.

Adicionalmente, se propone un mecanismo de asistencia para la punción con el objetivo de asistir rápidamente, al personal médico con poca experiencia o con exceso de trabajo, en la ubicación física de la vena. Este mecanismo consta de dos etapas importantes: la selección puntual de

una vena (a partir de la visualización) y la ubicación automática de punción con apuntador láser.

II. METODOLOGÍA

El diagrama de bloques del sistema desarrollado se muestra en la Fig. 1.

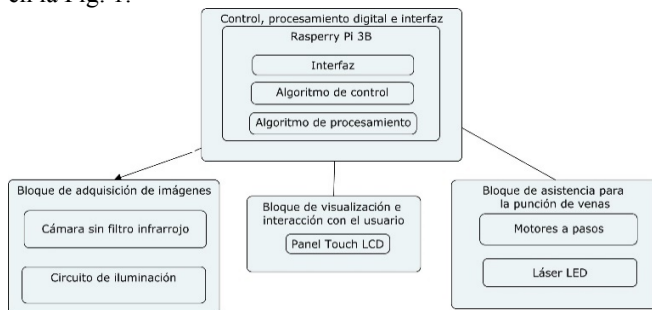


Fig. 1 Diagrama funcional del sistema separado en 3 bloques que lo constituyen.

El sistema utiliza una fuente de luz en el infrarrojo (NIR) cercano a 850 nm, para iluminar zonas del brazo y de la mano irrigadas con hemoglobina desoxigenada y susceptibles de absorber esta longitud de onda para resaltar las venas de una persona. El sistema NIR se implementó en una Raspberry Pi 3B con un sistema operativo Linux Raspbian con los bloques siguientes (ver Fig.1): adquisición de imágenes con circuito de iluminación infrarroja, visualización e interacción con el usuario y mecanismo de asistencia de punción por láser.

1. Adquisición de imágenes con circuito de iluminación infrarroja.

El bloque de adquisición de imágenes consta de una cámara digital Adafruit modelo Pi NoIR v2 con resolución de 8 megapíxeles sin filtro infrarrojo, permitiendo una detección de imágenes entre 700-1700 nm. La conexión se realiza con un cable CSI de 15 pines.

El circuito de iluminación infrarrojo consiste en 3 LEDs emisores a 850 nm y 3W, colocados en serie y se alimentan con una fuente de cd a 5V.

2. Visualización e interacción con el usuario.

En este bloque se utilizó una pantalla lcd táctil de 5 pulgadas con una resolución de 800x480 píxeles, alimentada a 5V DC mediante un conector GPIO, para mostrar la interfaz gráfica del sistema que permite: visualizar la imagen resaltada con las venas del antebrazo y mano, pero además facilita la interacción del usuario con el mecanismo de asistencia de punción con láser.

3. Señalización láser.

Se compone de dos motores unipolares (M1 y M2) paso a paso de 4 bobinas, modelo 28BYJ-48 alimentados con 5 DC con un torque de 34 Newton Metro y una frecuencia máxima de 100Hz, utilizando un controlador ULN2003A basado en el arreglo de transistores Darlington ULN2003A con una alimentación de 5 DC para cada uno.

4. Control, procesamiento digital e interfaz gráfica.

En este bloque se utilizó una Raspberry PI 3B que conecta todos los dispositivos electrónicos y mecánicos del sistema, con los algoritmos necesarios de control implementados en Python 3.5.5 junto con los módulos predefinidos, y el procesamiento digital de imagen programado con la librería opencv. El diagrama siguiente explica el funcionamiento por pasos que se requieren para utilizar el sistema y las operaciones implementadas con nuestros algoritmos (ver Fig. 2).

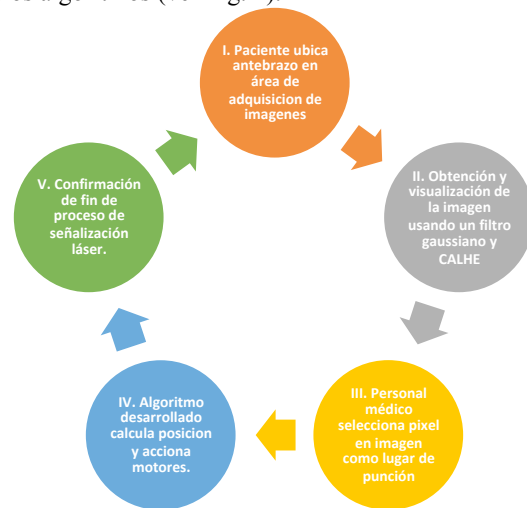


Fig. 2. Procedimiento de visualización e interacción implementado en el prototipo desde la adquisición de imágenes hasta la ubicación de un lugar de punción.

En el paso I de la Fig. 2, la imagen obtenida por la cámara esta en formato RGB (Red, Green, Blue) pero se convierte a escala de grises mediante la fórmula ($Y = 0.299R + 0.587G + 0.114B$) (1):

$$Y = 0.299R + 0.587G + 0.114B \quad (1)$$

Donde Y= luminancia en la escala de grises y R(rojo), G(verde), B(azul) son valores de intensidad de cada componente de la imagen.

En el paso II, la imagen se suaviza para eliminar ruido con un filtro mediante una convolución de cada punto de la imagen con un kernel gaussiano para finalmente sumarlos $x,y = Ae^{-(x-\mu_x)^2/2\sigma_x^2 - (y-\mu_y)^2/2\sigma_y^2}$ (2):

$$G(x,y) = Ae^{\frac{-(x-\mu_x)^2}{2\sigma_x^2} + \frac{-(y-\mu_y)^2}{2\sigma_y^2}} \quad (2)$$

Donde G =pixel en la imagen, μ_x =media y σ_x =desviación estándar (correspondiente a las coordenada x , y de cada pixel en la imagen). Como resultado se obtiene una imagen de contraste tenue que se mejora con el algoritmo denominado *Ecuación del Histograma Adaptado con Límite de Contraste* (CLAHE, por sus siglas en inglés) [7], variante de la Ecuación del Histograma Adaptado (AHE, por sus siglas en inglés) [8]. AHE transforma individualmente cada pixel de la imagen tomando como referencia los valores de un grupo de pixeles alrededor de él por lo que se forma un bloque de pixeles (de 5x5) y se calcula el histograma de cada uno de estos. La diferencia principal con la técnica convencional es que se obtiene un único histograma de la imagen completa. A cada bloque se le aplica un cambio de contraste usando una Función de Distribución Acumulativa (CDF, por sus siglas en inglés) [9]. La desventaja de utilizar AHE es que sobre-amplifica el contraste en algunas regiones y puede causar ruido. Para solucionar este problema se utiliza la variante CLAHE, que permite limitar la amplificación de contraste distribuyéndolo sobre todo el histograma. A este límite de contraste se le denomina *Clip limit* y con base en pruebas previas se configura con valor de 4.0 para evitar que la imagen sea borrosa en valores mayores. Este algoritmo, requiere de alta capacidad de procesamiento computacional, por lo que utiliza una interpolación lineal y reduce el uso excesivo de la CDF, esto permite mejorar la eficiencia sin afectar la calidad del resultado. Las etapas implementadas se ilustran en la Fig. 3.

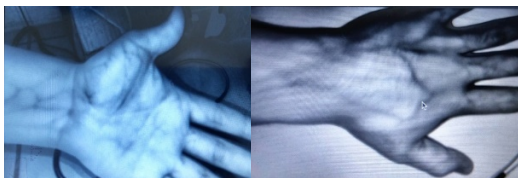


Fig. 3. Imágenes resultantes de la parte anterior y posterior de la mano ya procesadas.

En el paso III, el personal médico selecciona un pixel de la imagen que este visualizando en pantalla (ver ubicación del cursor en la Fig. 4).

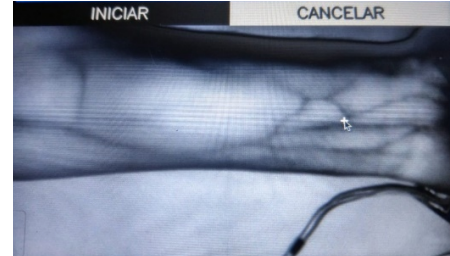


Figura 4: Selección de pixel por parte del usuario.

El paso IV los motores M1 y M2 del mecanismo giran secuencialmente para lograr que el apuntador laser se intersecte con el pixel seleccionado por el usuario. El algoritmo de emparejamiento de estos dos puntos se lleva a cabo con el analisis de la imagen en la pantalla, ya que requiere del calculo de las coordenadas del punto laser y del pixel seleccionado por el usuario. Inicialmente, el sistema enciende el apuntador láser y el algoritmo espera la aparición del punto luminoso en la pantalla para determinar las coordenadas y calcular la distancia que separa ambos puntos. Así, el motor M1 comienza por reducir la distancia sobre el eje x , y posteriormente el motor M2 la distancia sobre el eje y . Los giros de cada motor son antagónicos y, dependiendo de la localización de los puntos sobre los ejes el giro de cada motor se efectúa en sentido horario o anti horario para acercar el punto luminoso al punto seleccionado por el usuario. La secuencia de pasos continua hasta emparejar los puntos y se le indica al usuario que se tiene calculada la ubicación del punto mediante un mensaje de pantalla. El diagrama cinemático del mecanismo de asistencia para la punción se muestra en la Fig. 5.

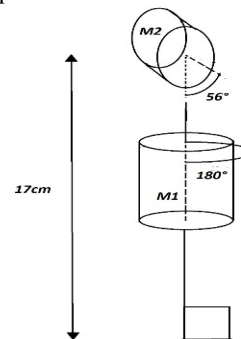


Fig. 5: Diagrama cinemático del mecanismo de asistencia conformado por M1 y M2 indicando los ángulos de libertad.

III. RESULTADOS

El sistema resultante esta fabricado de plástico nylamid en color azul y los soportes para motores se realizaron en nylamid de color naranja, tal y como se muestra en la Fig. 6. El peso aproximado del sistema es de 900 gr.

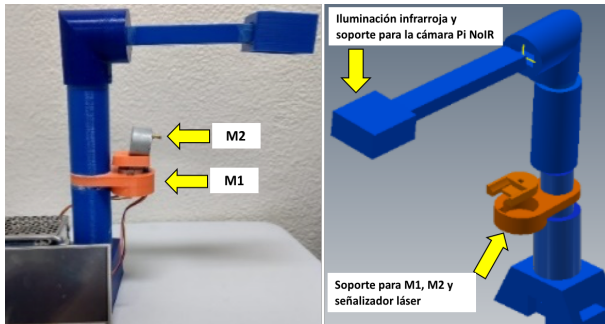


Fig. 6. Sistema en su etapa final y diseño 3D del sistema.

El espacio de trabajo del mecanismo de asistencia para la punción con láser tiene forma cónica para cubrir los movimientos de 56 realizados con M1, con las medidas indicadas en la Fig. 5 y 7.

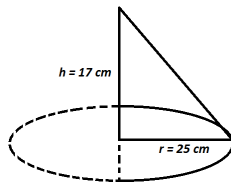


Fig. 7. Representación del área de trabajo del mecanismo para la asistencia de punción donde h =altura y r =radio.

Para calcular el volumen de trabajo se utiliza la siguiente fórmula (3):

$$V = \frac{\pi r^2 h a}{3} \quad (3)$$

Donde h = altura del apuntador láser sobre la base del prototipo, r = radio de alcance de iluminación y, a = porción de la mitad del volumen de un cono o de 0.5. Entonces:

$$V = \frac{\pi * 25\text{cm}^2 * 17\text{cm} * 0.5}{3} \approx 5,564\text{cm}^3$$

El volumen del espacio de trabajo de todo el sistema es rectangular, por lo que se utiliza la fórmula (4).

$$V = A * L * h \quad (4)$$

Donde V =volumen total, A =ancho del volumen de trabajo, L =Largo y h =altura. Por lo que, de acuerdo a las especificaciones del sistema indicados en la Fig. 8a, se calcula que el volumen total del prototipo es:

$$V = 40\text{cm} * 40\text{cm} * 28\text{cm} \approx 44,800\text{cm}^3$$

El mecanismo de asistencia para la punción de venas finaliza cuando el láser coincide con el pixel seleccionado, como se puede ver en la Fig. 8. El tiempo promedio que el prototipo requiere para indicar el punto de inserción de la aguja es de 5 segundos.

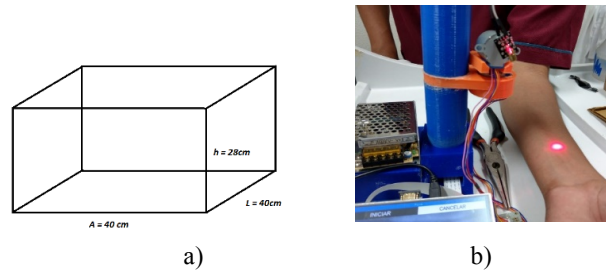


Fig. 8. a) Dimensiones del prototipo implementado. b) Imagen del láser indicando lugar para la punción.

IV. DISCUSIÓN

El prototipo desarrollado cumple con los requerimientos necesarios para la localización de las venas, así como su fácil uso para cualquier persona no familiarizada con el sistema. La ventaja principal del sistema radica en la fácil localización de las venas en los pacientes por lo cual se evitan heridas causadas por más de un piquete, así como presenta un ahorro de tiempo e insumos.

V. CONCLUSIÓN

La estructura del sistema se asemeja a la diseñada en 3D por lo cual es de fácil portabilidad. El peso aproximado de toda la estructura es de 900 gramos. El sistema presentado requiere de varias mejoras en el diseño pero las primeras pruebas realizadas cumplen con el objetivo principal del sistema.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Juan A. Ramos. (2014). Venipuncture-related lateral antebrachial cutaneous nerve injury: what to know?. REVISTA BRASILEIRA DE ANESTESIOLOGIA, 64, 131-133.
- [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. 1-2, 2009.
- [3] S. A. Taheri, "Ultrasonic Vein Detector Implementation for Medical Applications," 2013.
- [4] M.L. Balter, A.I. Chen, T.J. Maguire, M.L. Yarmush; "The System Design and Evaluation of a 7-DOF Image-Guided Venipuncture Robot"; IEEE Transactions on Robotics; 31(4): 1044-1053; 2015.
- [5] A. Chen, K. Nikitczuk, J. Nikitczuk, T. Maguire, M. Yarmush; "Portable robot for autonomous venipuncture using 3D near infrared image guidance"; Technology (Singap World Sci); 1(1): 72-87; 2013.
- [6] S. Pinkerton; "The Pros and Cons of Robotic Surgery"; The Wall Street Journal: The journal reports: healthcare; publicado el 17 de noviembre del 2013; <https://www.wsj.com/articles/the-pros-and-cons-of-robotic-surgery-1384550504> (disponible en internet Julio 2018)
- [7] P. E. Trahanias and A. N. Venetsanopoulos, "Color image enhancement through 3-D histogram equalization," in Proc. 15th IAPR Int. Conf. Pattern Recognition, vol. 1, pp. 545-548, Aug.-Sep. 1992.
- [8] J. Lee, S.R. Pant, H.S. Lee; "An Adaptive Histogram Equalization Based Local Technique for Contrast Preserving Image Enhancement"; International Journal of Fuzzy Logic and Intelligent Systems 2015;15(1):35-44.
- [9] Zwillinger, Daniel; Kokoska, Stephen (2010). CRC Standard Probability and Statistics Tables and Formulae. CRC Press. p. 49.