

AUTOMATIZACIÓN DE LOS NÚMEROS BI-RADS PARA NÓDULOS PRESENTES EN MAMOGRAFÍAS PARA DIAGNÓSTICO DE CÁNCER DE MAMA

Amparo Sacristán Carrasco

Catalina Juan Nadal
Montserrat Rabassa

Departamento de Telecomunicaciones y
Arquitectura de Computadores
Escuela Universitaria Politécnica de Mataró
sacrista@eupmt.es

Departamento de Informática de Gestión
Escuela Universitaria Politécnica de Mataró
lina@eupmt.es

RESUMEN

Con objeto de hacer un diagnóstico automático de cáncer de mama, se analiza la mamografía digitalizada para poder hallar posibles nódulos. Se segmenta la mamografía digitalizada y se hace un estudio de la región o regiones de interés, a partir del cual se asignan los números BI-RADS. La elección de la región a tratar se señala sobre la imagen segmentada, siendo esta la única fase del proyecto que no está automatizada.

Este trabajo es una ampliación del presentado en la edición anterior [1].

Los números BI-RADS (*Breast Imaging Recording and Data System*) son asignados siguiendo la clasificación dada por el colegio de radiólogos de EEUU, considerando para este trabajo sólo aquellos números BI-RADS que hacen referencia al análisis de los nódulos. La región se clasifica según la forma, tamaño y definición del borde.

Los valores BI-RADS obtenidos de modo automático en este trabajo junto con los obtenidos, en procesos similares, para las microcalcificaciones, densidades mamarias y distorsión de la arquitectura del parénquima, son la base de la clasificación de una mamografía en benigna o maligna.

1. INTRODUCCIÓN

En este artículo se presenta un conjunto de técnicas que permiten la caracterización y reconocimiento de las regiones de interés (ROI) de una mamografía. Una ROI es un conjunto de píxeles conexos y con idéntica intensidad de color, localizados en una imagen procedente de la segmentación de una mamografía digitalizada[2][3].

Los resultados obtenidos de estas técnicas, permiten automatizar el proceso de clasificación morfológica de las ROI, es decir, la pertenencia de una región a una de las clases de morfología predefinidas por los radiólogos: Redondas, Ovaladas, Lobuladas, Polilobuladas o Irregulares.

La clasificación de las regiones se aproxima con mayor exactitud al resultado esperado por los radiólogos cuanto mejor sea el proceso de segmentación y clasificación de las ROI's en una mamografía.

2. OBTENCIÓN DE LA ROI

El elemento de partida para la elaboración del estudio, es una imagen segmentada en formato *BitMap* (BMP). Dicha imagen se caracteriza por ser un conjunto de ROI's. Por tanto, se realiza un proceso de obtención de todos los píxeles pertenecientes al contorno de la ROI que se desea analizar dentro de la Imagen.

2.1. Estructura Datos

Básicamente consta de 4 entidades:

- *Imagen*: almacena todas las ROI's que se estudian y los resultados de los mismos.
- *Contorno*: almacena las coordenadas de los puntos fronterizos con otras ROI y los métodos que permiten obtener el valor de las características del contorno.
- *PuntosRegión*: almacena todos los puntos de la región y aquellos procedimientos que permiten obtener el valor de las características de la región.
- *Región*: almacena todas aquellas características que, para calcularse, necesitan de las del *Contorno* y de *PuntosRegión*.

2.2. Algoritmo de Rastreo

Para poder analizar una ROI se utiliza un algoritmo de rastreo basado en las ocho componentes conexas, a partir del cual se almacenan los puntos del contorno y de la región en la estructura de datos [4].

3. EXTRACCIÓN DE CARACTERÍSTICAS

Una vez completado el proceso anterior se realiza la extracción de las características externas (contorno) e internas (región) de la ROI:

- a) *Perímetro* y el *área*: fruto del sumatorio del número de puntos del contorno i de la región.
- b) *Centro de masas* o *centroide*[5]:
- c) *Orientación* de la masa: definida como el ángulo del eje del menor momento de inercia[4]:

d) *Radios máximo y mínimo* de la ROI: valor máximo y mínimo obtenido de aplicar la distancia euclídea entre el centro de masas y todos los puntos del contorno.

e) *Amplitud y altitud* de la ROI: se logran a partir del recorrido por todos los puntos del contorno.

Los puntos cuyas coordenadas α son máximas y mínimas permiten deducir la *amplitud*, mientras que los puntos cuyas coordenadas β son máximas y mínimas, permiten extraer la *altitud*.

4. DETERMINACIÓN DE DESCRIPTORES

Un descriptor es una característica de la región que tiene la capacidad de ser discriminante y crítica respecto la forma de la ROI. A continuación, se enumeran los descriptores utilizados para discernir o clasificar la ROI en una de las clases de morfología predeterminadas por los radiólogos. Todos los descriptores que se detallan cumplen la propiedad de ser invariantes al tamaño, a la traslación y a la rotación. Esto permite que sean valores fiables y que solo varíen en el caso de tratarse de ROI's con formas diferentes.

4.1. Formas Redondas

Para esta clase se aplican los siguientes descriptores:

a) *Excentricidad*, proporciona la relación entre los radios, es decir aporta el grado de uniformidad de la región[5]:

$$\text{Excentricidad} = R_{\text{max}}/R_{\text{min}} \quad (1)$$

El valor de la *excentricidad* que ha de cumplir toda forma redonda debe estar comprendido entre 1 y una constante, la cual permitirá abarcar aquellas formas que hayan sido sensiblemente perturbadas en el proceso previo de segmentación.

b) *Grado de circularidad*. Este ha de adquirir un valor en torno a $4/\delta$, para ROI's redondas[5]:

$$G.\text{Circularidad} = \text{perímetro}^2 / \text{Área} \quad (2)$$

4.2. Formas Ovaladas

Para reconocer las ROI's con este tipo de forma, se utiliza el descriptor:

a) *Relación rectángulo circunscrito (R.R)*. Su valor se obtiene de la siguiente fórmula[5]:

$$R.R = (\text{Altitud} * \text{Amplitud}) / \text{Area} \quad (3)$$

Este descriptor aporta la relación entre el número de píxeles del rectángulo básico por cada píxel de la región. Toda forma ovalada se aproxima a $4/\delta$, que es el valor obtenido de aplicar este descriptor a aquella forma ovalada perfecta, es decir la elipse.

a) *Grado de similitud al patrón (SP)*. La idea principal que se consigue es obtener el grado de similitud o parecido entre la ROI y el patrón ideal de la forma ovalada, la elipse. Para lograr este descriptor, la elipse se centra en el centro de masa de la ROI, con idéntica orientación, amplitud y altitud.

Para calcular el valor del descriptor, se aplica la siguiente fórmula:

$$SP = (N^\circ \text{ Píxeles } R \cap P / (N^\circ \text{ Píxeles } R \cap P + n^\circ \text{ Píxeles } R \cap \text{no}P + N^\circ \text{ Píxeles } \text{no}R \cap P)) \quad (4)$$

Donde R es la región a analizar y P es la región elíptica que se utiliza para comparar.

Cuanto más se aproxime a 1 el valor resultante, indica que la mayoría de píxeles pertenecen a la elipse y a la ROI, por tanto la ROI se aproxima a la forma ovalada ideal.

4.3. Formas Lobuladas i Polilobuladas

Son todas aquellas ROI's que no se adaptan a los rangos de valores estimados para ROI's ovaladas. Se sabe que no son irregulares y que por tanto pertenecen a este grupo según las gráficas resultantes de la representación polar de su contorno[6].

4.4. Formas Irregulares.

Todas aquellas ROI's que no se ajustan a ninguno de los parámetros establecidos para las formas anteriores.

5. CONCLUSIONES

Las regiones segmentadas deben tener un aspecto y tamaño lo más parecido posible al nódulo existente en la mamografía. Al haber diseñado la aplicación totalmente parametrizable, estos inconvenientes se resuelven modificando los valores de la tolerancia de configuración.

Las regiones no deben presentar subregiones en su interior ya que quedan, actualmente, incluidas en la region mayor. La posibilidad de tratar nódulos que contengan microcalcificaciones (regiones menores) en su interior debe ser posible a la hora de diagnosticar un cáncer de mama.

6. REFERENCIAS

- [1] L. Rey, C. Juan, M. Rabassa, A. Sacristán. "Segmentación de masas en una mamografía mediante tratamiento digital de imagen". URSI2000, Zaragoza, Sept. 2000.
- [2] N. Petrick, H. Chan, B. Sahiner and D. Wei, "An Adaptive Density-Weighted Contrast Enhancement Filter for Mammographic Breast Mass Detection", IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, VOL 15, NO 1, FEB. 1996.
- [3] D. Wei, B. Sahiner, H. Chan and N. Petrick, "Detection of Masses on Mammograms using a Convolution Neural Network", IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, MAY. 1995.
- [4] Donald Hearn y M. Pauline Baker (1995), "Gráficas por Computadora".
- [5] Anil K. Jain (1989), "Fundamentals of Image Digital Image Processing".
- [6] Rafael C. González y Richard E. Woods, (1996) "Tratamiento Digital de Imágenes".

7. AGRADECIMIENTOS

Nuestro agradecimiento al Dr. Leonard Roig del hospital de Mataró (Barcelona) por su soporte médico.