

명암 대비와 에지 선예도를 이용하는 영역 성장법에 의한 디지털 X선 맘모그램 영상에서의 미세 석회화 검출

원철호[†] · 강신원* · 조진호*

Microcalcification Detection Based on Region Growing Method with Contrast and Edge Sharpness in Digital X-ray Mammographic Images

C. H. Won[†], S. W. Kang*, and J. H. Cho*

Abstract

In this paper, we proposed the detection algorithm of microcalcification based on region growing method with contrast and edge sharpness in digital X-ray mammographic images. We extracted the local maximum pixel and watershed regions by using watershed algorithm. Then, we used the mean slope between local maximum and neighborhood pixels to extract microcalcification candidate pixels among local maximum pixels. During increasing threshold value to grow microcalcification region, at the maximum threshold value of the contrast and edge sharpness, the microcalcification area is decided. The regions of which area of grown candidate microcalcification region is larger than that of watershed region are excluded from microcalcifications. We showed the diagnosis algorithm can be used to aid diagnostic-radiologist in the early detection breast cancer.

Key Words : microcalcification, digital X-ray mammogram, breast cancer.

1. 서 론

윈트겐에 의해 X선의 발견 이래로 질병을 진단하기 위하여 인체내부 구조를 비침습적으로 투시할 수 있는 X선은 영상 진단의 주류를 이루어왔다. X선 장치는 촬영 방법과 기술의 개선으로 다양한 진단이 가능하여졌으며 최근의 컴퓨터 기술과 정밀기기 기술이 결합되어 획기적인 진단 영상이 가능하며 기술 발전 양상도 디지털화 되어가고 있다. 최근에는 X선 강도 분포를 직접 X선 필름상에 직접 기록하는 아날로그 방식에서 인체를 투과한 X선 강도를 화소 단위로 디지털 영상화하는 X선 영상 시스템이 개발되고 있다. 최근 국내에서도 디지털 X선 영상 장비를 개발하는 연구들이 진행되고 있으며 상용화를 위한 임상 실험 단계에 이르렀다

고 알려져 있다.

디지털 X선 영상 장비는 임상 진단 분야에서는 필수적인 진단 장비이며 병원의 종합정보 시스템 구축을 위해서는 영상 정보의 디지털화가 필요하다. 디지털 X선 장비는 흉부 촬영, 골절상 및 치아 교정 등의 다양한 분야에 사용되며 특히, X선 유방 촬영술(mammogram)은 유방암 진단의 가장 좋은 방법으로 암이 촉진되는 시기보다 2년 일찍 조기유방암을 발견해 준다. 유방 X선 촬영 영상에서 발견될 수 있는 유방암의 주요 징후 중의 하나인 석회화는 양성 또는 악성 유방암 과정의 부산물로서 유방 조직에 형성되는 칼슘 성분의 퇴적물로 알려져 있다^[1,2]. 직경이 0.7 mm 이하인 석회화를 미세 석회화로 불리며, X선 유방영상 해석으로 검출된 유방암의 30~50%가 군집성 미세 석회화의 형태를 나타내고 있다고 보고 되어 있다. 따라서, 미세 석회화의 검출은 유방암의 조기 발견을 위하여 아주 중요하며, 디지털 X선 검출기로부터 획득된 디지털 영상은 기존의 아날로그 필름으로부터 스캔될 때의 화질 열화로 인한 필터링 과정^[3,4]이 필요 없기 때문에 유방 촬영 영상으로부터 미세 석회화 검출^[5-7]을 위한 장비

경일대학교 제어계측공학과(Dept. of Compute Control Eng., Kyungil University)

*경북대학교 전자전기컴퓨터학부(School of Electrical Engineering and Computer Science, Kyungpook National University)

[†]Corresponding author: chulho@kiu.ac.kr

(Received : October 7, 2003, Accepted : October 25, 2003)

로서 매우 유용하다고 하겠다. 디지털 영상처리 기술을 이용하여 진단 방사선 의사들의 진단 정확도를 향상시키기 위한 보조수단으로 미세 석회화 영역의 검출에 대한 연구들이 계속되고 있다⁸⁻¹⁰⁾.

본 논문에서는 디지털 X선 mamмо그램 영상으로부터 명암 대비와 에지 선예도를 이용한 영역 성장법에 의해 미세 석회화 영역을 추출하는 방법을 제안하였다. 먼저 워터셰드 기법으로 국부 최대치와 워터셰드 영역을 분할하고 국부 최대치 화소와 주변 화소와의 경사도를 이용하여 미세 석회화 후보 영역을 추출하였다. 임계치를 반복적으로 증가시켜 국부 최대치 화소로부터 영역을 성장시키고 명암 대비와 에지 선예도가 최대일 때 미세 석회화 영역으로 결정한다. 성장된 미세 석회화 영역의 면적이 워터셰드 영역 면적보다 큰 값일 때 미세 석회화 영역에서 제외시켜 최종 미세 석회화 영역을 검출하여 진단 방사선 전문의의 유방암 진단에 보조 역할을 할 수 있음을 보였다.

2. 재료 및 방법

2.1. X선 검출 영상 시스템

X선 촬영은 방사선 검사의 기본이고 총 방사선 촬영의 70~80%를 차지하며 CT, MRI, 및 초음파 등의 특수 검사에서 얻지 못하는 중요한 소견을 얻을 수 있다. X선 발생장치는 X선을 발생시키는 X선관과 발생된 전자에 운동에너지를 부여하기 위한 고전압 발생 장치부 및 X선필름과 X선량을 임의의 선택하고 조절하는 제어장치부로 구성된다.

X선 발생장치로부터 발생된 X선이 인체를 투과하여 X선 강도(intensity) 분포를 직접 X선 필름상에 기록하는 방법이 일반적인 X선 촬영이다. 최근에는 눈으로

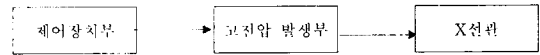


그림 1. X선 발생장치
Fig. 1. X-ray generator.

직접 볼 수 없는 인체를 투과한 X선의 강도분포를 가시광선의 강약으로 변환시켜 모니터를 통해 직접 볼 수 있는 투시 시스템이 많이 사용되고 있다(그림 2). 이때 X선에 의해 여기되어 빛을 발하는 특수 형광물 등이 이용된다. CdS, ZnCdS 및 CsI 등의 반도체 형광물질로 이루어진 영상증배기(image intensifier) 혹은 광센서, CCD 소자 등의 X선 영상화 시스템을 이용하여 인체를 투과한 X선의 강도를 전기 신호를 변환시켜 모니터로 관찰한다.

현재, 아날로그 X선 필름 촬영기를 대신하여 모니터 상에서 인체의 내부를 관찰할 수 있는 디지털 X선 영상 시스템 기기의 개발이 진행 중이며, 국내에서도 고해상도의 디지털 영상을 획득하기 위한 연구가 진행되고 있다.

2.2. 디지털 X선 mamмо그램

진단 X선 기기의 응용 분야는 매우 다양하며, CT에 의하여 인체의 단층 촬영이 가능하게 되었지만 유방암의 조기 진단을 위한 mamмо그램에서는 고해상도의 영상이 필요하므로 기존의 프로젝션 형태의 X선 촬영이 필수적이다. 본 논문에서는 그림 3의 디지털 X선 mamмо그램(GE 2000D) 시스템으로부터 획득된 영상으로부터 유방암의 조기 진단을 위한 미세 석회화 영역을 검출하는 방법을 제안하였다.

2.2.1 X선 유방촬영 시스템에서의 미세 석회화 영역의 검출

직경이 0.7 mm 이하의 미세 석회화의 검출을 위해

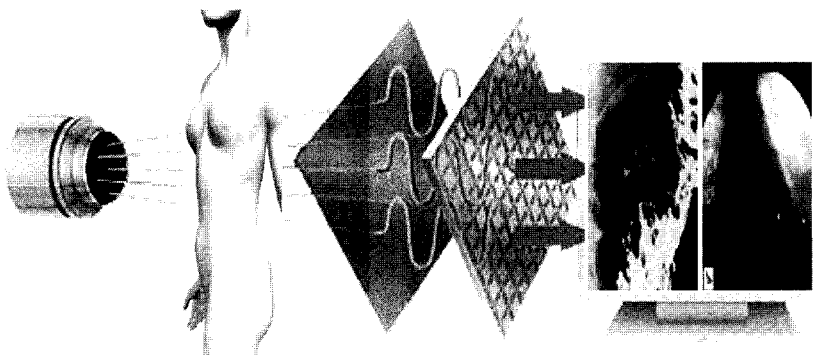


그림 2. X선 영상 시스템
Fig. 2. X-ray imaging system.



그림 3. 디지털 X선 맘모그램 시스템
Fig. 3. Digital X-ray mammogram system.

서는 고해상도의 X선 촬영기기가 요구되므로 미세 석회화의 검출 여부는 X선 촬영기기의 성능 평가의 중요한 척도가 될 수 있다. X선에 의해 여기된 형광물질은 가시광선을 발하게 되며, 이는 광다이오드 및 CCD 소자에 의해 전기신호 변환되어 영상으로 표현된다. 획득된 영상에서 유방암의 조기 진단을 위한 미세 석회화 영역의 검출 여부는 디지털 X선 영상기기의 개발에 매우 중요한 성능 지수가 될 수 있다.

본 논문에서는 미세 석회화 영역의 특징을 이용하여 이를 검출하는 방법을 제안하였다. 맘모그램에서 보여지는 미세 석회화의 모양은 원형, 선형 등 매우 다양하지만 주로 원형, 또는 타원의 형태이며, 밀도가 높아 명암값이 매우 밝게 나타난다. 영상 화소의 명암 정보를 지형적 정보로 해석하여 유방 영상에 적용하였다. 고밀도의 미세 석회화 영역은 맘모그램 영상에서 밝게 나타나고 고도 영상에서 높이정보로 해석될 때 명암이 밝은 영역은 고도가 높게 어두운 부분은 낮게 표현된다. 고밀도 석회화 영역은 주변 영역보다 고도가 높은 언덕 혹은 산으로 표현되기 때문에 미세 석회화 영역을 나타내는 국부 최대치를 먼저 검출하고자 한다.

2.2.2. 워터셰드 기반의 국부 최대치 검출

석회화 영역의 검출을 위해서는 국부 영역의 최대치와 좌표 이를 중심으로 하는 국부 영역의 면적 등의 특징 정보 추출이 필요하며 이를 위하여 워터셰드 기반 방법을 사용하였다. 일반적인 워터셰드 방법^[11]은 국부 최소치로부터 물을 채우듯이 영역을 성장시켜서 영상을 분할하며 영상 분할을 위해서 기울기(gradient) 영상을 사용한다. 본 논문에서는 명암이 밝게 표현되는 석회화 영역에 대응되는 국부 최대치와 이를 중심으로 워터셰드 영역을 검출하는 것이 목적이기 때문에 원래의 밝기 영상에 워터셰드 방법을 적용하였다.

5×5 영역 내에서 중앙의 현재 화소가 국부 최대치인 경우 현재까지의 국부 최대치의 개수로서 현재 화소의 위치를 라벨을 설정하고, 현재 위치가 국부 최대치가 아닐 경우에는 최대치가 존재하는 화소의 위치에 해당하는 라벨을 설정한다. 즉, 다음 그림 4에서 5×5 영역 내에서 '12' 위치에 국부 최대치가 존재하면 국부 최대치의 개수를 1 증가시킨 후 라벨을 붙이고, 5×5 영역에서 나머지 위치에, 예를 들어 '6'의 위치에 국부 최대치가 존재할 때에는 현재 화소 위치에 '-6'의 라벨을 설정한다. 이때 서로 다른 경우를 구별하기 위하여 후자의 경우에는 (-)부호의 라벨을 설정한다.

전 영상에 걸쳐 라벨 설정이 완료되면, 현재 화소의 라벨이 (-)일 경우 최소 거리에 존재하는 국부 최대치로 화소를 추적하며 탐색되는 화소의 라벨은 국부 최대치가 가진 라벨로 재설정된다. 탐색 과정에서 라벨의 정보를 워터셰드 영역의 국부 최대치, 좌표 및 면적 등의 값이 획득된다.

2.2.3. 미세 석회화 영역 후보 검출

국부 최대치로부터 영역의 화소에 대한 경사도(slope)를 이용하여 미세 석회화 영역의 후보를 결정하게 된다. 석회화 영역은 주변 조직보다 밀도가 높아 맘모그램 영상에서는 주위의 화소보다 명암이 밝게 나타나며 검출된 국부 최대치와 워터셰드 영역의 각 화소와의 경사도를 구하고 평균 경사도가 클 경우 미세 석회화의 후보 영역으로 지정된다.

$$Slope_i = \frac{f(x_{max}, y_{max}) - f(x_i, y_i)}{D(x_{max}, y_{max}, x_i, y_i)} \tag{1}$$

$$Slope_{mean} = \frac{\sum_{i=1}^N Slope_i}{N} \tag{2}$$

if ($Slope_{mean} > T$) (3)

| | | | | |
|---------|---------|--------|--------|--------|
| 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| (-2,-2) | (-1,-2) | (0,-2) | (1,-2) | (2,-2) |
| 5 | 6 | 7 | 8 | 9 |
| (-2,-1) | (-1,-1) | (0, 1) | (1,-1) | (2,-1) |
| 10 | 11 | 12 | 13 | 14 |
| (-2,0) | (-1,0) | (0,0) | (1,0) | (2,0) |
| 15 | 16 | 17 | 18 | 19 |
| (-2,1) | (-1,1) | (0,1) | (1,1) | (2,1) |
| 20 | 21 | 22 | 23 | 24 |
| (-2,2) | (-1,2) | (0,2) | (1,2) | (2,2) |

그림 4. 국부 최대치 검출을 위한 라벨
Fig. 4. Label for local maximum detection.

Candidate of micro-calcification

여기서, $D(x_{max}, y_{max}, x_i, y_i)$ 는 국부 최대치 화소와 워터셰드 영역내의 화소 거리로서 5로 설정하였으며 100 μm 해상도 영상에서 0.5 mm 거리이다.

2.4. 국부 최대치로부터 영역 성장에 의한 미세 석회화 영역의 검출

후보 영역으로 검출된 미세 석회화 영역에 대하여 명암 대비와 에지 선예도를 최대화함으로써 미세 석회화 영역을 추출하는 영역 성장법을 제시하였다. 명암 대비 및 에지 선예도는 분할된 영상의 판별 성능을 평가하는 주요한 특징 지수로 사용되며 배경으로부터 물체를 구별하는 정도를 나타내는 평가 지수이다¹²⁾. 명암 대비는 현재 영역의 평균 휘도 밝기와 외곽선의 평균의 차이를 말하며 에지 선예도는 특징영역의 외곽 경계선에서의 소벨(Sobel) 등의 1차 미분 연산자¹³⁾에 의해 계산된 기울기(gradient)값을 말한다.

2.4.1. 이진 미세 석회화 영역의 외곽 경계선(outer border) 검출

에지 선예도 계산을 위해서는 물체 외곽 경계선 검출이 필요하며 4 주변 화소 탐색에 의한 내곽 경계선 검출 과정에 의해 외곽 경계선을 검출할 수 있다¹⁴⁾. 그림 5에서 4 주변 화소 탐색은 새 영역의 시작점에서 내곽 경계선 검출을 시작하게 되며, 시작 지점의 방향을 '0'으로 초기화하고 이웃한 4 화소의 연결성을 검사한다. 현재 화소를 중심으로 3x3 화소 영역 내에서 다음 검사를 위한 방향은 식 (4)에 의해 결정되며, 결정된 방향의 화소로부터 반시계 방향으로 탐색을 수행한다. 영역에 속하는 화소를 만났을 때 이 화소를 내곽 경계선에 포함시키고 다음 화소에 대한 탐색을 계속 수행하며 시작 지점과 동일한 화소에 도달했을 때 검출을 완료한다.

$$dir_{next} = (dir + 3) \bmod 4 \tag{4}$$

외곽 경계선은 4 주변 내곽 윤곽선 검출 과정에서 영역 포함여부를 위한 검사대상 화소들 중에 영역에 포함되지 않는 화소들로 구성되며 한 영역에 대한 윤곽선 검출이 완료되면 체인 코드 형태의 외곽 경계선을 검출하게 된다. 명암 대비와 에지 선예도 계산을 위하여 미세 석회화 영역의 외곽 경계선 검출과정이 필요하다.

2.4.2. 명암 대비와 에지 선예도

명암 대비는 영역 확장된 미세 석회화 영역 내의 평균 밝기와 미세 석회화 영역 외곽 경계선에서 평균 밝

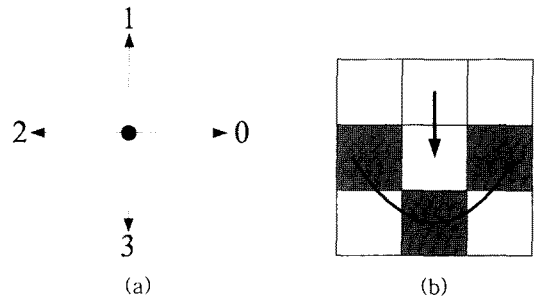


그림 5. (a) 4 주변화소의 방향 (b) 탐색 순서
Fig. 5. (a) direction of 4 neighborhood (b) searching sequence.

기의 차이로서 식 (5)와 같다.

$$Contrast = \frac{\sum_{i=1}^N f(x_i, y_i)}{N} - \frac{\sum_{j=1}^M f(x_j, y_j)}{M} \tag{5}$$

여기서 i, j 는 N, M 은 각각 미세 석회화 영역 및 외곽 경계선의 화소 개수를 의미한다.

에지 선예도의 계산을 위해서는 미세 석회화 영역 외곽 경계선에서의 기울기 값이 필요하며 소벨 연산자를 이용하였다. 식 (6)의 수평 성분 에지 $E_h(x, y)$ 와 식 (7)의 수직 성분 에지 $E_v(x, y)$ 를 구하고, 기울기 성분의 크기 $E(x, y)$ 를 식 (8)에서 계산하였다.

$$E_h(x, y) = f(x-1, y-1) + 2f(x, y-1) + f(x+1, y-1) - f(x-1, y+1) - 2f(x, y+1) - f(x+1, y+1) \tag{6}$$

$$E_v(x, y) = f(x-1, y-1) + 2f(x-1, y) + f(x-1, y+1) - f(x+1, y-1) - 2f(x+1, y) - f(x+1, y+1) \tag{7}$$

$$E(x, y) = \sqrt{E_h(x, y)^2 + E_v(x, y)^2} \tag{8}$$

에지 선예도는 영역 확장된 MC의 외곽 경계선에서의 화소의 기울기, 즉 에지 크기의 합을 구하고 외곽 경계선을 구성하는 화소의 개수 M 으로 나누면 식 (9)와 같이 계산할 수 있다.

$$Edge \ sharpness = \frac{\sum_{j=1}^M E(x_j, y_j)}{M} \tag{9}$$

2.4.3. 명암 대비와 에지 선예도 기반 영역 성장에 의한 미세 석회화 영역 검출

명암 대비와 에지 선예도를 이용하여 국부 최대 값으로부터 영역 성장을 수행한다. 이때 영역 성장에 따른 임계치를 설정함에 있어 고정된 값으로 두지 않고 반복적으로 임계치를 증가시켜 영역을 확장시킨다. 확

장된 영역의 외곽 윤곽선을 검출하여 이로부터 명암 대비와 에지 선예도를 계산한다. 명암 대비와 에지 선예도가 최대인 임계치를 구하고 이 임계치에 의해서 확장된 영역이 미세 석회화 영역이 된다. 미세 석회화 영역을 원형 혹은 타원형 등의 모델링하지 않고 석회화 형태와 무관하게 검출할 수 있다. 식 (10)에서 임계치 T_g 를 1부터 국부 영역의 최대치 $f(x_{max}, y_{max})$ 와 최소치 $f(x_{min}, y_{min})$ 의 차이만큼 증가시키며 영역 성장을 반복적으로 수행하며 임계치보다 작은 화소는 미세 석회화 영역에 포함된다. 임계치 증가에 따른 반복적인 영역 성장을 수행하면서 명암 대비와 에지 선예도를 계산하며 이 값들이 최대인 T_g 에 의해 성장된 영역이 미세 석회화 영역이 된다.

$$\begin{aligned}
 & \text{if } (f(x_{max}, y_{max}) - f(x, y) < T_g), \\
 & T_g : 1 \sim f(x_{max}, y_{min}) - f(x_{min}, y_{min}) \\
 & f(x, y) \text{ is included } \in \text{MC region} \quad (10)
 \end{aligned}$$

그림 6(a)에서 상하 두 개의 미세화 석회화 영역을 보였으며 그림 6(b)에서는 명암을 기하학적인 높이로 표현한 3차원 그림을 나타내었다. 각 미세 석회화 영역을 중심으로 하는 국부 최대치를 영역 성장의 시작점으로 하여 임계치를 변화시키면서 영역 성장을 수행한다.

먼저, 명암 대비를 이용하여서 그림 3(a)의 하단에 화살표가 표시된 미세 석회화 영역의 검출을 위하여 임계치를 증가시켜 미세 석회화 영역 내부와 외곽 경계선에서의 평균 밝기값을 구한 곡선을 그림 4에서 보았다.

그림 7에서 영역 내부의 평균 밝기 값과 외부 외곽 선에서의 평균 밝기 값은 점점 감소하는 곡선이 된다. 이 두 값의 차이는 임계치가 증가하면서 커지다가 다시 작아지는 형태를 가진다.

따라서, 임계치를 증가시키기에 따라 명암 대비 값이

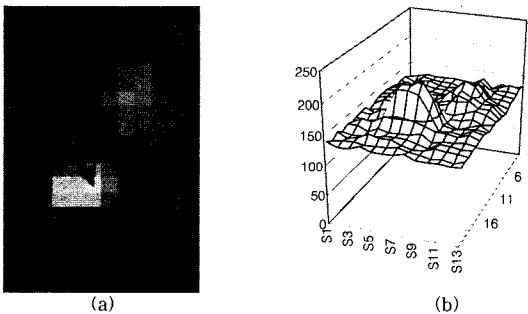


그림 6. (a) 미세 석회화 영역 (b) 3차원 표현
Fig. 6. (a) Micro-calcification regions (b) 3-dimensional geometry.

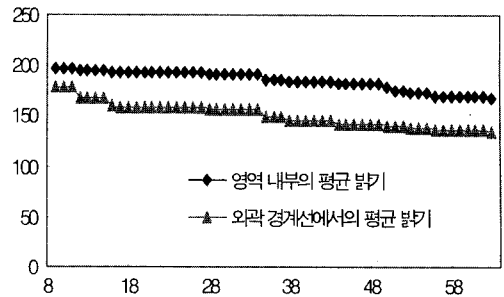


그림 7. 미세 석회화 영역 내부와 외곽 경계선에서의 평균 밝기
Fig. 7. Mean intensity of inner region and outer border in the MC.

증가한 후 다시 감소하는 곡선을 그림 8(a)에서 볼 수 있고 면적은 임계치가 증가함에 따라 지속적으로 증가한다. 이 곡선에서 T_g 가 44일 때 명암 대비도가 40.24로서 최대치이며 이때 구해진 T_g 는 그림 8(b)에서 배경 영역으로부터 미세 석회화 영역을 구별시키는 임계치이다. 구해진 영역의 면적의 화소 개수는 14였으며 실제 면적으로 환산하면 $100 \mu\text{m} \times 100 \mu\text{m} \times 14 = 0.14 \text{ mm}^2$ 임을 알 수 있다.

두 번째, 에지 선예도에 의한 미세 석회화 영역 검출을 수행하기 위하여 소벨 에지 연산자를 이용하여 기울기 영상을 구하였다. 결과를 그림 9에 보였으며 미세 석회화 영역 주변에 큰 값이 분포한 것을 알 수 있다.

그림 10(a)에서 임계치 증가에 따라 확장되는 미세 석회화 영역 외곽 경계선의 평균 기울기는 증가한 후 다시 감소하는 형태를 가지게 된다. 이는 석회화 영역 외곽에 기울기가 존재하고, 석회화 영역의 외곽 경계선과 석회화 영역 주변에 큰 값으로 존재하는 기울기가 부합될 때 외곽 경계선에서의 평균 기울기가 가장 큰 값을 가지기 때문이다. 영역 확장의 임계치를 증가시키기에 따라 영역의 면적은 증가하지만 기울기 성분이 존재하지 않기 때문에 평균 기울기 값은 점점 감소하게 됨을 알 수 있다.

미세 석회화 영역 외곽에 존재하는 기울기 성분을 이용하여서 영역 확장의 범위를 결정할 수 있었다.

T_g 가 17일 때 에지 선예도가 26.09로서 최대 값을 가짐을 알 수 있고, 이때 그림 10(b)에서 검출된 미세 석회화 영역의 면적은 12화소였다. 이를 실제 면적으로 환산하면 $100 \mu\text{m} \times 100 \mu\text{m} \times 12 = 0.12 \text{ mm}^2$ 임을 알 수 있었다.

다음으로 명암 대비와 에지 선예도의 합을 이용하여 미세 석회화 영역을 검출하였으며 그림 8(a)의 곡선에

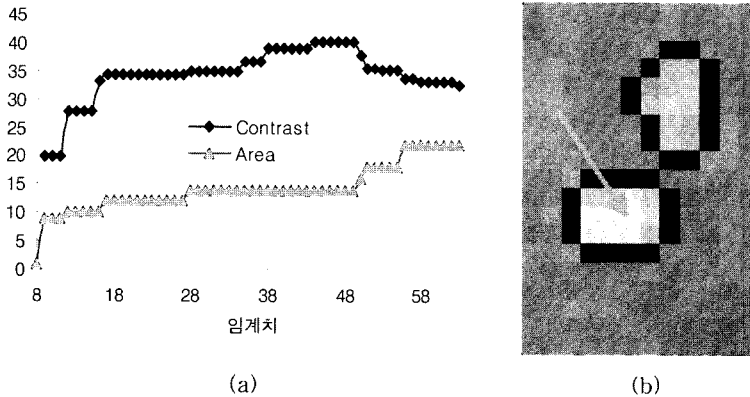


그림 8. (a) 명암 대비와 면적의 변화 곡선 (b) 명암 대비를 이용하여서 검출된 석회화 영역
 Fig. 8. (a) Graphs of contrast and area (b) extracted micro-calcification region by using contrast.

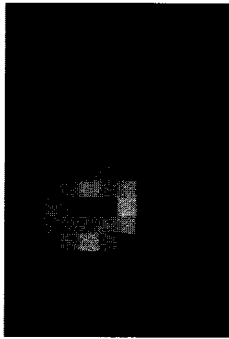


그림 9. 소벨 연산자에 의한 기울기 영상
 Fig. 9. Gradient image by Sobel operator.

서 T_g 가 38일 때 명암 대비와 에지 선예도의 합이 61.05로서 최대값을 가짐을 알 수 있고 이때 면적은 14 화소였다. 그림 8(b)에서 검출된 두 미세 석회화 영역을 보였으며, 명암 대비와 에지 선예도를 각각 이용하

여 검출과 결과를 비교하면, 면적의 크기는 명암 대비를 이용하여 얻은 경우 14화소와 동일하다. 형태적인 측면에서 명암 대비의 경우 영역 내외부의 평균 밝기의 차를 극대화시킴으로써 석회화 영역을 찾는 과정에서 영역의 미세 석회화 영역을 포함하게 되고, 에지 선예도의 경우 국부적인 밝기의 변화에 민감하게 된다. 따라서 이들 두 요소의 합에 의한 영역의 검출은 석회화 영역의 명암 분포와 국부적인 명암의 변화를 고려하게 되는 전반적으로 부드러운 영역의 검출이 이루어지게 되었다. 명암 대비 및 에지 선예도 요소를 충분히 만족시키는 미세 석회화 영역 검출 결과를 얻을 수 있었다.

추출된 미세 석회화 영역의 특징 정보를 이용하여 미세 석회화 후보 영역군으로부터 실제 미세 석회화 영역을 구별하기 위하여 확장된 영역의 면적을 이용한다. 추출된 미세 석회화 영역의 면적과 그 영역이 속한 워터셰드 영역의 면적을 비교하여 두 면적의 크기가

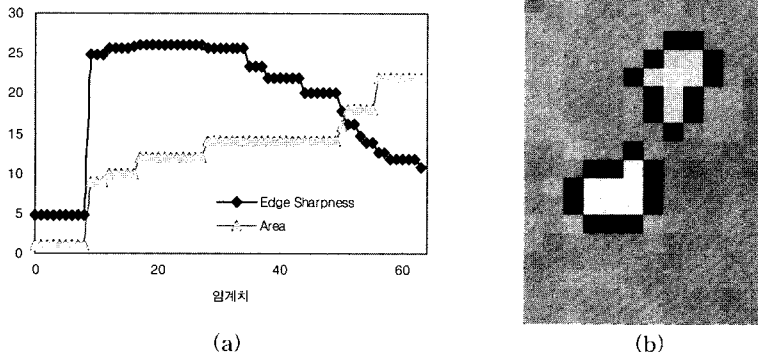
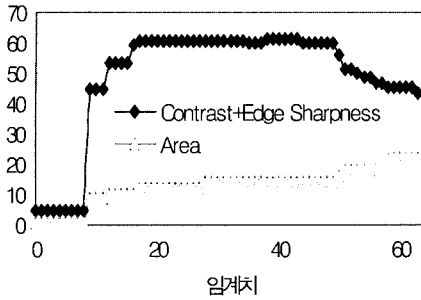
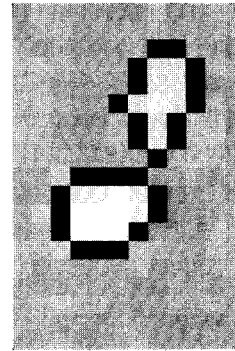


그림 10. (a) 에지 선예도와 면적의 변화 곡선 (b) 에지 선예도를 이용하여서 검출된 석회화 영역
 Fig. 10. (a) Graphs of edge sharpness and area (b) extracted micro-calcification region by using edge sharpness.



(a)



(b)

그림 11. (a) 명암 대비/에지 선예도와 면적의 변화 곡선 (b) 에지 선예도를 이용하여서 검출된 석회화 영역
 Fig. 11. (a) Graphs of sum of contrast/edge sharpness and area (b) extracted micro-calcification region by using sum of contrast and edge sharpness.

서 제외시킨다.

국부 최대치의 경사도를 이용한 미세 석회화 후보 검출 시에는 포함되었지만 명암 대비와 에지 선예도를 이용한 미세 석회화 영역의 추출이 이루어지지 않는 경우에는 석회화 영역에서 제외된다.

다음 그림 9에서 임계치는 7에서 명암 대비와 에지 선예도의 값이 14.77, 화소 개수는 102로서 워터셰드 영역의 화소 개수 16보다 현저하게 크다는 것을 볼 수 있으며(그림 10(a), (b)), 이는 배경으로부터 분리될 수 있는 미세 석회화 영역과 외곽 경계선에서의 밝기 차이 그리고 에지 성분이 존재하지 않음을 의미한다. 이는 미세 석회화 영역이 워터셰드 영역 내에 존재하지 않음을 의미하며 이들 영역은 미세 석회화 영역에서 제외된다.

3. 결 과

GE사의 디지털 X선 맘모그램(GE 2000D)으로부터 획득된 영상은 12비트의 휘도 준위, 100 $\mu\text{m} \times 100 \mu\text{m}$ 화소 크기, 1916 \times 2294 크기의 해상도로 구성되어 있다. 실험에 사용된 영상은 DICOM 파일에서 100 $\mu\text{m} \times 100 \mu\text{m}$ 의 해상도와 석회화 영역이 포함된 관심 영역을 512 \times 512 크기 8비트의 휘도 준위를 가진 영상으로 변환 후 사용하였다. 필름 유방 촬영기로부터의 디지털 화과정 없이 때문에 필름에 존재할 수 있는 미세 먼지 및 흠 등으로 인한 잡음 요소가 없다.

그림 11(a)에 워터셰드 기법에 의해 검출된 국부 최대치를 보였으며, 그림 11(b)에 워터셰드 영역을 보였 다. 6458개의 국부 최대치가 검출되었으며, 식 (3)의 평균 경사도를 계산하여 임계치 25이상인 국부 최대

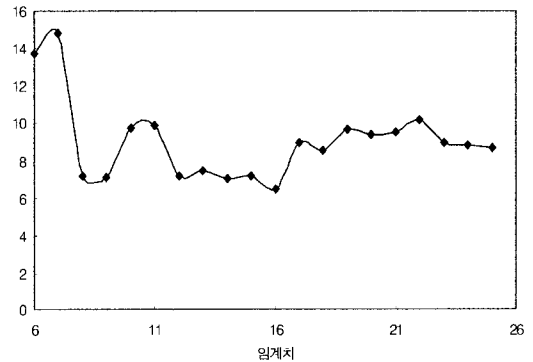
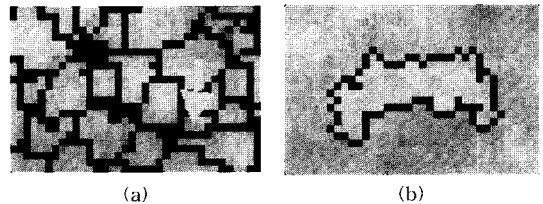


그림 12. 임계치에 따른 명암 대비와 에지 선예도의 곡선
 Fig. 12. Graphs of the sum of contrast and edge sharpness by threshold.



(a) (b)

그림 13. (a)워터셰드 영역 (b) 확장된 영역
 Fig. 13. (a) Watershed regions (b) grown region.

위치를 미세 석회화 후보 영역으로 결정하여 그림 12(a)에서 61개의 후보 영역을 구하였다.

그림 12(a)에서 보는 바와 같이 워터셰드 영역을 벗어난 영역을 미세 석회화 영역에서 제외시켜 최종적으로 33개의 미세 석회화 영역을 그림 12(b)와 보였으며 검출된 영역의 위치, 면적 등의 특징 정보들을 표 1에 나타 내었다. 표 1에서 보면 석회화 영역의 면적이 10~102화

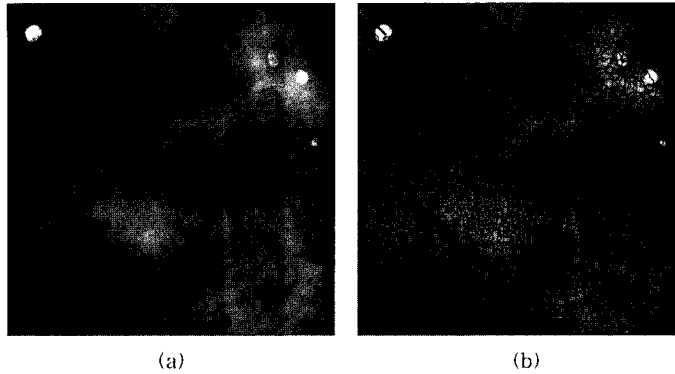


그림 14. (a) 검출된 국부 최대치와 (b) 워터셰드 영역
Fig. 14. (a) Extracted local maximum and (b) watershed region.

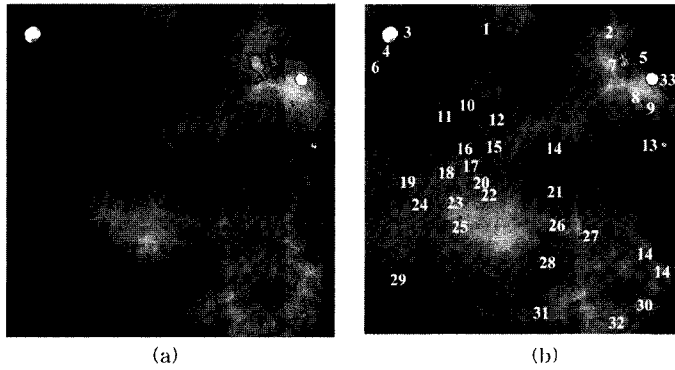


그림 15. (a) 영역 확장된 미세 석회화 후보 영역 (b) 최종 검출된 미세 석회화 영역
Fig. 15. (a) Grown MC candidate regions (b) detected MC regions.

소까지 분포되어 있으며 평균 면적은 18.25화소였다. 이를 화소 크기를 고려한 실제 면적으로 환산하면, 0.1 mm²~1.02 mm²의 분포 및 평균 면적은 0.18 mm²이 된다. 그림 12(b)에서 우측 하단의 '27', '30', 및 '32'의 혈관 영역을 미세 석회화 영역으로 잘못 검출하였지만 이들 영역의 완전한 제거보다는 미세 석회화 가능성이 있는 영역의 검출이 보다 중요하므로 진단 방사선 의사의 진단을 도울 수 있는 보조 역할에 중점을 두었다.

4. 결론 및 고찰

필름 mam모그램을 스캔하여 디지털화하는 방식에서 발전되어 영상의 획득 단계에서부터 디지털화된 영상으로부터의 처리 및 저장할 수 있는 디지털 X선 영상 기기가 보편화 되고 있다. 국내에서도 디지털 X선 장비의 개발이 임상 실험 단계에 이르렀으며 특히, 디지털 X선 mam모그램은 유방암의 조기 발견이라는 측면에

서 그 필요성은 매우 크다고 하겠다. 디지털 영상은 아날로그 필름의 디지털화된 영상과 달리 필름 흠과 디지털화 과정에서 발생하는 잡영, 비선형성 등의 화질 저하 요소로부터 자유롭다.

본 논문에서는 디지털 X선 mam모그램 영상으로부터 명암 대비와 에지 선예도를 이용한 영역 성장법에 의해 미세 석회화 영역을 추출하는 방법을 제안하였다. 워터셰드 기반한 방법으로 국부 최대치와 워터셰드 영역을 분할하고 국부 최대치 화소와 주변 화소와의 경사도를 이용하여 미세 석회화 후보 영역을 결정하였다. 임계치를 반복적으로 증가시켜 영역을 성장시키고 명암 대비와 에지 선예도가 최대일 때 미세 석회화 영역으로 결정한다. 성장된 미세 석회화 영역의 면적이 워터셰드 영역 면적보다 큰 값일 때 미세 석회화 영역에서 제외시켜 최종 미세 석회화 영역을 검출하여 진단 방사선의가 유방암 진단에 보조 역할을 할 수 있음을 보였다.

아직까지 국내에서 이용할 수 있는 디지털 mam모그램

Table 1. Detected microcalcification regions.

| No. | x | y | Contrast+Edge sharpness | Threshold | Area (pixel) | Area (mm ²) |
|-----|-----|-----|-------------------------|-----------|--------------|-------------------------|
| 1 | 203 | 37 | 28.64148 | 27 | 12 | 0.12 |
| 2 | 401 | 43 | 31.74527 | 22 | 14 | 0.14 |
| 3 | 37 | 58 | 177.2666 | 91 | 102 | 1.02 |
| 4 | 18 | 73 | 47.68397 | 32 | 12 | 0.12 |
| 5 | 432 | 84 | 31.452 | 24 | 10 | 0.10 |
| 6 | 6 | 85 | 22.00785 | 19 | 12 | 0.12 |
| 7 | 409 | 87 | 84.43062 | 24 | 22 | 0.22 |
| 8 | 444 | 151 | 24.17689 | 21 | 14 | 0.14 |
| 9 | 446 | 156 | 21.3489 | 24 | 12 | 0.12 |
| 10 | 164 | 172 | 47.54262 | 30 | 10 | 0.10 |
| 11 | 145 | 175 | 27.22006 | 16 | 11 | 0.11 |
| 12 | 195 | 180 | 31.46431 | 19 | 14 | 0.14 |
| 13 | 481 | 219 | 118.1684 | 95 | 36 | 0.36 |
| 14 | 322 | 221 | 34.00316 | 30 | 12 | 0.12 |
| 15 | 191 | 222 | 21.30675 | 20 | 16 | 0.16 |
| 16 | 178 | 225 | 52.09662 | 27 | 12 | 0.12 |
| 17 | 151 | 252 | 31.316 | 20 | 16 | 0.16 |
| 18 | 149 | 258 | 61.0492 | 38 | 14 | 0.14 |
| 19 | 86 | 276 | 36.8883 | 23 | 10 | 0.10 |
| 20 | 168 | 284 | 24.66067 | 15 | 12 | 0.12 |
| 21 | 282 | 290 | 39.21327 | 19 | 10 | 0.10 |
| 22 | 181 | 294 | 23.03122 | 23 | 10 | 0.10 |
| 23 | 161 | 307 | 31.95149 | 22 | 10 | 0.10 |
| 24 | 105 | 308 | 23.16776 | 25 | 14 | 0.14 |
| 25 | 154 | 329 | 23.7407 | 17 | 10 | 0.10 |
| 26 | 325 | 342 | 54.54144 | 35 | 12 | 0.12 |
| 27 | 346 | 359 | 24.95766 | 10 | 10 | 0.10 |
| 28 | 314 | 402 | 33.38441 | 20 | 10 | 0.10 |
| 29 | 74 | 428 | 35.66821 | 24 | 16 | 0.16 |
| 30 | 450 | 483 | 29.28622 | 22 | 10 | 0.10 |
| 31 | 282 | 496 | 20.41649 | 15 | 10 | 0.10 |
| 32 | 421 | 507 | 61.99645 | 29 | 32 | 0.32 |
| 33 | 451 | 114 | 109.0541 | 66 | 82 | 0.82 |

영상이 제한되어 있으며, 미세 석회화 영상의 획득 역시 매우 제한적이다. 맘모그램 진단 영상의 확보가 필수적이며 데이터 베이스화 하여 방사선 의사의 진단에 직접적으로 도움을 줄 수 있는 진단 요소의 개발에 대한 연구가 계속되어야 할 것이다.

Acknowledgements

This report is a result of Advanced Backbone IT technology development project supported by Ministry of Information & Communication in republic of Korea.

참고 문헌

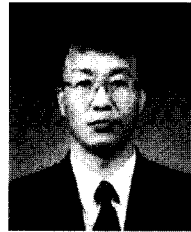
- [1] B.S. Monsees, "Evaluation of breast microcalcification," *Radiologic Clinics of North America*, vol. 33, pp. 1109~1121, 1995.
- [2] F.F. Hall, "Mammography in the diagnosis of in situ breast carcinoma," *Radiology*, vol. 168, pp. 279~280, 1988.
- [3] 양윤석, 김덕원, 김은경, "통계적 패턴 분류법과 패턴 매칭을 이용한 유방 영상의 미세석회화 검출," *의공학회지*, vol. 18, no. 3, pp. 357~363, 1997.
- [4] 김종국, 박정미, 송근식, 박현욱, "X-선 유방영상에서 텍스처 분석과 신경망을 이용한 군집성 미세석

- 회화의 컴퓨터 보조 검출,” 의공학회지, vol. 19, no. 1, pp. 1~7, 1998.
- [5] L. Shen and R.M. Rangayyan, “Application of shape analysis to mammographic calcifications,” *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol. 13, pp. 263~274, 1994.
- [6] T.C. Wang and N.B. Karayiannis, “Detection of microcalcifications in digital mammograms using wavelets,” *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol 17, no. 4, pp. 498~509, Aug. 1998.
- [7] S.A. Hojjatoleslami and J. Kittler, “Automatic detection of calcification in mammograms,” *Image processing and its Application*, pp. 139~145, July 1995.
- [8] W. Qian and L.P. Clarke, “Computer assisted diagnosis for digital mammography,” *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 10, pp. 561~569, 1995.
- [9] G.M. Brake and N. Karssemeijer, “Single and multiscale detection of masses in digital mammograms,” *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol. 18, no. 7, pp. 628~639, Jul. 1999.
- [10] N. Petrick, H.P. Chan, B. Sahiner, and D.Wei, “An adaptive density-weighted contrast enhancement filter for mammographic breast mass detection,” *IEEE Trans on Medical Imaging*, vol. 15, no. 1, pp. 59~67, Feb. 1996.
- [11] K. Haris, S.N. Efstratadis, N. Maglaveras, and A.K. Katsaggelos, “Hybrid image segmentation using watershed and fast region mering,” *IEEE trans. on image Processing*, vol. 7, no. 12, pp. 1684~1699, Dec. 1998.
- [12] I.N. Backman, T. Nizialek, I. Simon, O.B. Gatewood, I.N. Weinberg, and W.R. Brody, “Segmentation Algorithms for detecting microcalcifications in mammograms,” *IEEE Trans. on Information Technology in Biomedicine*, vol. 1, no. 2, June 1997.
- [13] R.C. Gonzalez and R.E. Woods, *Digital image processing*, Prentice Hall, 2001
- [14] M. Sonka, V. Hlavac, R. Boyle, *Image processing, analysis, and machine vision*, Brooks/Cole, 2001.



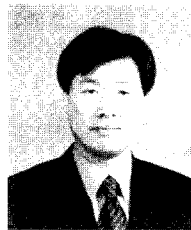
원 철 호

- 1992년 경북대학교 공과대학 전자공학과 졸업(공학사)
- 1995년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
- 1998년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사)
- 1998년 ~ 1999년 계명대학교 의과대학 의공학교실 연구강사
- 1999년 ~ 2002년 Univ. of Iowa, Post. Doc. Fellow
- 현재 경일대학교 제어계측공학과 조교수
- 연구 분야: 의용 계측, 의학 영상처리, 컴퓨터 비전



강 신 원

- 1978 경북대학교 전자공학과 (공학사)
- 1980 영남대학교 전자공학과 (공학석사)
- 1993 일본 게이오대학교 생체의공학과 졸업 (공학박사)
- 1994 ~ 현재, 경북대학교 전자전기공학부 부교수
- 주관심 분야 : 광소자 및 반도체광학센서, 의용전자



조 진 호

- 1984. 4. ~ 현재 경북대학교 전자공학과 교수
- 1984. 4.~현재 경북대학병원 의공학과장(겸무)
- 1984. 4.~ 현재 경북대학교 대학원 의공학과 의공학과장
- 1984. 4.~ 현재 경북대 의과대학 의공학교실 주임교수
- 연구분야: 의용전자공학, 의공학, 생체신호처리