

Recibido: 19 de septiembre del 2011 Aceptado: 3 de enero del 2012

Publicado en línea: 15 de Junio de 2012

Implementación de un sistema digital para la medición de áreas mediante procesamiento de imágenes utilizando un FPGA

A.Zamudio-Lara¹, G.Ortíz-Ojeda², D.A.Rebolledo-Rios¹, P.A.Márquez-Aguilar¹,
M.Tecpoyotl-Torres¹, J.L.Román-Zubillaga¹

¹Centro de Investigación en Ingeniería y Ciencias Aplicadas (CIICAp), Universidad Autónoma del Estado de Morelos (UAEM), Av. Universidad 1001, Col. Chamilpa, CP 62209, Cuernavaca, Morelos, MEXICO

²Escuela de Ingeniería, Universidad La Salle Pachuca

Pachuca, Hidalgo, MEXICO

azamudio@uaem.mx

Resumen: En este trabajo se reporta el diseño de un sistema de medición de áreas geométricas, el cual sirve como base para la medición del área de heridas crónicas en pacientes, con la finalidad de dar seguimiento a su evolución de manera no invasiva. El sistema se desarrolló en principio en Matlab, y posteriormente se migró una primera parte a un FPGA. Se utilizó el Método de Canny, erosión y dilatación.

Palabras clave: Procesamiento de imágenes, FPGA, Método de Canny, Erosión, Dilatación.

Abstract: In this paper, the design of a measurement system of geometric areas is presented, which serves as the base for the measurements of chronic injuries in patients to following up their evolution under a noninvasive way. At the beginning, the system was developed in Matlab. After, the first part was migrated to FPGA. Canny method, erosion and dilation were used.

Keywords: image processing, FPGA, Canny method, Erosion, Dilation.

1. INTRODUCCION

Durante los últimos 30 años, según Bankman [1], las metodologías implementadas dentro del campo de la medicina en el análisis de imágenes ha mostrado grandes avances en la creación de nuevas técnicas para el procesamiento de imágenes médicas. Las aplicaciones son diversas: el análisis de imágenes de resonancia magnética en cardiología, imágenes de mamografía para el diagnóstico del cáncer de mama en mujeres, el modelado en tres dimensiones de la columna vertebral y del cerebro, la detección de cuerpos extraños en diversos órganos internos, etc., son sólo algunos ejemplos de éstas. La diversidad de dichas aplicaciones ha impulsado la creación de nuevas técnicas para dichos procesos y brindarle a la medicina herramientas de diagnóstico para las diversas enfermedades que se presentan en el cuerpo humano.

Las úlceras sobre la piel son heridas o lesiones, que en condiciones normales, tienden a sanar rápidamente, pero en pacientes con insuficiencia circulatoria, tales como los diabéticos, éstas tardan bastante tiempo en hacerlo, lo cual provoca en el paciente un prolongado sufrimiento, aunado a un considerable gasto [2]. El tratamiento de este tipo de lesiones requiere de ciertas herramientas para supervisar constantemente el estado o condiciones en las que se encuentran. Esto permitiría al supervisor realizar un diagnóstico, conforme a la información obtenida, sobre el progreso

de recuperación o estado de salud del paciente. Existen varios métodos [2-8] que son utilizados en la práctica, donde destacan los no invasivos, ya que éstos no realizan contacto alguno con la herida evitando así el dolor o posibles infecciones. Todos ellos implementan el uso del análisis de imágenes o video digitales.

La necesidad de crear herramientas para el monitoreo del estado de recuperación de heridas y lesiones ha llevado a la medicina a valerse del uso del procesamiento de imágenes y video, ya que dicho procesamiento no realiza contacto alguno con la región de interés. Existen varias tecnologías en el mercado, tales como MAVIS (Measurement Area and Volume Instrument System), Vev MD (VERG Videometer MD) [2, 8] – que realizan esta tarea, pero no todas cuentan con las características necesarias integradas en un solo dispositivo, algunas requieren una inversión muy fuerte para su adquisición, otras toman demasiado tiempo para entregar resultados [8].

El procesamiento digital de imágenes es una herramienta que lleva una marcada ventaja sobre los sentidos de los seres humanos. Es por esto que, en muchos análisis en los cuales se requiere de una precisión y rapidez significativa, son estos sistemas los que resultan ser la opción más pertinente. Las ventajas que este tipo de sistemas brindan, por mencionar algunas, son: Rapidez, precisión, costo, movilidad, automatización.

Una de las ramas donde estos sistemas encuentran aplicación es la medicina. Son varios y diversos los campos o sub-ramas donde el procesamiento digital encuentra refugio y una de ellas es el cuidado de las heridas o enfermedades de la piel. Los recursos que brinda el procesamiento de imagen vienen a cumplir una labor muy importante y además práctica, debido a que éstos son métodos no invasivos, es decir, la herida o la superficie a analizar no se toca, por lo que la región de interés no sufre el riesgo de ser infectada o contaminada por agentes que atenten contra el estado de recuperación de la misma.

Dentro del estado de arte del procesamiento de imágenes podemos encontrar técnicas muy sofisticadas para la segmentación de regiones [3-5, 8-11]. Muchas de éstas se encuentran patentadas o el acceso a dicha información es inaccesible en muchas ocasiones. Pero cabe mencionar que, no sólo lo sofisticado es implementado en la solución o tratamiento de este tipo de problemas, sino que se cuenta con técnicas sencillas que pueden implementarse, aunque no siempre son las más seguras o confiables [6]. El cuidado de heridas o lesiones sobre la piel en su mayoría son análisis de carácter visual. Para obtener resultados más precisos, se requiere un análisis del daño tomando en cuenta diversas características con las que cuenta una herida, como lo podrían ser su pigmentación, las texturas o los colores característicos de las heridas (límites del epitelio, tejido sano, tejido necroso, etc.).

Existen diversos métodos para la medición de heridas:

1. Directa: Utilizando una regla para medir directamente la herida.
2. Calcado: Crear un trazado o copiado de la región sobre un acetato
3. Indirecta: Procesamiento digital de imágenes.

Del primer método podemos decir que es inexacto, poco higiénico y podría lastimar la herida; el segundo es parecido pero más exacto, aun así sigue siendo un peligro para la herida; el tercero es el que más sobresale debido a su precisión, automatización y no invasión del medio. Mientras que los otros métodos son un tanto tardados, el digital los supera en velocidad de procesamiento, precisión, seguridad e higiene.

El análisis de imágenes, en un plano bidimensional, nos permite extraer la información necesaria para diagnosticar el progreso de recuperación de dichas lesiones, tomando en cuenta el incremento o reducción de la magnitud de su área. Es por esto que, valiéndonos de dicho análisis, nos propusimos desarrollar un sistema no invasivo implementando imágenes digitales para el monitoreo de úlceras.

Los alcances de este proyecto contemplan solamente la implementación de un sistema sencillo que permita segmentar objetos de un fondo homogéneo, y con un contraste notable, entre objeto y fondo, para así poder cuantificar el área y brindarle al usuario la información acerca de la evolución.

Este trabajo no pretende tratar con la complejidad que presentan las diversas características en los diferentes tipos de piel, como bien lo podrían ser su pigmentación o textura. Para lo cual, sería necesaria la integración de sistemas inteligentes o de aprendizaje como lo son la lógica difusa, las redes neuronales, contornos activos o adaptivos.

El prototipo desarrollado solo calcula el área de una figura geométrica, por lo tanto, lo único que este sistema brinda al usuario es la magnitud del área en cm^2 . Por el momento, este sistema no contempla el análisis de color y volumen dañado o elaboración de un dispositivo para su comercialización.

Se utilizó una tarjeta de desarrollo de la empresa, ya desaparecida, Celoxica. Este kit RC-200e incluye un FPGA de la familia de Xilinx, Virtex II 2V1000-4, además se cuenta con diferentes dispositivos o periféricos como son: 2 bancos de memoria SRAM de 4MB, entradas/salidas para video, VGA, entradas/salidas de audio, puertos RS-232, PS/2, dos displays de 7 segmentos, dos LEDs azules, dos switches, puertos de expansión, módulo Bluetooth y pantalla plana Touch Screen. Las imágenes capturadas por el FPGA fueron capturadas por una cámara con resolución VGA y el procesamiento fue realizado en tiempo real.

2. DESARROLLO

En la Fig. 1, se presentan los procesos para el cálculo del área de figuras geométricas.

Los bloques del proceso corresponden, en orden de aparición a: La adquisición de la señal de video o imagen, el procesamiento de los datos y la visualización del área obtenida. Se definirán cada uno de los bloques a manera de explicar su uso o implementación en este trabajo.

El diagrama a bloques que se muestra en la Fig. 1 describe el proceso por el cual la imagen digital de la herida debe pasar para poder extraer su área. En el primer proceso se lleva a cabo la adquisición de la imagen o video, en esta etapa se toman en cuenta factores como las condiciones de luz de la escena, el tipo de sensor de captura, la velocidad de obturación, los efectos geométricos o aberraciones del sistema óptico de la cámara, todo esto, para asegurar que la imagen obtenida se encuentre en las condiciones necesarias para su correcto procesamiento. Una vez que la imagen ha sido adquirida, debe pasar por un proceso de acondicionamiento, donde el posible ruido, ya sea provocado por el entorno de la escena o la sensibilidad de los sensores del dispositivo de captura, deberá ser filtrado y contar con el formato adecuado. Entonces, la imagen está preparada para ser procesada para la obtención de los bordes de la herida mediante el uso del método de Canny.

El primer paso en el método de Canny es el filtrado o suavizado de la imagen, este bloque determina que tan sensible va a ser la detección de los bordes. El siguiente paso del método es aplicar un operador de bordes a la imagen suavizada con el uso del filtro de

Gauss. El operador utilizado es el de Sobel, este nos permite encontrar los altos contrastes en la imagen, es decir, los límites o bordes de las regiones en la imagen. Estos bordes detectados generalmente son muy gruesos y se necesita reducir su espesor con un operador morfológico que permita adelgazarlos. A esta operación se llama supresión de no-máximos, donde la información proporcionada por el gradiente calculado con Sobel nos permite discriminar los pixeles que no representen una magnitud máxima con respecto a sus pixeles vecinos. Hasta este punto tenemos una cantidad determinada de bordes, de los cuales, algunos pertenecen a la herida y otros no. Para hacer una selección de cuáles son los bordes que necesitamos, se tiene que crear una regla de discriminación para determinar que bordes son falsos, candidatos a verdaderos o verdaderos. La regla se crea mediante el uso de dos umbrales, inferior y superior respectivamente. Los que están debajo del inferior son considerados falsos, los que están entre el inferior y superior son considerados candidatos a bordes y los que están por encima del superior son considerados verdaderos. La imagen obtenida por la umbralización es binaria. A esta imagen binaria se le conoce como mapa de bordes. Por lo general, los bordes presentan discontinuidades, mientras que lo que se desea es que estos sean continuos y que representen regiones cerradas. Para obtener tal resultado se aplican una serie de operaciones morfológicas de erosión y

dilatación para cerrarlos. Una vez obtenido esto, se procede a llenar de pixeles blancos las regiones cerradas. Para obtener el área de la región simplemente contamos los pixeles y los multiplicamos por el tamaño del pixel en cm^2 . Esta información se despliega en un dispositivo de visualización.

Canny es uno de los métodos más utilizados en diversas investigaciones sobre detección de bordes ([4], [10], [12-14]), cuenta con un mapeo o matriz de bordes aceptable, ya que detecta una gran cantidad de bordes verdaderos, su tasa de error es muy baja y el ancho de los bordes detectados tiene un espesor de un pixel. El método utiliza varias etapas para conseguir su objetivo:

- *Difuminación* o suavizado de la imagen utilizando un filtro Gaussiano.
- *Convolución horizontal y vertical* con algún operador de borde (Sobel).
- *Discriminación de bordes no verdaderos* mediante la implementación de la supresión de no-máximos.
- *Umbralización* con histéresis.

Esto puede ser observado en la Fig 2. una vez concluida la etapa del método de Canny hemos obtenido los bordes de la figura y a continuación se aplicarán una serie de operaciones lógicas llamadas operaciones morfológicas, cuyo objetivo es cerrar el borde o bordes para posteriormente llenarlo(s) o inundarlo(s) y al final descartar las regiones que no son de interés o que representan ruido en la imagen. Algunas de las herramientas son: dilatación, erosión y llenado de bordes cerrados.

La Fig. 3 muestra un proceso morfológico sobre una imagen. Recordemos que la imagen ha pasado por un proceso previo a la morfología, donde se considera que los bordes ya fueron encontrados (Fig. 3b). Mediante el uso de operaciones morfológicas consecutivas se puede llegar a las imágenes mostradas en la Fig. 3c y 3d. Una vez concluida esta etapa la región obtenida puede pasar al siguiente proceso.

Cálculo del tamaño del pixel.

Para determinar el tamaño del pixel se requieren de dos parámetros, uno de ellos es la distancia al objeto y el otro es el tamaño del pixel. La relación que existe entre estos dos parámetros es inversamente proporcional, mientras más cerca se encuentre el objetivo de la cámara, más grande es la cuenta de pixeles y viceversa. Para determinar el tamaño del pixel debemos compararlo con una medida real, por ejemplo, con el área de un círculo de radio unitario, y hacer un simple cálculo, tomando en cuenta esta magnitud y la distancia al objeto. A esta operación también se le conoce como calibración:

$$P_{size} = \frac{A_{cm}}{N_{pix}} (cm^2)$$

donde P_{size} representa el tamaño del pixel, N_{pix} es el área o número de pixeles y A_{cm} es el área en centímetros cuadrados de la muestra conocida.

La distancia al objeto juega un papel muy importante en el cálculo del área, ya que si ésta varía, también, variara el tamaño del pixel. Se intentaron diversos métodos para calcular la distancia. El primero es

dependiente del número de pixeles de la región de interés (ROI), se varía la distancia (conocida) y a continuación se hace un modelo lineal para conocer su pendiente (factor lineal) y ordenada al origen (offset). Este modelo es fácil de implementar pero la variación de mediciones depende mucho de la iluminación del área de trabajo.

Otro método es utilizar un láser apuntador o de baja potencia y luz coherente. Se cuentan el número de pixeles del círculo que se proyecta en el objetivo y se mide la variación en pixeles provocada por las variaciones de la distancia. Este método requiere que el haz de luz sea paralelo al centro de la lente de la cámara y que la distancia entre estos dos ejes sea conocida. Este método es conocido como triángulo y representa la distancia al objetivo.

A. Implementación del cálculo de áreas en figuras geométricas en software

En principio, se desarrolló un software en Matlab para el cálculo de áreas, que a diferencia de la versión para hardware, cuenta con una interfaz gráfica de usuario. En la Fig. 4 se muestra la interfaz de usuario para la adquisición y procesamiento de la imagen de la herida que se ha desarrollado en Matlab. El software requiere que el usuario introduzca algunos parámetros o realice las acciones necesarias para que el sistema le brinde la información deseada. En esta figura se muestra el orden en el que el usuario deberá ingresar los datos y ejecutar procesos y el uso de algunas herramientas auxiliares.

B. Adquisición, procesamiento y visualización con Hardware

Esta etapa se puede segmentar en dos procesos:

1. Detección de bordes utilizando el método Canny:
 - Adquisición de video
 - Conversión a escala de grises
 - Filtrado de ruido
 - Detección de bordes con el método Canny
 - Visualización de resultados
2. Segmentación o aislamiento de la ROI
 - Conteo del número de píxeles dentro de la ROI
 - Cálculo del área en cm^2

Uno de los motivos por los cuales, esta etapa se ha dividido en dos partes, es por las limitaciones que se presentan con la tarjeta de desarrollo. El problema radica en que la tarjeta cuenta con dos memorias SDRAM que comúnmente son utilizadas por los buffers de almacenamiento de video. En este desarrollo se necesitan implementar más de tres bloques de procesamiento que dependen de estos buffers.

3. RESULTADOS

El número de compuertas lógicas utilizadas para la detección de bordes utilizando el método de Canny implementado en hardware fue de 1,175,296. Mientras que para el cálculo del área implementado en Hardware, el número de compuertas lógicas utilizadas fue de 1,533,220.

Se capturaron una serie de imágenes para ser procesadas con ambos sistemas, unas son simples figuras geométricas, de fácil extracción de bordes y áreas (ver figura 5). En estas últimas, se compararon los resultados, de la detección de bordes con el algoritmo Canny y el área obtenida de la ROI, obtenidos por ambos sistemas. La Tabla 1 muestra esta comparación

La Fig. 6 muestra los resultados obtenidos con los dos sistemas, software y hardware, para la misma imagen. Como puede observarse en esta figura, los dos sistemas permiten visualizar los resultados del cómputo del área de la herida expresados en pix^2 y cm^2 . En la Fig. 6a el área fue de 1.035 cm^2 y en la 6b fue de 1.006 cm^2 . Recordemos que las condiciones en las que fueron capturadas estas dos imágenes o video fueron las mismas, a excepción del digitalizador o tarjeta de adquisición de datos, la PC y el FPGA tienen su propia tarjeta de video. Observemos en la Tabla 1 que, los errores de mayor magnitud se presentan en el software y esto nos permite deducir que la calidad de la tarjeta de video influye drásticamente en los resultados obtenidos en ambos sistemas.

4. CONCLUSIONES

Este trabajo tiene como objetivo calcular el área de imágenes geométricas para su posterior utilización en heridas sobre la piel, en especial las úlceras sobre las extremidades inferiores. Los sistemas desarrollados en software y hardware han

presentado resultados favorables, sin embargo son sistemas que requieren de la asistencia y pericia del usuario final.

El sistema desarrollado en software fue el único que integró casi en su totalidad las etapas del procesamiento requerido para la obtención del área, a excepción de no contar con la calibración automática de la imagen y la detección automática o adaptiva de bordes. En general este sistema ha funcionado de una manera aceptable, un error máximo registrado del 12.31% pero con vista a obtener mejores resultados si se aplica un sistema de calibración automática.

Por su parte, el hardware presentó en medición de áreas con un error máximo de 15.38%. La etapa de cálculo del gradiente se comportó según lo esperado. Se espera tener resultados similares al del software cuando se emplee la umbralización con histéresis. Aun así, las aproximaciones presentadas son aceptables.

REFERENCIAS

- [1] Al Bovik. "Handbook of Image and Video Processing", Academic Press Series in Communications, Networking, and Multimedia. 2000.
- [2] Brahma Belem, 2004, Tesis Doctoral, "Non-invasive wound assesment by image analysis".
- [3] Tim D. Jones, Peter Plassmann, "An Active Contour Model for Mesuring the Area of Leg Ulcers". Medical Imaging, IEEE Transactions on. Volume: 19. Issue: 12. Page(s): 1202 – 1210. 2000.
- [4] Mark Duckworth, Nirmal Patel, Aditya Joshi, Shawn Lankton, "A Clinically affordable non-contact wound measurement Device". Disponible en línea: http://www.mobilityrerc.gatech.edu/publications/non_contact_measurement.pdf. Sept. 2012.
- [5] Dimitrios I. Kosmopoulos, Fotini L. Tzevelelou , "Automated Pressure Ulcer Lesion Diagnosis for Telemedicine Systems". Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE. Volume: 26, Issue: 5. Page(s): 18 – 22. 2007.
- [6] Andres Anobile Perez, Adilson Gonzaga, José Marcos Alves, "Segmentation and Analysis of Leg Ulcers Color Images". International Workshop on Medical Imaging and Augmented Reality (MIAR '01). June 10-June 12. ISBN: 0-7695-1113-9. 2001.
- [7] Symon Cotton, Ela Claridge, Per hall, "Noninvasive Skin Imaging". Disponible en línea: http://pdf.aminer.org/000/407/178/noninvasive_skin_imaging.pdf. Sept. 2012.
- [8] Mobility RERC. "Wound Measurement Device". Disponible en línea: <http://www.mobilityrerc.gatech.edu/>. Sept 2012.
- [9] Zhao Zhang, William V. Stoecker, Randy H. Moss, "Border Detection on Digitalized Skin Tumors Images". IEEE Trans Med Imaging. 2000 Nov;19 (11):1128-43.2000.
- [10] Miguel A. Jaramillo, J. Álvaro Fernández, Enrique Martínez de Salazar, "Implementación del Detector de Bordes de Canny sobre redes Neuronales Celulares". Disponible en línea: <http://eii.unex.es/profesores/jalvarof/pdf/canny00.pdf>. Sept. 2012.
- [11] Marina Kolesnik, Ales Fexa, "How Robust is the SVM Wound Segmentation?". Disponible en línea: <http://mitarbeiter.fit.fraunhofer.de/~kolesnik/papers/pdf/norsig2006.pdf>. Sept. 2012.
- [12] Mike Heath, Sudeep Sarkar, Thomas Sanocki , and Kevin Bowyer, "Comparison of Edge Detectors: A Methology and Initial Study". Computer Vision and Image Understanding., Pages 38 – 54. Volume 69, Issue 1. January 1998
- [13] Mohamed Ali, David Clausi, "Using the Canny edge detector for feature extraction and enhancement of remote sensing images". Geoscience and Remote Sensing Symposium, 2001. IGARSS '01. IEEE 2001 International. Page(s): 2298 - 2300 vol.5.
- [14] Slobodan Rivaric, Zeljka Percovic, Nicola Pervetic, "Efficient Edge Detection Method By using Focus of Attention Area". Industrial Electronics, 1999. ISIE '99. Proceedings of the IEEE International

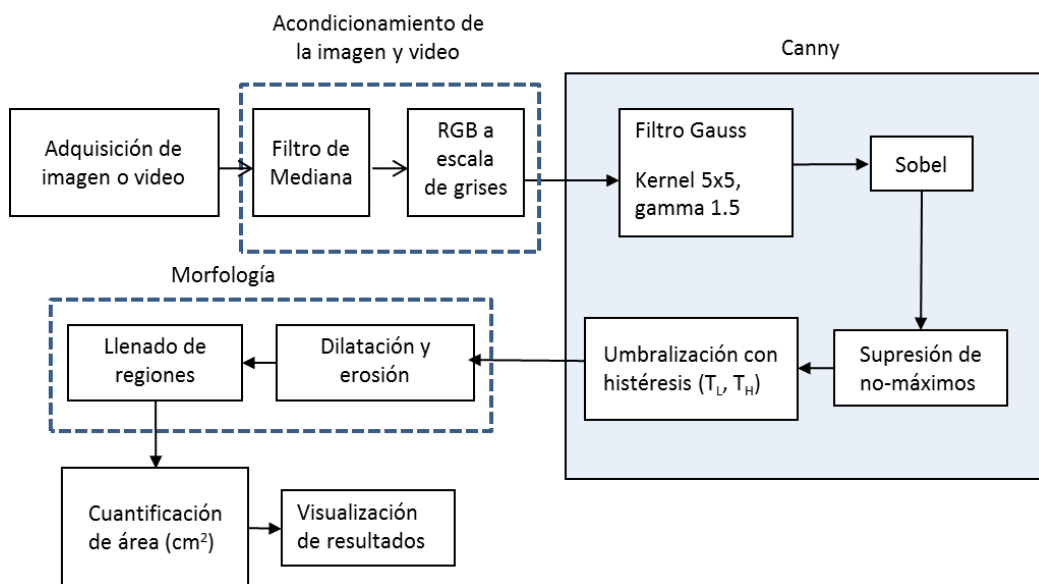


Figura 1. Diagrama a bloques del proceso de cuantificación del área de una herida.

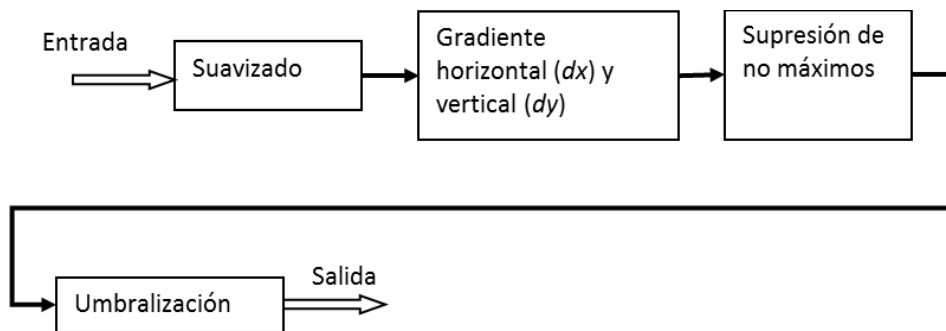
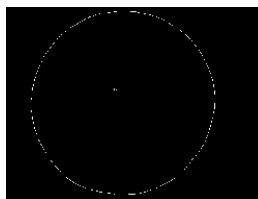


Figura 2. Esquema de la detección de bordes utilizando el método Canny.



(a)



(b)



Figura 3. Proceso morfológico sobre una imagen, a) original, b) bordes detectados, c) dilatación, d) llenado y eliminación de elementos no deseados.

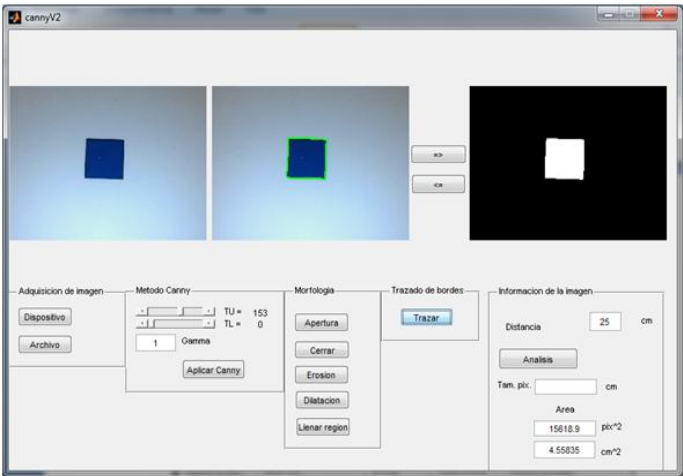


Figura 4. Descripción del sistema desarrollado en matlab

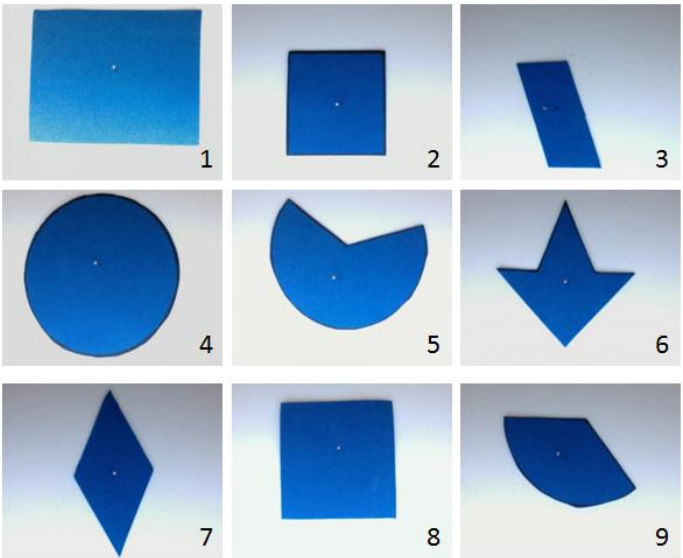
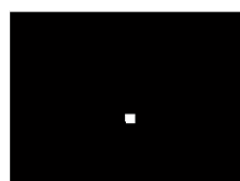


Figura 5. Imágenes de algunas figuras geométricas.

Tabla 1. Comparación entre el área real y las áreas calculadas por los sistemas desarrollados en software y hardware.

Imagen	Area real, cm ²	Area calc. (SW), cm ²	Error SW, %	Area calc. (HW), %	Error HW, %
1	48	47.3377	1.379791667	41.2508	14.06083333
2	25	24.5743	1.7028	23.09	7.64
3	12.5	13.1692	-5.3536	11.5318	7.7456
4	50.26	52.0952	-3.651412654	42.5298	15.38042181
5	32.11	32.9101	-2.491747119	29.5917	7.842728122
6	17.8	18.7949	-5.589325843	16.3846	7.951685393
7	16	16.019	-0.11875	13.8242	13.59875
8	36	31.5681	12.31083333	30.6977	14.72861111
9	18.15	18.1616	-0.063911846	15.9087	12.34876033



Area

1300 pix*2

1.03541 cm*2

(a)



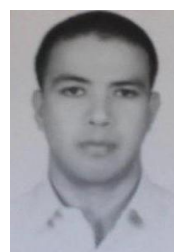
(b)

Figura 6. Cálculo de áreas con los sistemas desarrollados en Matlab (a) y en hardware (b).



Alvaro Zamudio Lara

recibió el grado de Ingeniero Industrial en Electrónica (1994) por parte del Instituto Tecnológico de Veracruz, México. La Maestría y el Doctorado en Ciencias en Electrónica y Óptica las obtuvo por parte del Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica (INAOE), México, en 1996 y 2005, respectivamente. El Dr. Zamudio trabaja desde 1997, en CIICAp, de la UAEM, México, donde es actualmente profesor investigador titular. Sus principales líneas de investigación incluyen FPGAs, Diseño de Sistemas Digitales, Procesamiento



Digital de Señales e Imágenes. Es miembro del Sistema Nacional de Investigadores SNI, desde 2005.

Gilberto Ortiz Ojeda obtuvo la Licenciatura en Ingeniería Mecatrónica y en Sistemas de Control de Procesos, en la Universidad La Salle Cuernavaca. El grado de maestría lo obtuvo en CIICAp en el área de Tecnología Eléctrica en 2008,

Daniel A. Rebolledo Ríos es Ingeniero en Comunicaciones y Electrónica por parte del Instituto Politécnico Nacional. Actualmente,

estudiante de maestría en el CIICAp-UAEM, sus principales ámbitos de investigación conciernen al área de la electrónica digital.



Pedro A. Márquez Aguilar

Estudió la licenciatura en el Colegio de Física de la Facultad de Físico Matemáticas de la

Universidad Autónoma de Puebla. Fue becado por la Universidad Estatal de Moscú y finalizó dichos estudios en: Universidad Estatal de Moscú M.V. Lomonosov (URSS). Realizó la Maestría en Ciencias Físico Matemáticas Especialidad Biofísica, Universidad Estatal de Moscú. Obtuvo el grado de doctor en Óptica en el INAOE y el posdoctorado lo realizó en la Universidad de Bourgogne, (Francia). Es miembro del Sistema Nacional de Investigadores.

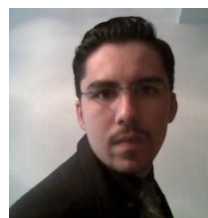


Margarita Tecpoyotl

Torres recibió el grado de Licenciatura en Matemáticas (1991) y se graduó en la licenciatura

en Electrónica (1994) por parte de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla (BUAP), México. La Maestría y el Doctorado en Ciencias en Electrónica las obtuvo por parte del INAOE, México, en 1997

y 1999, respectivamente. La Dra. Tecpoyotl trabaja desde 1999, en CIICAp, de la UAEM, México, donde es actualmente profesor titular. Sus principales líneas de investigación incluyen MEMS, diseño de antenas, y dispositivos de microondas; además, de interesarse por el desarrollo de programas educativos. Es miembro del Sistema Nacional de Investigadores SNI, desde 1999.



José Luis Román Zubillaga

es egresado de Ingeniería en Sistemas Digitales por el Instituto Nacional de

Astrofísica, Óptica y Electrónica (INAOE, 2001-2006); Técnico Superior Universitario en Electrónica y Cómputo, Universidad Autónoma del Estado de Morelos (UAEM, 2001-2003). Profesional Técnico en Electrónica, Centro de Estudios Tecnológicos Industriales y de Servicios (1997-2000).

Ingresó a trabajar en la industria como líder de proyectos de desarrollo e investigación en sistemas de automatización para plantas de emergencia y tableros de distribución. Participó en el diseño y construcción del “sistema de medición, corte y conexión remoto para tableros eléctricos”. Ha impartido asesorías y cursos de capacitación de mantenimiento a plantas de emergencia y

equipo electrónico para el Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS).

Facultad de Ciencias Químicas e Ingeniería de la UAEM.

Actualmente, es técnico académico de laboratorio en CIICAp y profesor de la