

# Segmentación automática de imágenes térmicas de la mama como apoyo a la detección de cáncer

Automatic segmentation of thermal images to support breast cancer diagnosis

**Steve Rodríguez Guerrero**  
steve\_rodriguez@ingenieros.com

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

**Andrés David Restrepo Girón**  
andres.david.restrepo@correounivalle.edu.co

*Escuela de Electricidad y Electrónica,  
Universidad del Valle, Cali, Colombia*

.....  
*Fecha de recepción: Julio 23 de 2014*

*Fecha de aceptación: Septiembre 9 de 2014*

## Palabras clave

Termografía infrarroja;  
segmentación de imágenes;  
análisis geométrico; cáncer de  
mama.

## Keywords

Infrared thermography; image  
segmentation; geometric  
analysis; breast cancer.

Colociencias  
tipo 1

## Resumen

Se presenta una propuesta de segmentación de imágenes termográficas que puede utilizarse como etapa de pre-procesamiento en el análisis asimétrico de cáncer de mama. Esta propuesta de segmentación parte de la detección de zonas con altos gradientes de temperatura, a partir de las cuales se definen regiones geométricas de interés [Región of Interest, ROI]. Las zonas calientes seleccionadas como referencia en el inicio de la identificación del ROI, correspondían a aquellas que se presentaban debajo de cada mama, luego, mediante un seguimiento de contornos en ambos lados del cuerpo, se buscaba definir las coordenadas de los vértices que daban forma a la región de interés. Los resultados muestran un éxito promedio del 67.5% en la segmentación de la región mamaria a partir de 40 termogramas, las cuales fueron captadas en pacientes con sus brazos alzados o sus manos en la cintura durante la captura de las imágenes y a una distancia de 1 m de la cámara.

## Abstract

A proposal for segmenting thermographic images that can be used as a pre-processing step in the asymmetric analysis of breast cancer. This proposed segmentation of detecting areas of high temperature gradients, from which geometric regions of interest [Region of Interest, ROI] are defined. Hot spots selected as a reference at the start of the identification of the ROI corresponded to those presented under each breast, then, using a contour following on both sides of the body, it was sought to define the coordinates of the vertices that shaped the region of interest. The results show an average success of 67.5% in the segmentation of the breast region from 40 thermograms, which were captured in patients with raised arms or hands on hips while capturing images at a distance of 1 m camera.

---

## I. Introducción

En la actualidad y de acuerdo con los últimos resultados arrojados por la Agencia Internacional para la Investigación sobre el Cáncer [IARC, *International Agency for Research on Cancer*] que pertenece a la Organización Mundial de la Salud [World Health Organization, WHO], a 2012, el cáncer de mama representa la segunda causa de morbilidad en todo el mundo y tiene una gran incidencia en las mujeres que están en las etapas de premenopausia y post-menopausia (Ferlay et al., 2005). Uno de los factores que más incide en la aparición de este tipo de enfermedad corresponde al cambio hormonal propio de esta etapa; pero si a esto se agregan otros factores de riesgo que tienen que ver con el estilo de vida de la persona, como: el consumo de bebidas alcohólicas, la obesidad, la poca actividad física e inclusive la abstención a tener hijos, harán que esta enfermedad tenga más posibilidad de presentarse entre los 45 y los 55 años de la mujer. Hoy en día se cuenta con técnicas reconocidas para el análisis de las mamas, a saber: el examen por mamografía, la ecografía, la resonancia magnética de mama, la termografía e inclusive el auto-examen de seno, que tienen como propósito buscar un posible cambio celular o un indicio palpable de cambio físico anormal que permita indicar el desarrollo de cáncer de mama.

Una de las estrategias de prevención más promovida está orientada hacia el control del peso, ya que la obesidad ha sido uno de los factores de riesgo (Danaei et al., 2005), mientras que por el lado de las estrategias de control se destaca la *mamografía de cribado*, la técnica de mayor uso debido a que tiene una efectividad de detección de cáncer en evolución del 70%, alcanzada en su gran mayoría en mujeres mayores a los 50 años de edad (IARC, 2002). No obstante, esta técnica adolece de dos aspectos constantemente debatidos por las comunidades médico-científicas. El primero tiene relación con el tiempo mínimo de evolución del cáncer para su detección, que suele ser a partir de los cinco años de evolución, tiempo en el que ya las células cancerígenas han formado pequeñas micro-calcificaciones detectables; el segundo, con la cantidad de energía irradiada sobre la zona de estudio, como un posible factor desencadenador de cambios en la estructura genética del paciente.

En la actualidad, las técnicas de análisis de mama mediante termografía no se encuentran ampliamente difundidas, sin embargo, se han realizado trabajos que demuestran su capacidad de coadyuvar en la detección del cáncer de seno en sus primeras etapas de evolución. Las mejoras tecnológicas y los nuevos dispositivos en el espectro infrarrojo –con mayores resoluciones y menor costo– han impulsado su utilización en la detección de cáncer. La termografía infrarroja no pretende reemplazar a ninguno de los métodos existentes, sino brindar información adicional y relevante con el fin de aumentar el porcentaje de efectividad en la detección mediante imágenes médicas del cáncer mamario en sus primeras etapas.

La detección temprana del cáncer de mama empleando el análisis termográfico se inicia con la identificación y posterior separación de las ROI del área del cuello, los brazos y la zona abdominal (Scales, Herry, & Frize, 2004; Kapoor & Prasad, 2010; Moghbel, Mahmud, Mashohor, Iqal-Bin-Saripan, 2012; Lipari, Head, Wang, & Elliot, 1997; Head, Wang, Lipari, & Elliot, 2000). En estudios recientes, esta primera etapa se realiza de forma manual y depende fundamentalmente del técnico responsable de la captura, mientras que en otros estudios se propone la automatización de la segmentación utilizando técnicas como buscadores de formas (Hairong, Snyder, Head, & Elliott, 2000; Hairong & Head, 2001) como lo propone la Transformación de Hough y operadores de detección de bordes como el operador de Canny.

Con base en este último propósito, se desarrolló una propuesta que emplea segmentación automática basada en la detección de regiones de altos gradientes de temperatura, en conjunto con un sistema simple de trazado de contornos y la proyección de una forma geométrica para la extracción de los ROI correspondientes. Esta propuesta puede utilizarse como etapa de pre-procesamiento en el análisis asimétrico de cáncer de mama, tal como describen Kapoor, Prasad y Patni (2012); Mencattini, Salmeri, y Casti (2011); Bao-ping y Zeng-qiang (2008); y Herry y Frize (2004).

## **II. Segmentación de imágenes termográficas**

La segmentación en el procesamiento digital de imágenes se refiere a la separación de las áreas u objetos de interés. La técnica de segmentación presentada propone un método que extrae automáticamente las zonas de estudio, basado en gradientes de temperatura y la localización de contornos geométricos en las fronteras de cada mama.

La extracción se basa en la proyección geométrica de un trapecio sobre la zona pectoral. Esta proyección inicia con la conformación propia del trapecio bajo la definición de los cuatro puntos cardinales que determinan la base inferior, la base superior y sus diagonales, tal como se observa en la Figura 2. Una vez determinados los vértices del trapecio se procede a encontrar el punto de intersección entre las diagonales cruzadas, con el fin de determinar su punto medio geométrico, y luego dar paso a la definición de las ROI. En la Figura 1 se describe, con un diagrama de flujo, el algoritmo desarrollado.

### **A. Data set**

El conjunto de imágenes empleado corresponde a 40 imágenes capturadas a un metro de distancia del paciente, con la cámara del sistema médico Teletherm (Thermology, 2014), compuesto por un sensor infrarrojo de MCT [Mercurio, Cadmio y Telurio] que trabaja en el rango de 7.5 a 13  $\mu\text{m}$ . Las imágenes se tomaron en un espacio cerrado con temperatura controlada entre 20 y 25°C, un campo de visión (FOV) de 28x20 grados de vista y una resolución de 280x200 píxeles. Adicionalmente las imágenes se agruparon en dos tipos de captura, un primer grupo caracterizado por imágenes donde la posición de los brazos del paciente se encuentra arriba, tomando con las manos la parte anterior de la cabeza, y un segundo grupo donde los brazos del paciente se encuentran abajo, tomando con las manos la cintura.

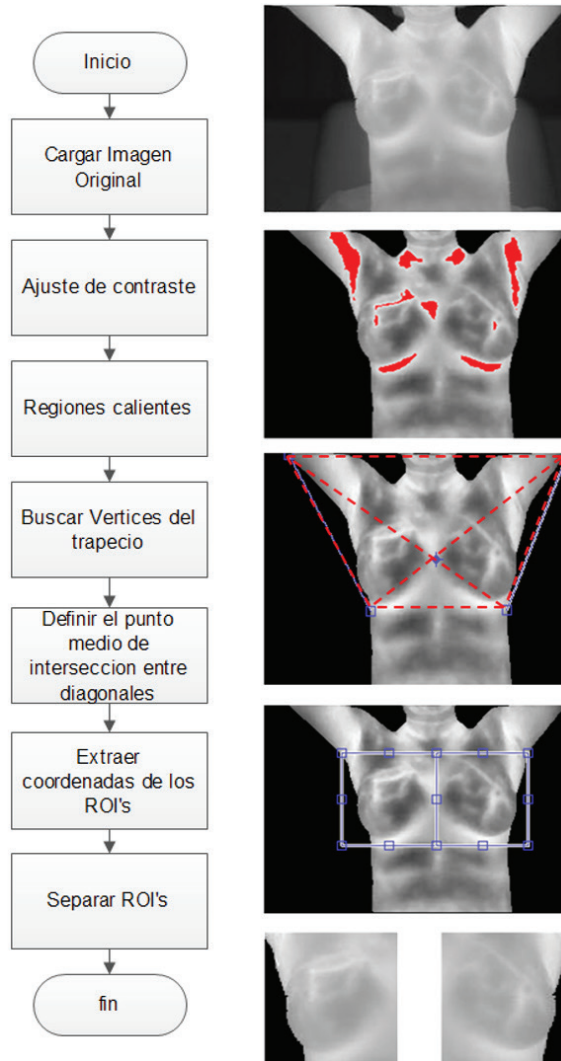


Figura 1. Diagrama de flujo de la segmentación

### **B. Ajuste de contraste y regiones calientes**

En esta etapa se realizó un mejoramiento de la imagen a partir del ajuste de contraste utilizando la ecualización adaptativa de histograma basado en una distribución uniforme, buscando un mayor contraste tanto para las zonas de mayor temperatura como para todo el tronco de la mujer examinada con respecto al fondo de la imagen. Se continúa con la ubicación de regiones contrastantes, partiendo principalmente de la distribución de temperatura registrada en la imagen. Posteriormente, la umbralización mediante el método de Otsu, permitió descartar las temperaturas por debajo de un valor umbral seleccionado a partir del análisis simple de la distribución normal de las temperaturas usando el momento estadístico de orden 4 (kurtosis).

### C. Proyección de la figura geométrica y determinación del centro geométrico.

Para iniciar la segmentación de la imagen se utilizó la proyección de un trapecio como forma geométrica básica, gracias a su similitud con la región que va desde los hombros hasta el abdomen. El trapecio se construye a partir de los vértices que identifican sus esquinas, puntos A, B, C y D de la Figura 2, donde los puntos A y B, corresponden con aquéllos más bajos de las regiones de mayor temperatura encontradas en cada mama. A partir de estos puntos se ejecuta un algoritmo de seguimiento de contornos que usa como criterio la vecindad-8 con orientación norte, para recorrer el perímetro del tronco de la mujer, hasta encontrar los puntos más altos, los cuales corresponderán a los vértices del segmento superior del trapecio (puntos C y D). La proyección de esta figura sobre los cuatro puntos encontrados da paso a la búsqueda del centro geométrico de la imagen de interés, basado en la intersección en el punto E de las diagonales que conectan los vértices opuestos (segmentos DB y AC), tal como se muestra en la Figura 2.

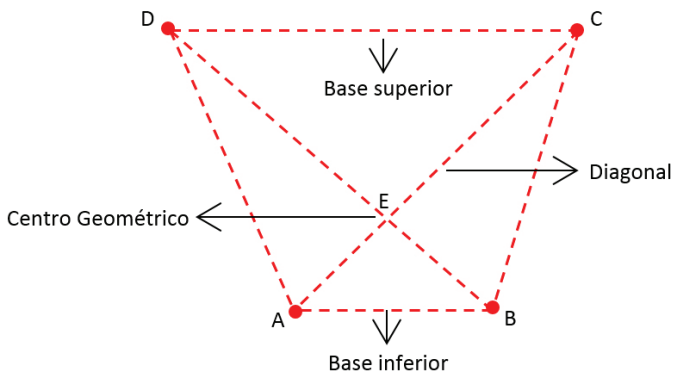


Figura 2. Trapecio proyectado con sus diagonales intersectadas en un punto central

### D. Definición de coordenadas de las ROI y segmentación de la imagen

La definición de las coordenadas de las ROI inicia tomando al centro geométrico del trapecio como referencia para medir perpendicularmente la distancia desde él, hasta la base inferior, para luego proyectar esta misma distancia hacia arriba, partiendo desde el mismo punto E y finalizando en el punto F o punto máximo de alineación. Una vez identificado este último, se proyecta una línea recta perpendicular al segmento EF, como se muestra en la Figura 3, que se intersectará en los puntos G y H con los lados del trapecio base original. Finalmente, proyectando hacia abajo una recta desde el punto G y otra desde el punto H, ambas perpendiculares al segmento GH, hasta intersectarse en los puntos G' y H' con la extensión de la base inferior del trapecio, segmento AB, se obtienen las ROI requeridas: el seno izquierdo estaría contenido en el rectángulo GFFG' mientras el seno derecho lo estaría en el rectángulo HFF'H', de acuerdo con la Figura 4.

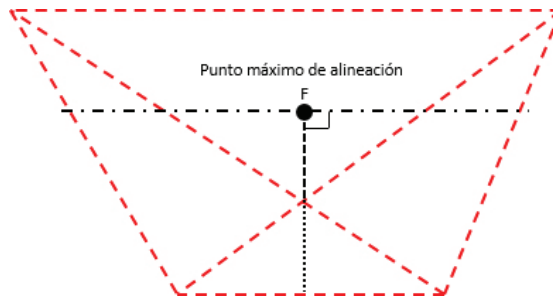


Figura 3. Punto maximo alineado con el centro geométrico para la definición de las ROI

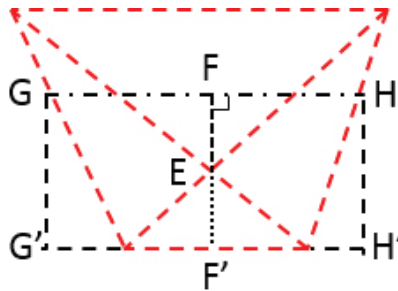


Figura 4. Puntos de definición de las ROI

### III. Resultados

El procedimiento propuesto se aplicó a un conjunto de 40 imágenes térmicas que se clasificaron en dos grupos, de acuerdo con las características de la posición del paciente. El primer grupo correspondió a las imágenes donde el paciente tenía las manos alrededor de la cintura, mientras que el segundo grupo se caracterizó por pacientes que conservaron sus brazos alzados. Un ejemplo de cada uno de los grupos se observa en la Figura 5.

Para establecer la calidad de la segmentación se determinó un criterio sustentado bajo las siguientes consideraciones heurísticas:

- » la segmentación es buena siempre y cuando ambas ROI cubran el 100% de la

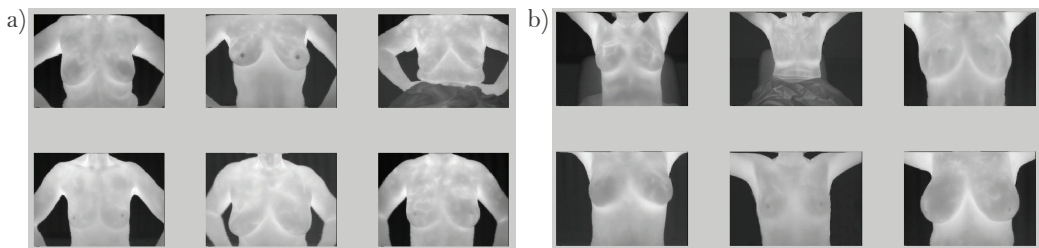


Figura 5. Ejemplo de grupos de imágenes: a) grupo de pacientes con las manos en la cintura, b) grupo de pacientes con los brazos arriba

región mamaria, que va desde la curvatura de la axila hasta el contorno inferior de la mama;

- » la segmentación es mala siempre y cuando ambas ROI excluyan alguna porción de la región mamaria.

Con base en este criterio, la Tabla 1 resume los resultados obtenidos al ejecutar el algoritmo de segmentación propuesto a las imágenes de prueba.

Aunque se nota que el porcentaje de acierto es mayor en los casos en los que la paciente tenía los brazos arriba, se observa que la mala segmentación tiene un porcentaje significativo debido a ciertas particularidades de las imágenes; por ejemplo, cuando el tamaño de la mama sobresale de los lados del trapecio proyectado o cuando se evidencia una mala captura de las imágenes por parte del técnico encargado. En la Figura 6 se pueden observar algunos resultados de la aplicación del método propuesto: en los segmentos a, b y c de la Figura se aprecia una buena segmentación, aunque no tan selectiva, en el sentido de que dentro de la ROI final se alcanzan a incluir áreas que no hacen parte de la zona mamaria; por ejemplo, parte del brazo o del cuello, y también partes del fondo de la imagen. Por su parte, la sección d de la Figura 6 evidencia una mala segmentación, ya que una porción (aunque pequeña) de cada mama queda por fuera de la ROI final.

Tabla 1. Resultados de aplicación de la propuesta

Imagen	Cantidad	Buena Segmentación		Mala Segmentación		% Promedio	
		Cantidad	%	Cantidad	%	Buena	Mala
Grupo 1	20	15	75	5	25	67.5%	32.5%
Grupo 2	20	12	60	8	40		

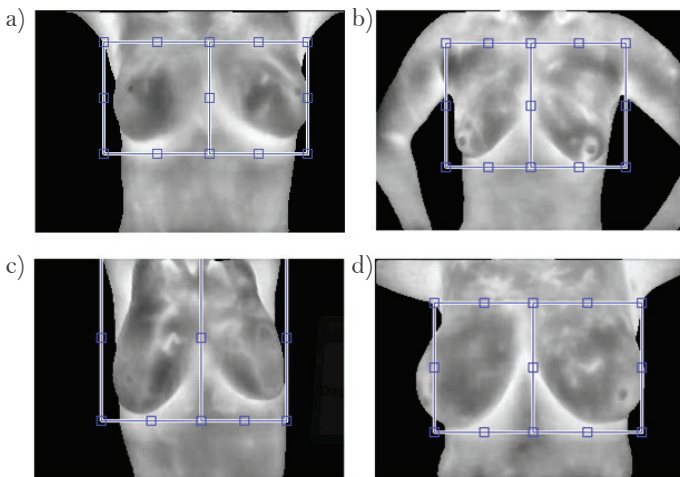


Figura 6. Algunos ejemplos de segmentación en imágenes termográficas bien (a, b y c) y mal segmentadas (d)

## Conclusiones

---

Se ha desarrollado un algoritmo de segmentación de imágenes térmicas de las mamas basado en la detección de regiones con gradientes altos de temperatura y el análisis geométrico a partir de puntos característicos, con el fin de definir de manera automática una región de interés para cada seno que permita, en una etapa posterior, la caracterización adecuada de las zonas mamarias. Tomando como criterio el hecho de que en una segmentación correcta el 100% de cada seno debe quedar contenido en su correspondiente ROI, el procedimiento propuesto arroja un porcentaje de éxito de hasta 75% para los casos en los que las pacientes dejaron sus brazos en alto, y de un 60% para cuando las pacientes apoyaron sus manos en la cintura.

La técnica propuesta, gracias a su sencillez, puede contribuir a la reducción en los tiempos de procesamiento de otras técnicas de segmentación en las que se utilicen estrategias más sofisticadas, ya que puede usarse para confinar un procesamiento más selectivo al espacio más reducido de la ROI que define este método.

De otra parte, se evidencia que la carencia de un protocolo de captura constituye una importante fuente de error, al incrementar la variabilidad de las imágenes captadas. De allí que dicho protocolo debería garantizar unas condiciones específicas desde el punto de vista del paciente, del técnico de captura y del equipo de adquisición, redundando en un posible aumento en el éxito de la segmentación. Por ejemplo, teniendo en cuenta la segmentación resultante, es claro que, para el caso del algoritmo presentado, el protocolo de captura debería considerar que la paciente conserve los brazos arriba durante el examen o, en caso contrario, suficientemente alejados del tronco. ☒

## Referencias bibliográficas

---

- Bao-ping, Ch. & Zeng-qiang, MA. (2008). Automated image segmentation and asymmetry analysis for breast using infrared images. Structural health monitoring and control. En *International Workshop on Education Technology and Training 2008*. Los Alamitos, CA: IEEE Computer Society
- Danaei G et al. (2005). Causes of cancer in the world: comparative risk assessment of nine behavioural and environmental risk factors. *Lancet*, 366, 1784–93.
- Ferlay. J., Soerjomataram, I., Ervik, M., Dikshit, R., Eser, S., Mathers, C., Rebelo, M., Parkin, DM., Forman, D., Bray, F. (2013). Cancer incidence and mortality worldwide [IARC Cancer base, No. 11]. Lyon, France: IARC
- Hairong Qi, & Head, JF. (2001). Asymmetry analysis using automatic segmentation and classification for breast cancer detection in thermograms, in Proceedings of the 23rd Annual International Conference



- of the IEEE [Vol.3]. doi: 10.1109/IEMBS.2001.1017386. (pp. 2866-2869). Piscataway, NJ: IEEE
- Hairong Qi., Snyder, WE., Head, JF, Elliott, RL. (2000). Detecting breast cancer from infrared images by asymmetry analysis. In Proceedings of the 22nd Annual EMBS International Conference, Chicago IL, 2000 (pp. 1227-1228). Piscataway, NJ: IEEE.
- Head, J., Wang, F., Lipari, C., & Elliot, R. (2000). The important role of infrared imaging in breast cancer. *IEEE Engineering in Medicine & Biology Society Journal*, 19(3), 52-57
- Herry, C. & Frize, M. (2004). Quantitative assessment of pain-related thermal dysfunction through clinical digital infrared thermal imaging. *BioMedical Engineering Online*, 3(19), doi:10.1186/1475-925X-3-19
- IARC (2002). Breast cancer screening, IARC handbooks for cancer prevention, volume 7, Lyon, International Agency for Research on Cancer, IARC
- Kapoor, P, Prasad, S., Patni, S. (2012). Image segmentation and asymmetry analysis of breast thermograms for tumor detection. *International Journal of Computer Applications*, 50 (9), 40-45
- Kapoor, P. & Prasad. S. (2010). Image processing for early diagnosis of breast cancer using infrared images. *Computer and Automation Engineering (ICCAE)*, 2010 The 2nd International Conference on [Volume:3], (pp.564-566). Piscataway, NJ: IEEE
- Lipari, C., Head, J., Wang, F., and Elliot, R. (1997). Image analysis of digitized infrared images of the breasts from a first generation infrared imaging system. In Engineering in Medicine and Biology Society, 1997. In *Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE*, (pp. 681-684). Piscataway, NJ: IEEE
- Mencattini, A., Salmeri, M., & Casti, P. (2011). Bilateral asymmetry identification for the early detection of breast cancer. In 2011 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA 2011) Proceedings (pp.613-618). Piscataway, NJ: IEEE
- Moghbel, M., Mahmud, HR., Mashohor, S., Iqbal-Bin-Saripan, M. (2012). Random walkers based segmentation method for breast thermography. *Biomedical Engineering and Sciences (IECBES), 2012 IEEE EMBS Conference on* (pp.627-630). Piscataway, NJ: IEEE
- Scales, N., Herry, C., & Frize, M. (2004). Automated image segmentation for breast analysis using infrared images. *IEEE Engineering in Medicine & Biology Society Journal*, 3, 1737-1740
- Thermology (2014). Teletherm TIGER-4 Infrared Thermal Imagers [online]. Retrieved from [www.thermology.com/teletherm\\_infrared\\_cameras/](http://www.thermology.com/teletherm_infrared_cameras/)

## ***Curriculum vitae***

### **Andres David Restrepo Girón**

Ingeniero Electrónico (1999), Magíster en Automática (2005) y Doctor en Ingeniería (2014) de la Universidad del Valle (Cali-Colombia), asociado al grupo de investigación en Percepción y Sistemas Inteligentes [PSI]. Profesor de tiempo completo del Programa de Ingeniería Electrónica de la Universidad del Valle. Sus áreas de interés son la instrumentación electrónica, los sistemas digitales microcontrolados 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 por la *Universite D'evry Val D'essonne* (Francia, 1999). Es profesor titular y Director de la Escuela de Ingeniería Eléctrica y Electrónica de la Universidad del Valle, donde además es Co-Director del grupo de investigación en Percepción y Sistemas Inteligentes [PSI]). Sus áreas de interés son: procesamiento de señales e imágenes, visión artificial, robótica, inteligencia computacional, instrumentación inteligente y reconocimiento de patrones.

### **Steve Rodríguez Guerrero**

Estudiante de la Maestría en Ingeniería con énfasis en Electrónica de la Universidad del Valle e Ingeniero Electrónico de la Universidad Santiago de Cali (2008). Docente de la Fundación Universitaria Católica, vinculado a los grupos de investigación en Telemedicina e Ingeniería Biomédica [Telebio] de la Universidad Santiago de Cali, y Percepción y Sistemas Inteligentes [PSI] de la Universidad del Valle. Sus áreas de interés son: telesalud, telemedicina, procesamiento de imágenes biomédicas y visión artificial.