

Detección temprana del cáncer de mama mediante la termografía en Ecuador

María G. Pérez¹, Aura Conci², Aida Aguilar³, Ángel Sánchez⁴, Víctor H. Andaluz¹

¹ Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial, Universidad Técnica de Ambato, Ambato, Ecuador.

² Universidade Federal Fluminense (UFF), CEP 24210-240, Niterói, RJ, Brazil.

³ Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad Técnica de Ambato, Ambato, Ecuador.

⁴ Departamento de Ciencias de la Computación, Universidad Rey Juan Carlos, 28933 Móstoles, Spain.

Autores para correspondencia: {mg.perez, vhandaluz}@uta.edu.ec, aconci@ic.uff.br, afabiaguilar@yahoo.com, angel.sanchez@urjc.es

Fecha de recepción: 21 de septiembre 2014 - Fecha de aceptación: 17 de octubre 2014

RESUMEN

En los últimos reportes de Quito-Ecuador ocupa el primer lugar en diagnósticos de cáncer en las mujeres. Las campañas de concienciación y las investigaciones han permitido mejorar el diagnóstico y su tratamiento, pero en países de recursos bajos y medios aun es un problema sin resolver, debido a varios factores: diagnóstico en fases avanzadas y recursos insuficientes que ayuden en su pronta detección. Se conoce que en Ecuador por ejemplo, cerca de cuatro de cada diez mujeres diagnosticadas de cáncer de mama lo son en estadios avanzados (III y IV) cuyo tratamiento es costoso y complejo. Actualmente, según la OMS el reto para todos los países es detectar tempranamente la enfermedad. Por tanto, se debe abordar nuevos retos, tales como la búsqueda de nuevas herramientas y tecnologías costo efectivas que ofrezcan ventajas al actual método, que está basado en mamografías y auto examen. El uso de nuevas tecnologías permitirá identificar la enfermedad en estadios tempranos, lo que dará lugar a que la sobrevivida libre de enfermedad aumente, los costos de la atención disminuyan y el pronóstico vital sea mayor. Este trabajo propone incorporar el uso de la termografía como complementaria al diagnóstico precoz de bajo coste y no invasiva.

Palabras clave: Procesamiento de imágenes, termografía, radiación, metabolismo, tamizaje, detección precoz, segmentación de imágenes, análisis de textura, extracción de características, Región de Interés-ROI.

ABSTRACT

Breast cancer is one of the most common cancer types among women in Quito, Ecuador. Although, awareness campaigns and researches have led to improved diagnosis and treatment, in less developed countries it still is an unresolved problem due to the diagnosis only in advanced stages and the lack of resources enabling early detection. In Ecuador, for example, about four out of ten women diagnosed with breast cancer are in advanced stages (III and IV), whose treatment is costly and complex. The World Health Organization (WHO) states that screening programs are the more efficient way to combat this disease. Therefore it is fundamental to address new researches on early detection that are cost-effective and present advantages over the current method (based on the self-examination and mammography). The identification of such disease in early stage increases the prognosis and the survival rate. This article proposes a technique to incorporate low-cost, non-invasive early diagnosis based on the use of thermal.

Keywords: Image processing, thermography, radiation, metabolism, screening, image segmentation, texture analysis, texture features, Region of Interest-ROI.

1. INTRODUCCIÓN

El cáncer de mama es una de las principales causas de mortalidad femenina en los países desarrollados. Al mismo tiempo, se trata de una enfermedad cuyo diagnóstico precoz podría resultar relativamente sencillo. Aunque se puede lograr cierta reducción del riesgo mediante medidas de prevención, esas estrategias no pueden eliminar la mayoría de los cánceres de mama que se registran en los países de ingresos bajos y medios. Las estrategias de detección precoz recomendadas para estos países son el tamizaje mediante mamografía y la autoexploración, sin embargo el primero es muy costoso y se recomienda para los países que cuentan con una buena infraestructura sanitaria y pueden asumir costes de programas a largo plazo. Así, la detección precoz con vistas a mejorar el pronóstico y la supervivencia del cáncer de mama sigue siendo la piedra angular del control de este tipo de cáncer (Anderson *et al.*, 2005).

Diferentes estudios han demostrado que la detección del cáncer en su estado inicial es de gran importancia para aumentar la tasa de supervivencia en las pacientes afectadas. El diagnóstico médico basado en diferentes tipos de imágenes (rayos X, ultrasonidos y resonancia magnética, principalmente) se ha convertido en una herramienta de gran importancia para la detección precoz de estas patologías.

En Ecuador el cáncer de mama representa desde hace algunos años, un problema de Salud Pública importante, con el agravante de que muchas personas no cuentan con recursos necesarios para recibir atención temprana y cuando lo hacen es demasiado tarde; muchas veces acuden en estado grave y es ahí cuando con los respectivos análisis, se descubre que la enfermedad de cáncer está en una etapa avanzada. Cada año se presentan 1.500 nuevos casos. Según el Ministerio de Salud y los registros hospitalarios de tumores de los hospitales de SOLCA, en Quito ocupa el primer lugar después del cáncer de cuello uterino, en cuanto a la incidencia de la patología tumoral maligna en la mujer ecuatoriana (Cáncer de mama, Noticias Hoy Ecuador). Este representa una tasa del 35,6% por cada 100.000 habitantes, y para las ciudades de Guayaquil y Cuenca el 26,4 y 31,4%, respectivamente.

Por ello, el presente trabajo, también se enmarca en este contexto y propone el uso de imágenes térmicas para poder extraer automáticamente ciertos descriptores que son relevantes para reconocer ciertas patologías mamarias en sus etapas iniciales. Se pretende desarrollar una técnica complementaria de bajo coste para el análisis mastológico, que permita auxiliar al médico en la detección precoz de ciertas enfermedades de la mama que podrían ser detectadas a través del análisis de la temperatura corporal.

Este artículo, además del presente apartado, se ha estructurado en las secciones. La Sección 2, presenta los fundamentos y la motivación, en la cual se hace una revisión de los trabajos más reciente sobre el uso de la termografía en la detección del cáncer de mama, los tipos de cáncer de mama y, los protocolos de adquisición. En la Sección 3 se describen las técnicas de preprocesamiento, la segmentación y los métodos de la extracción de la ROI. Las técnicas de extracción de las características se presentan en la Sección 4; y el resumen y perspectivas se detallan en la Sección 5. En la Sección 6 se presentan los resultados esperados del presente trabajo. Finalmente, en las siguientes secciones se presentan los agradecimientos y las referencias bibliográficas consultadas.

2. FUNDAMENTOS Y MOTIVACION

2.1. La termografía médica

La mamografía es la técnica de referencia y la más utilizada en la actualidad para este diagnóstico, pero no es considerada una técnica de diagnóstico precoz. La termografía tiene un gran potencial para detectar temprano cáncer de pecho (Griffin, 2010; Ng *et al.*, 2005; Kapoor & Prasad, 2010). Según Keyserlink *et al.* (2000) esto puede ocurrir diez años antes que otras técnicas. Por otra parte, tiene un gran potencial para diferenciar lesiones benignas de las malignas (Keyserlink *et al.*, 2000) e indicación pronóstica (Koay *et al.*, 2004; Wang *et al.*, 2010; Ng & Sudarshan, 2004). Qi & Diakides, en Bezerra *et al.* (2013), han demostrado que si el tumor se detecta en tamaño menor de 10 mm, el paciente tiene una probabilidad del 85% de curación, en contraste con una probabilidad del 10% si el cáncer se detecta

tarde. Esta pronta detección es, en parte, la responsable de la reducción de los índices de mortalidad por esta causa. Aunque, la detección y diagnóstico mediante pruebas médicas anuales (principalmente, mamografías) sigue siendo una práctica común en muchos países como es el caso de los Estados Unidos, en la mayoría de demás países estas pruebas se realizan con una periodicidad menor.

La termografía es una de las más recientes alternativas. Es especialmente indicada para identificar posibles lesiones que después son estudiadas para lograr la detección precoz de anomalías de la mama. La termografía (estudio térmico por imágenes) es una forma de medir y representar gráficamente el calor sobre la superficie del seno mediante una cámara sensible al calor. En esencia, el principio de esta técnica se fundamenta en que los seres vivos mamíferos emiten una alta cantidad de radiación infrarroja debido a su propio calor corporal. Ésta se produce por el movimiento de los átomos del cuerpo, dependiendo de la temperatura. En el caso de los humanos la radiación emitida es, en su mayoría, de una longitud de onda de aproximadamente 10.000 nanómetros. Un gran número de enfermedades producen un aumento de la temperatura corporal en los seres humanos, pudiéndose usar dicho incremento térmico para detectar y diagnosticar enfermedades. Mediante el uso de cámaras térmicas es posible obtener imágenes bidimensionales (mapas térmicos) en las que se puede ver representado el calor irradiado (energía infrarroja) por las diferentes partes del cuerpo y, por tanto, su temperatura. Son capaces de detectar radiación en el espectro electromagnético entre 900 y 14.000 nanómetros de longitud de onda y producen imágenes de esta radiación. Para interpretar el mapa térmico que se genera mediante esta técnica, las áreas rojas de la imagen son las de mayor temperatura, seguidas por las amarillas, las verdes y finalmente las azules, que son las de menor temperatura. Un ejemplo de imagen térmica de mama, se muestra en la Fig. 1, en ella se puede observar el mapa de temperaturas tanto en un termograma sano: a) como de uno patológico; b), así como su correspondiente mapa de temperatura. Para la adquisición de estas imágenes se recomiendan determinados protocolos, por ejemplo, que la habitación en la cual se realice el examen tenga un tamaño adecuado para mantener la temperatura homogénea, con temperatura constante y aislada, para evitar que haya otras fuentes de radiación infrarroja tales como ventanas o sistemas de calefacción, corrientes de aire, etc. Además, la temperatura ambiente debe ser tal que la del paciente no se vea afectada por este factor, y no debe haber humedad para que esta no se acumule sobre la piel (Sánchez & Velásquez, 2013).

La principal ventaja de la termografía es que se puede detectar el cáncer de mama en fases iniciales y mucho antes que con una mamografía (Borchardt *et al.*, 2013; Kennedy *et al.*, 2009). Además, la mamografía común hace que las células sufran aún más mutaciones por la radiación utilizada para este examen, la presión mecánica aplicada contribuye a que se esparzan las células malignas y por otra parte, las mamografías se ven afectadas por tratamientos hormonales y por el tamaño de los senos (Sánchez & Velásquez, 2013). La termografía no requiere ningún tipo de radiación, compresión, contacto o inyecciones intravenosas, por lo que la hace una técnica 100% no invasiva. Mientras que la mamografía busca encontrar el tumor ya formado, las IDI detectan cambios metabólicos causados aun antes de la aparición del tumor, por lo que es un método de detección precanceroso (Sánchez & Velásquez, 2013; Borchardt *et al.*, 2013).

Una imagen por infrarrojos anormal representa el mayor factor de riesgo conocido para el desarrollo futuro de un cáncer de mama, 10 veces más significativo que cualquier historial familiar de la enfermedad. El diagnóstico por imágenes infrarrojas tiene un índice de sensibilidad general del 90% (Kontos *et al.*, 2011). Sin embargo, un inconveniente es que el diagnóstico por imágenes infrarrojas también presenta un índice general de falsos positivos cercano al 10%. Debido a la capacidad de las IDI para detectar las señales precoces de un cáncer de mama, se necesitan más estudios para hacer un seguimiento de los pacientes durante un tiempo prolongado. Los exámenes producen un índice general de falsos negativos del 10% (Kontos *et al.*, 2011). Una limitación es que las imágenes infrarrojas no suponen un procedimiento de diagnóstico por imágenes anatómicas, y por ello no puede determinar la ubicación exacta de un tumor.

Se propone que la termografía se incorpore al algoritmo de detección y diagnóstico de cáncer mamario, de manera que al tener imágenes alteradas o sospechosas se les estudie junto con la mamografía y según los resultados se continúe con las pruebas correspondientes que aseguren detección precoz y mayor supervivencia después del tratamiento.

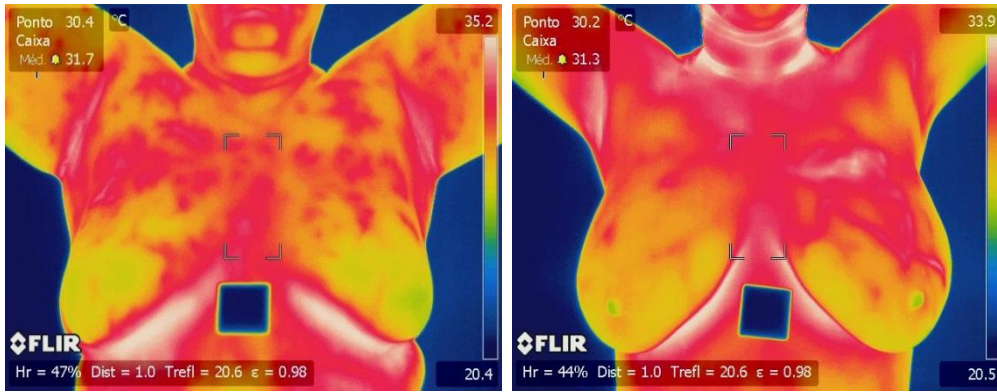


Figura 1. Ejemplo de una imagen térmica (PROENG, 2012) a) normal y b) anormal.

La utilización de imágenes térmicas infrarrojas para detectar el cáncer de mama está basada en el principio de que la actividad metabólica y la circulación vascular en las áreas precancerosas o las áreas del cuerpo que rodean un área en la cual se está desarrollando un tumor es mayor que la del tejido normal, ya que al necesitar más nutrientes, los tumores generan dilatación de los vasos y la aparición de otros nuevos. Es ahí donde la termografía juega un papel importante.

2.1. Tipos de cáncer de mama

El cáncer de mama es de dos tipos: el carcinoma ductal (presente en los conductos transportadores de la leche de la mama al pezón) y el carcinoma lobulillar, presente en los lobulillos que producen la leche (Fig. 2). Es poco probable que aparezca en otras regiones de la mama (Cáncer de mama, MedlinePlus). El cáncer de mama puede presentarse tanto en el hombre como en la mujer.

En el hombre puede aparecer en cualquier edad, pero generalmente se detecta entre los 60 y 70 años de edad. Aunque, representa menos del 1% de todos los casos, no deja de ser importante. El tipo de cáncer de mama para el hombre es el Carcinoma ductal infiltrante (CDI): cáncer que se disemina más allá de las células que revisten los conductos de la mama (Instituto Nacional del Cáncer, EE.UU.).

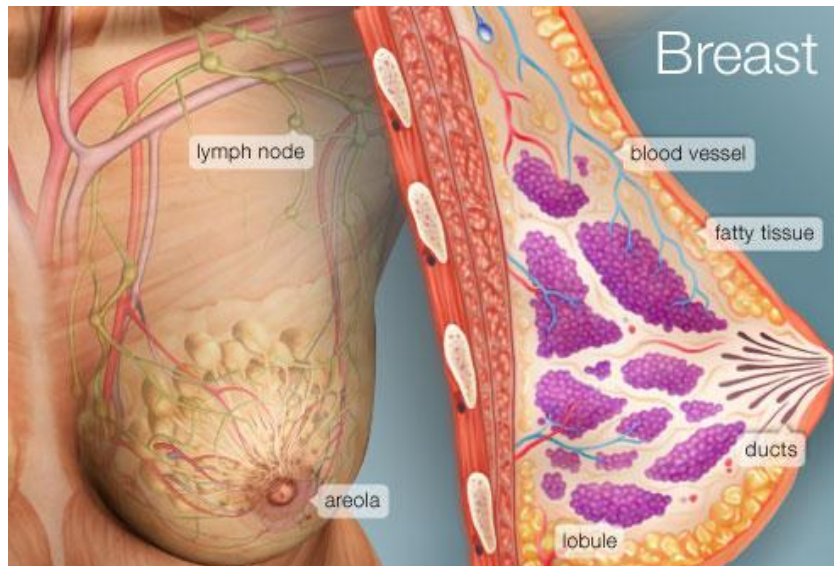


Figura 2. Estructura anatómica de la mama femenina (Women's Health).

2.2. Protocolos de adquisición en termografía médica

Puesto que los termogramas son sensibles a los cambios de temperatura ambiental, a la humedad y a las corrientes de aire, es necesario adquirir las imágenes bajo ciertos protocolos. Para medir la temperatura con precisión, es necesario compensar los efectos de diversas fuentes de radiación

distintas. Este proceso lo realiza automáticamente la cámara, pero es necesario proporcionar a la cámara los parámetros del cuerpo, tales como la emisividad, la temperatura aparente reflejada, la humedad relativa y la temperatura de la atmosfera (Thermography Guidelines (TG), Standards and Protocols in Clinical Thermographic Imaging, Manual del Usuario, FLIR Reporter, 2009).

Por ello, este es un punto importante a considerar en la adquisición de los termogramas. Sin embargo, en la literatura existe un gran número de trabajos que pone de manifiesto la falta de consistencia en la comunidad científica en varios de los protocolos.

Así, la adquisición de la imagen térmica se puede categorizar con respecto al comportamiento del cuerpo bajo la transferencia de calor como estático o dinámico, y también clasificados de acuerdo a la repetición de la captura como única, secuencial o acompañado. En la adquisición estática, el paciente está en equilibrio térmico con el medio ambiente. La adquisición dinámica se aplica en el seguimiento de la recuperación de la temperatura de la piel después de un estrés térmico (por ejemplo, de refrigeración o de calefacción) o estrés químico (por ejemplo, vasodilatación o vasoconstricción). En una sola adquisición, las imágenes de la paciente son capturados en un instante de tiempo. Este tipo de adquisición es adecuado para la identificación de áreas con puntos calientes y fríos y para medir las asimetrías en la distribución de la temperatura de la piel (Jones & Plassmann, 2002). En el modo secuencial, una serie de imágenes se adquieren de forma secuencial en un período de tiempo, que se puede ajustar previamente en la cámara. En el modo de captura acompañada, las imágenes se adquieren por un intervalo de tiempo sustancial (cada 3 o 6 meses) con el fin de controlar el progreso de una enfermedad o para su pronta detección (Jones & Plassmann, 2002).

La temperatura de la sala para estos procedimientos debe ser de aproximadamente 22°C (Kapoor & Prasad, 2010), y la sala tiene que oscurecerse durante la prueba para minimizar la interferencia de otras fuentes de infrarrojos. Variaciones de temperatura en la sala y la adaptación de la temperatura de la sala cuando se utiliza la termografía en pruebas de *screening* fue investigado por (Usuki *et al.*, 2002). En la adquisición dinámica con protocolos de tensión por frío, el patrón de temperatura de la piel está considerado como un equilibrio entre la conducción de calor de los vasos y tejidos internos, y la pérdida de calor por convección de aire y la radiación en la superficie. Además de la captura de imágenes, algunos aspectos de interés deben estar registrados, tales como la edad y la fecha del primer día del último período menstrual de pacientes, debido a las fluctuaciones hormonales están relacionados con las variaciones de temperatura y que podrían afectar a la estabilidad de las mediciones termográficas (Ng *et al.*, 2001).

En los protocolos de adquisición estáticas individuales, los pacientes esperan de 10 a 20 min para estabilizar su temperatura antes de adquirir la imagen (PROENG, 2012; Amri *et al.*, 2011; Antonini *et al.*, 2011; Delgado & Luna, 2010; Kontos *et al.*, 2011). La mayor parte de los trabajos existentes sugieren que la habitación debe tener una temperatura controlada en el intervalo de 18 a 22°C y la humedad alrededor del 60%. Sin embargo, hay casos en que las imágenes se adquieren en la región de clima tropical (25 a 28°C), cuando se registran las condiciones de temperatura y humedad, pero no controlada (PROENG, 2012).

Un protocolo de adquisición alternativa fue probado por (Agostini *et al.*, 2009), el cual plantea observar la influencia de la fluctuación de la temperatura de la piel y la perfusión sanguínea. Para ello, adquieren una secuencia de imágenes térmicas consecutivas con una velocidad que oscila entre 50 y 200 imágenes por segundo. Después usan el dominio de la frecuencia para obtener la fluctuación de la menor temperatura en el área de la mama, en vez de considerar la clásica temperatura estática de la piel. Cada secuencia se compone de 500 imágenes térmicas con un rango dinámico de 14 bits y 256 × 256 píxeles.

En el día de la adquisición, los pacientes deben evitar acciones o actividades que puedan elevar la temperatura de la piel, tales como el consumo de alcohol, el ejercicio físico y la aplicación de productos cosméticos en la superficie de mama (Kerr, 2004; Ng & Kee, 2007). En Kapoor & Prasad, (2010) recomiendan a sus pacientes además evitar la cafeína, dejar de fumar dos horas antes de la prueba, y no aplicar lociones en el área del cuerpo a ser reflejado. Ng & Kee (2005) también instruyen a sus pacientes para que se abstengan de practicar cualquier actividad física durante 20 minutos antes del examen para reducir el metabolismo del cuerpo y estabilizar la temperatura del cuerpo. Acharya *et al.* (2010) consideran las pacientes con el periodo del 5th al 12th y 21st día después del ciclo

menstrual. En Bezerra *et al.* (2013) presentan el desarrollo de un protocolo basado en la información extraída de otros protocolos (Amalu *et al.*, 2006; Ng, 2009; Ring & Ammer, 2000; Haberman *et al.*, 1980).

En el contexto de este trabajo, los protocolos configurados en la cámara térmica han sido: Emisividad de 0,97 a 0,98, una temperatura ambiente atmósfera de 17°C y una temperatura reflejada de 17°C, humedad relativa del 50% y la paleta de colores Arco Iris. Debido al reducido espacio de la sala de adquisición de dicha institución la distancia que se estableció para ubicar al paciente fue de aproximadamente un metro.

Es oportuno, señalar que la cámara térmica adquirida y configurada con los anteriores protocolos permitirá la realización de pruebas más específicas con imágenes capturadas por los propios investigadores. Para ello, dicha cámara se ha instalado en la Unidad Oncológica provincial SOLCA Ambato, y cuenta con las siguientes características: Cámara Térmica FLIR, modelo T420 (320×240 píxeles), intervalo de temperaturas: -20°C a +650°C, zoom digital 4x, 4 marcador de imagen, Delta T. Además de posibilitar los Informes instantáneos mediante el software FLIR Versión 9.0.

3. TECNICAS DE PREPROCESAMIENTO, SEGMENTACION Y EXTRACCION DEL ROI

En el caso de las enfermedades mamarias, el diagnóstico por imagen puede basarse en encontrar automáticamente ciertas características (*features*) que indiquen posibles asimetrías entre las regiones de interés (ROI) de ambas mamas (Qi *et al.*, 2006).

Con el proceso de extracción de la ROI y la segmentación, se intenta separar las partes que son importantes del resto de la imagen. La mama está hecha en su mayor parte de tejido conectivo, grasa, lóbulos y conductos (Fig. 2). El sistema linfático de la mama está localizado cerca de la garganta (o cuello) y el sistema glandular axilar. La extracción de los límites de la región de interés (ROI) basada en las imágenes infrarrojas (IR) es una tarea difícil, debido a su naturaleza amorfa y a la ausencia de una frontera clara entre las regiones de este tipo de imágenes (Zhou *et al.*, 2004). Por esta misma razón, muchos autores prefieren la extracción del ROI de forma manual o semi-automática, frente al desarrollo de sistemas completamente automáticos.

En la literatura existe un gran número de trabajos propuestos para la extracción y segmentación de la ROI, en los que se aplican principalmente técnicas basadas en la detección de bordes, que en muchos casos se combinan con técnicas basadas en región. Otros están basados en aproximaciones morfológicas, de transformación, estadísticas, las basadas en umbralización, y las evolutivas.

Las propuestas que se presentan a continuación están basadas en la combinación de técnicas de bordes, morfología o en la transformada de Hough (TH). Herry & Frize (2002) realizaron la extracción de los contornos usando un detector de bordes y operaciones morfológicas. Varios trabajos basan sus técnicas de segmentación utilizando el detector de bordes Canny para extraer los bordes laterales de las mamas y para extraer el límite inferior del pecho, la Transformada Hough (TH) (Kapoor & Prasad, 2010; Scales *et al.*, 2004; Qi *et al.*, 2008; Zadeh *et al.*, 2011) utilizó una TH parabólica para la segmentación del ROI. Para este propósito, los bordes los detectan a través del método logarítmico. Desafortunadamente, los resultados iniciales de la detección de bordes están contaminados con altos índices de ruido. Debido al alto coste computacional de TH, aplicaron un filtro gaussiano de 6x6 para la reducción del ruido (Borchartt *et al.*, 2012).

Zhou *et al.* (2004), propusieron un sistema automático basado en el Método de Level Set (MLS) para extraer los bordes de los objetos del termograma. La propuesta se basa en encontrar la dirección y magnitud de los píxeles que son bordes. Un borde del mapa representa la magnitud del gradiente y la dirección. Los píxeles semilla se localizan en el sitio donde el método inicia la evolución y proporcionan la información del gradiente.

Trabajos que aplicaron técnicas de umbralización se pueden mencionar los propuestos por (Jin-Yu *et al.*, 2009) en el que proponen un algoritmo genético basado en el método de Otsu 2D y (Otsu, 1979). Kafieh & Rabbani, (2011) presentaron un método de *denosing* para imágenes infrarrojas de

mama basado en la transformada wavelet. Ellos modelan la varianza del ruido como una función de intensidad de la imagen y utilizan un estimador máximo a posteriori basado en wavelets para eliminar el ruido.

Propuestas basadas en transformadas pueden mencionarse los presentados por (Sheeja *et al.*, 2014) que proponen un método para la extracción de características basado en la transformada *curvelet* para la detección automática de anomalías en los termogramas de mama. Las características estadísticas y de la textura se extraen en el dominio *curvelet*, para alimentar una máquina de soporte de vectores para la clasificación automática. El clasificador detecta anomalías en los termogramas con una precisión de 90,9%. Los resultados del estudio indican que las características de textura tienen un mejor potencial para detectar anomalías, cuando se extrae en el dominio multiresolución de la transformada *curvelet*. El proceso se realiza en los siguientes pasos: convertir la imagen en escalas de grises y realzar su contraste, segmentar la ROI, descomponer la ROI en el dominio de la Transformada Discreta *Curvelet* (TDC) para su análisis y clasificación. Estas características se utilizan para entrenar al clasificador (un SVM) para detectar automáticamente las anomalías. Finalmente realizan las pruebas y evaluaciones del algoritmo mediante varias métricas estadísticas.

Además en Prabha *et al.* (2014) realizan un análisis de la asimetría en las imágenes térmicas de mama sin ruido. Adoptan una técnica de Block Matching y una técnica de filtrado 3D (BM3D) para eliminar el ruido. Los tejidos de la mama los extraen de los tejidos del fondo multiplicando máscaras del *ground truth* con imágenes sin ruido. La técnica BM3D realiza eliminación de ruido basado en la agrupación y filtrado colaborativo. Los pasos básicos que intervienen en este algoritmo son la transformación 3D de grupos, la contracción de transformar el espectro y la transformación 3D inversa.

En Araújo *et al.* (2014), evaluaron la viabilidad del uso de los datos de intervalo en el marco de análisis de datos simbólicos (SDA) para modelar anomalías en el seno (malignos, benignos y quistes) con el fin de detectar el cáncer de mama. Se propone un enfoque de extracción de características de tres etapas. En la primera etapa de cuatro intervalos variables se obtienen por los valores mínimo y máximo de temperatura de las matrices morfológicas y térmicas. En el segundo, los operadores basados en diferencias de intervalos se consideran y luego se obtienen características continuas. En el último, estas funciones continuas son transformadas por el criterio de Fisher, dando los datos de entrada al proceso de clasificación. Este enfoque de tres etapas se aplica a la base de datos de termografía mamaria (<http://visual.ic.uff.br/dmi/>) y lo comparan con una extracción de características y un enfoque estadístico de extracción de características de textura ampliamente utilizado en estudios de formación de imágenes térmicas.

Krawczyk & Schaefer (2014) presentan una aproximación al análisis de termogramas de mama basado en las características de la imagen y un sistema clasificador múltiple híbrido. Las características de la imagen empleadas proporcionan indicaciones de asimetría entre las regiones izquierda y derecha de mama que se encuentran cuando un tumor está reclutando localmente vasos sanguíneos en un lado, lo que lleva a un cambio en la distribución de temperatura capturado. Realizaron una evaluación experimental, cerca de 150 termogramas.

4. TECNICAS DE EXTRACCION DE CARACTERISTICAS

La extracción de características consiste en encontrar un conjunto de aspectos que represente de manera más eficiente la información que es importante para el análisis y la clasificación. Las características estadísticas y de textura han sido ampliamente utilizadas en la literatura para la detección de cáncer de mama, que se obtienen para representar las variaciones térmicas en los pechos más efectivamente. Los métodos, más comunes para esta tarea se pueden clasificar en técnicas de: (1) Métodos estadísticos; (2) Métodos estructurales; (3) Métodos basados en modelo y (4) Métodos basados en una transformada (Bharati *et al.*, 2004).

Los métodos estadísticos, son técnicas que describen las texturas de las regiones en la imagen a través de los momentos estadísticos de orden superior basados en el histograma de intensidades

(Tomita & Tsuji, 1990). Dentro de los descriptores estadísticos se destacan los basados en las matrices de co-ocurrencia (Gonzalez & Woods, 2008; Haralick *et al.*, 1973). Los métodos estructurales, son técnicas que describen las texturas como la composición de elementos de textura bien definidos, tales como líneas paralelas regularmente espaciadas, o concatenaciones de figuras geométricas de formas conocidas. Se han propuesto varias técnicas para analizar este tipo de texturas, entre ellas se destacan las que usan elementos estructurales (Carlucci, 1972).

Los métodos basados en modelos, se caracterizan por la construcción de un modelo empírico de cada píxel de la imagen, basado en una suma ponderada de las intensidades de los píxeles en la vecindad del primero. Los parámetros estimados de los modelos se utilizan como descriptores de las características de la textura. Ejemplos de este tipo de descriptores son los campos aleatorios de Markov (Cross & Jain, 1983), los modelos fractales (Keller *et al.*, 1989).

Finalmente, se cuenta con los métodos basados en las transformadas, tales como las transformadas wavelets, la transformada de Gabor, la transformada de Fourier, la extracción de componentes principales, Curvelet, etc., para obtener dichas características. En general, todas estas técnicas intentan encontrar automáticamente características que describan las posibles asimetrías entre las regiones de interés (ROI) de la mama (Usuki *et al.*, 1998).

Como ha demostrado (Kappor & Prasad, 2010) una aproximación efectiva para detectar automáticamente casos de cáncer, es el estudio de la simetría entre las regiones izquierda y derecha del seno, en los termogramas capturados. En el caso de la presencia de cáncer, el tumor localmente recluta vasos sanguíneos resultantes en los puntos calientes y un cambio en el patrón vascular, y una asimetría entre las distribuciones de temperatura de los dos pechos. Además, la simetría identifica sujetos saludables. Estos autores siguieron este enfoque y la segmentación (manual) de las áreas correspondientes a la mama izquierda y derecha de los termogramas tomados en vista frontal. Una vez segmentada, las características de la imagen a continuación necesitan derivarse para que se puedan emplear en una etapa de toma de decisiones (Ng, 2009).

La característica más simple para describir la distribución de temperatura capturada en el termograma consiste en calcular su media estadística (Krawczyk & Schaefer, 2014). Su interés se centra en obtener las características de simetría; para ello, calculan la media de ambos senos y utilizan la diferencia absoluta entre las dos. El cálculo de los momentos son otros de los criterios usados para obtener las características de asimetría (Flusser *et al.*, 2009; Krawczyk & Schaefer, 2014). Las características de textura de *Haralick* fueron aplicadas en el trabajo presentado por (Sheeja *et al.*, 2014).

5. RESUMEN Y PERSPECTIVAS

Las imágenes térmicas, que representan mediante diferentes colores la temperatura de determinadas regiones corporales, presentan características ventajosas frente a otras modalidades: no requieren la emisión de ningún tipo de radiación, la prueba resulta indolora para la paciente y se puede aplicar a cualquier edad, su coste económico es insignificante y, además, permiten la detección de enfermedades de la glándula mamaria en su fase inicial, cuando aún no son detectables con una inspección visual (espectro infrarrojo no visible con longitudes de onda entre 3 μm y 14 μm) (Ng, 2009; Schaefer *et al.*, 2009). Las imágenes térmicas permiten así poder analizar los gradientes de temperatura observados en las regiones afectadas de las pacientes que presentan, en nuestro caso, patologías mamarias en su estado precoz. De esta forma, la región afectada puede ser detectada más fácilmente y, al mismo tiempo, se complementará el diagnóstico basado en el uso de otros tipos de imágenes médicas. Según algoritmos específicos, lo que mejorará la detección y tratamiento temprano de la mama, pero a la fecha los estudios en diferentes países no han demostrado un efecto tan uniforme en la reducción de la mortalidad por este cáncer (Griffin & Perlman, 2010), si la detección se basa en mamografía y autoexamen.

No obstante, se debe considerar que la termografía no cuenta aún con una clara aceptación médica, otro inconveniente es que el diagnóstico por imágenes infrarrojas también presenta un índice

general de falsos positivos cercano al 10%. Los exámenes producen un índice general de falsos negativos del 10% (Kontos *et al.*, 2011). Otra limitación es que las imágenes infrarrojas no suponen un procedimiento de diagnóstico por imágenes anatómicas, y por ello no puede determinar la ubicación exacta de un tumor.

6. RESULTADOS ESPERADOS

Aunque la mamografía, el examen clínico como el autoexamen han sido un pilar principal, los estudios en diferentes países no han demostrado un efecto tan uniforme en la reducción de la mortalidad por este cáncer (Griffin & Perlman, 2010). En esta línea pretende contribuir nuestra investigación, la cual tiene el objetivo plantear una iniciativa “semilla” que permitirá fortalecer las relaciones y la colaboración científica futura entre distintas instituciones universitarias, de los miembros del equipo de este proyecto: la Universidad Técnica de Ambato (Ecuador), la Universidad Federal Fluminense (Brasil) y la Universidad Rey Juan Carlos (España).

Así, se pretende desarrollar una técnica complementaria de bajo coste para el análisis mastológico, que permita auxiliar al médico en la detección precoz de ciertas enfermedades mamarias que podrían ser detectadas a través del análisis de la temperatura corporal sin requerir instalaciones complejas y de alto costo siendo aplicables en el nivel de atención primaria de salud donde se seleccionarían los pacientes que deben acudir al segundo nivel para los procedimientos de diagnóstico correspondientes. Dicha propuesta adoptará un carácter multidisciplinar, donde confluyen conocimientos de tres áreas de investigación: Mastología, Análisis de Imágenes Térmicas y Técnicas de Inteligencia Artificial, para el efecto, se ha creado un equipo de investigación que aglutina a expertos de cada una de ellas. La experiencia en cada una de estas temáticas favorecerá en la creación de sinergias que permitan obtener una solución efectiva a la problemática planteada.

Se pretende también que, como resultado de este trabajo, se desarrolle la innovación en la atención médica primaria para la atención a necesidades locales en el tratamiento de esta patología, la formación de investigadores, la definición de protocolos de atención y la investigación en el análisis de imagen médica para la detección precoz del cáncer y otras patologías mamarias. En concreto, para lograr estos objetivos en primer lugar se hará un análisis de las imágenes proporcionadas por la BD imágenes térmicas mastológicas disponible en (PROENG, 2012) y posteriormente las adquiridas a las pacientes del hospital SOLCA Tungurahua.

El segundo paso consistirá en el diseño, implementación y validación de un algoritmo para la segmentación automática y precisa de las regiones de interés (ROI) de los termogramas obtenidos en el primer paso. Después se planteará el diseño, implementación y validación de algoritmos de clasificación para la extracción de características discriminantes (descriptores) contenidas en la región de interés. El siguiente paso consistirá en proponer un sistema de reglas, con la ayuda de un experto médico, que relacione los descriptores extraídos con las patologías mamarias consideradas. Finalmente, se planteará la integración de los subsistemas anteriores en una herramienta informática con un interfaz gráfico que sirva de ayuda al diagnóstico y al mismo tiempo facilite la interacción con el personal médico y la comunicación médico-paciente. Así como la validación de dicha herramienta por un experto médico.

En un desarrollo posterior a este trabajo, resultaría adecuada, con ayuda de personal sanitario local, la creación de una base de datos termográfica con imágenes propias, que incluya las localizaciones en las mamas de las patologías diagnosticadas por los médicos. Ello ayudaría en la identificación más precisa de la región donde está localizada la patología pues en ciertas imágenes resulta difícil identificar visualmente la región afectada por la enfermedad.

El primer paso es necesario ya que la segmentación automática reduce el elevado tiempo requerido para segmentar manualmente un elevado número de imágenes y permite hacer los resultados reproducibles. Se requiere extraer las regiones de interés (ROI) a partir de la imagen térmica original. Para ello se pueden usar técnicas de tratamiento de imágenes como la extracción de bordes, la umbralización o la morfología matemática. El segundo paso se plantea porque el uso de mapas de

temperatura de la región analizada permite el cálculo de descriptores de textura, de color y/o de forma en la ROI siendo analizada. Asimismo, resulta natural la experimentación de diferentes técnicas de clasificación (por ejemplo redes neuronales, máquinas de vectores soporte, etc.) sobre los vectores de características extraídos a partir los descriptores calculados en las imágenes térmicas segmentadas. El tercer paso incorpora el conocimiento del experto médico quien, a partir de la información extraída de las imágenes (descriptores), propondrá un conjunto de reglas para asociar esos descriptores con las patologías mamarias siendo exploradas. Finalmente, se pretende acercar los resultados de esta investigación al personal sanitario a través de una herramienta informática de auxilio al diagnóstico, que integre los resultados de los objetivos anteriores. Se pretende también que dicho software ayude a que los médicos puedan explicar mejor a sus pacientes los resultados observados en las imágenes analizadas.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen al personal de la unidad oncológica SOLCA Ambato por su colaboración y participación en el desarrollo del proyecto. Y en particular al Dr. Nalo Martínez, y a los técnicos de la unidad de imaginología. También se quiere agradecer a la UTA-DIDE, por su aporte económico a través del proyecto de investigación 2340-CU-P-2013. Además, Aura Conci agradece a INCT-MACC (Instituto Nacional de Ciencia y Tecnología en Asistencia Medicinal con Computación Científica y la agencia brasileña CNPq el apoyo parcial de su trabajo.

REFERENCIAS

- Acharya, U.R., E.Y.K. Ng, J.H. Tan, S.V. Sree, 2010. Thermography based breast cancer detection using texture features and support vector machine. *Journal of Medical Systems*, 01-08.
- Agostini, V., M. Knaflitz, F. Molinari, 2009. Motion artifact reduction in breast dynamic infrared imaging. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, 56(3), 903-906.
- Amri, A., A. Saidane, S. Pulko, 2011. Thermal analysis of a three dimensional breast model with embedded tumour using the transmission line matrix (TLM) method. *Computers in Biology and Medicine*, 41(1), 76-86.
- Anderson, B.O., R. Shyyan, A. Eniu, R.A. Smith, C.H. Yip, N.S. Bese, L.W. Chow, S. Masood, S.D. Ramsey, R.W. Carlson, 2005. *Breast J. 2006 Jan-Feb; 12 Suppl 1:S3-15*. PMID: 16430397 [PubMed - indexed for MEDLINE].
- Antonini, S., D. Kolaric, I.A. Nola, Z. Herceg, V. Ramljak, T. Kulis, J.K. Holjevac, Z. Ferencic, 2011. Thermography surveillance after breast conserving surgery - three cases, 53rd Int. Symp. ELMAR, 14-16 Sep., Croatia, 317-319.
- Amalu, W.C., W.B. Hobbins, J.F. Head, R.L. Elliot, 2006. Infrared imaging of the breast: an overview. In: Bronzino, J.D. (Ed.), *Medical Devices and Systems: The Biomedical Engineering Handbook*. CRC Press, Connecticut, USA, 25-1-25-20.
- Araújo, M.C., R.C.F. Lima, M.C.R. Souza de Renata, 2014. Interval symbolic feature extraction for thermography breast cancer detection. *Expert Systems with Applications*, 41, 6728-6737.
- Bharati, M.H., J.J. Liu, J.F. MacGregor, 2004. Image texture analysis: methods and comparisons. *Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems*, 72, 57-71.
- Bezerra, L.A., M.M. Oliveira, T.L. Rolim, A. Conci, F.G.S. Santos, P.R.M. Lyra, R.C.F. Lima, 2013. Estimation of breast tumor thermal properties using infrared images. *Signal Processing: Signal and Image Processing Techniques for Detection of Breast Diseases*, 93(10), 2851-2863.
- Borchardt, T.B., A. Conci, R.C.F. Lima, R. Resmini, A. Sanchez, 2013. Breast thermography from an image processing viewpoint: A survey. *Signal Processing*, 93(10), 2785-2803.

- Borchardt, T.B., R. Resmini, L.S. Motta, E.W.G. Clua, A. Conci, M.J.A. Viana, L.C. Santos, R.C.F. Lima, A. Sanchez, 2012. Combining approaches for early diagnosis of breast diseases using thermal imaging. *International Journal of Innovative Computing and Applications*, 4(3-4).
- Cáncer de Mama, Diario HOY, Quito. Disponible en <http://www.hoy.com.ec/noticias-ecuador/cancer-de-mama-1-500-casos-al-ano-en-el-pais-509903.html>.
- Cáncer de mama, MedlinePlus. Disponible en <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/000913.htm>.
- Carlucci, L., 1972. A formal system for texture languages. *Pattern Recognition*, 4, 53-72.
- Cross, G., A. Jain, 1983. Markov random fields feature models. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, 5, 25-39.
- Delgado, F.G., J.G.V. Luna, 2010. Feasibility of new-generation infrared screening for breast cancer in rural communities. *US Obstetrics and Gynecology, Touch Briefings*, 5, 52-56.
- Flusser, J., T. Suk, B. Zitova, 2009. *Moments and moment invariants in pattern recognition*. John Wiley & Sons, 312 pp.
- Gonzalez, R.C., R.E. Woods, 2008. *Digital image processing* (3rd ed.). Prentice-Hall, New Jersey, USA.
- Griffin, J.L., D. Perlman, 2010. Detección de cáncer de mama en mujeres con riesgo promedio y alto (en español). *Obstetrics & Gynecology*, 116, 1410-1421.
- Haberman, J.D., T.J. Love, J.E. Francis, 1980. Screening a rural population for breast cancer using thermography and physical examination techniques: Methods and results. *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, 335, 492-500.
- Haralick, R.M, K. Shanmugam, I. Dinstein, 1973. Textural features for image classification. *IEEE Trans. Syst. Man Cybern.*, 3, 610-621.
- Herry, C.L., M. Frize, 2002. Digital processing techniques for the assessment of pain with infrared thermal imaging. Proc. Second Joint EMBS/BMES Conf., Houston, TX, USA, 2, 1157-1158.
- Instituto Nacional del Cáncer, EE.UU. Cáncer de seno (mama) masculino. Disponible en <http://www.cancer.gov/espanol/pdq/tratamiento/senomasculino/patient>.
- Jin-Yu, Z., C. Yan, H. Xian-Xiang, 2009. *IR thermal image segmentation based on enhanced genetic algorithms and two dimensional classes square error*. In: 2nd Int. Conf. on Information and Computation Science, 2(1), 309-312.
- Jones, B.F., P. Plassmann, 2002. Digital infrared thermal imaging of human skin. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 21(6), 41-48.
- Kafieh R., Rabbani H. (2011), Wavelet-based medical infrared image noise reduction using local model for signal and noise, IEEE Statistical Signal Processing Workshop, pp. 549-552.
- Kapoor, P., S.V.A.V. Prasad, 2010. *Image processing for early diagnosis of breast cancer using infrared image*. 2nd Int. Conf. on Computer and Automation Engineering, 3(1), 564-566.
- Kennedy, D.A., T. Lee, D. Seely, 2009. A comparative review of thermography as a breast cancer screening technique. *Integrative Cancer Therapies*, 8, 9-16.
- Keller, J.M., S. Chen, R.M. Crownover, 1989. Texture description and segmentation through fractal geometry. *Comput. Vis. Graph. Image Process.*, 45, 150-166.
- Kerr, J., 2004. *Review of the effectiveness of infrared thermal imaging (thermography) for population screening and diagnostic testing of breast cancer*. NZHTA Tech. Brief Series 3(3), Division of Health Sciences, University of Otago, New Zealand.
- Keyserlink, J.R., P.D. Ahlgren, E. Yu, N. Belliveau, M. Yassa, 2000. Function infrared imaging of the breast. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 19(3), 30-41.
- Koay, J., C. Herry, M. Frize, 2004. *Analysis of breast thermography with an artificial neural network*. In: Proc. 26th Annual International Conference on IEEE EMBS, 1159-1162.
- Krawczyk, B., G. Schaefer, 2014. A hybrid classifier committee for analysing asymmetry features in breast thermograms. *Applied Soft Computing*, 20, 112-118.

- Kontos, M., R. Wilson, I. Fentiman, 2011. Digital infrared thermal imaging (DITI) of breast lesions: sensitivity and specificity of detection of primary breast cancers. *Clinical Radiology*, 66, 536-539.
- Manual del Usuario, FLIR Reporter, 2009. Disponible en [http://support.flir.com/DocDownload/Assets/46/Spanish/1558574\\$a401.pdf](http://support.flir.com/DocDownload/Assets/46/Spanish/1558574$a401.pdf).
- Ng, E.Y.K., E.C. Kee, 2007. Integrative computer-aided diagnostic with breast thermogram, *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 7(1), 1-10.
- Ng, E.Y.K., 2009. A review of thermography as promising non-invasive detection modality for breast tumor. *International Journal of Thermal Sciences*, 849-859.
- Ng, E.Y.K., E.C. Kee, R.U. Acharya, 2005. *Advanced technique in breast thermography analysis*. In: IEEE, Proc. 27th Annual Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, 710-713.
- Ng, E.Y.K., N.M. Sudarshan, 2004. Numerical modelling in conjunction with thermography as an adjunct tool for breast tumor detection, *BMC Cancer*, 4, 1-26.
- Ng E.Y.K., Ung L.N., Ng F.C., and Sim L.S.J. (2001), Statistical analysis of healthy and malignant breast thermography, *Journal of Medical Engineering and Technology* 25(6), pp. 253-263.
- Otsu, N., 1979. A thresholding selection method from grey-level histograms. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, 9(1), 62-66.
- Prabha, S., C.M. Sujatha, S. Ramakrishnan, 2014. *Asymmetry analysis of breast thermograms using BM3D technique and statistical texture features*. 3rd International Conference on Informatics, Electronics & Vision (ICIEV), 23-24 May, Dhaka, Bangladesh, 4 pp.
- PROENG, 2012. Image processing and image analyses applied to mastology. Disponible en <http://visual.ic.uff.br/en/proeng/S>.
- Qi, H., P.T. Kuruganti, W.E. Snyder, 2006. *Detecting breast cancer from thermal infrared images by asymmetry analysis*. In: The Biomedical Engineering Handbook, 3e ed., Vol. Medical Devices and Systems, Chapter 27, CRC Press, 27.1-27.14.
- Qi, H., P.T. Kuruganti, W.E. Snyder, 2008. Detecting breast cancer from thermal infrared images by asymmetry analysis. In: Diakides, N.A., J.D. Bronzino (Eds.). *Medical Infrared Imaging*, 11.1-11.14.
- Ring, E.F.J., K. Ammer, 2000. The technique of infrared imaging in medicine. *Review Thermology International*, 10(1), 7-14.
- Sánchez, A.N., G.J. Velásquez, 2013. Imágenes por radiación infrarroja y termografía, Escuela de Ingeniería de Antioquia (EIA) e Instituto de Ciencias de la Salud. Disponible en http://web.usal.es/~lcal/termografia_documento.pdf.
- Scales, N., C. Herry, M. Frize, 2004. *Automated image segmentation for breast analysis using infrared images*. Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE/EMBS, San Francisco, CA, USA, 1737-1740.
- Schaefer, G., M. Závisek, T. Nakashima, 2009. Thermography based breast cancer analysis using statistical features and fuzzy classification. *Pattern Recognition*, 42(6), 1133-1137.
- Sheeja, V.F., M. Sasikala, S. Saranya, 2014. Detection of breast abnormality from thermograms using curvelet transform based feature extraction. *J. Med. Syst.*, 38(23).
- Thermography Guidelines (TG), Standards and Protocols in Clinical Thermographic Imaging. Disponible en <http://www.iact-org.org/professionals/thermog-guidelines.html>.
- Tomita, F., S. Tsuji, 1990. Computer analysis of visual textures. Kluwer Academic Publishing, Massachusetts, USA.
- Usuki, H., K. Ishimura, M. Hagiike, K. Okano, K. Izuishi, Y. Karasawa, F. Goda, H. Maeta, 2002. Thermographic examination for carcinoma, *Biomedical Thermology*, 21(4), 1-7.
- Usuki, H., T. Ikeda, Y. Igarashi, I. Takahashi, A. Fukami, T. Yokoe, H. Sonoo, K. Asaishi, 1998. What kinds of non-palpable breast cancer can be detected by thermography? *Biomedical Thermology*, 18(4), 8-12.
- Women's Health. Disponible en <http://www.webmd.com/women/picture-of-the-breasts>.

- Zadeh, H.G., I.A. Kazerouni, J. Haddadnia, 2011. Distinguish breast cancer based on thermal features in infrared images. *Canadian Journal on Image Processing and Computer Vision*, 2(6), 54-58.
- Zhou, Q., Z. Li, J.K. Aggarwal, 2004. *Boundary extraction in thermal images by edge map*. SAC'04 Proceedings of the 2004 ACM Symposium on Applied Computing, 254-258.