

웨이브렛 변환과 자동적인 임계치 설정에 의한 미세 석회화 검출

원철호[†], 서용수^{**}, 조진호^{***}

요 약

본 논문에서는 디지털 X선 유방 촬영 시스템에서 획득된 영상으로부터 웨이브렛 변환과 자동적인 임계치 설정기법을 이용하여 미세 석회화 영역을 추출하였다. 디지털 X선 영상 장비는 임상 진단 분야에서는 필수적인 진단 장비이며, 흉부 촬영, 골절상 및 치아 교정 등의 다양한 분야에 사용되고 있다. 특히 디지털 X선 유방 촬영술은 유방암 진단의 가장 좋은 방법으로 알려져 있으며 최근 국내에서 디지털 X선 기기를 개발하기 위한 많은 연구들이 진행되고 있다. 본 논문에서는 디지털 X선 유방 촬영 영상으로부터 초기 단계의 유방암 진단을 위해 필수적인 미세 석회화를 검출하는 알고리즘을 제안하여 이를 효과적으로 검출하였으며 진단 방사선학적 진단에 도움을 줄 수 있음을 보였다.

Microcalcification Extraction by Wavelet Transform and Automatic Thresholding

Chulho Won[†], Yong-Su Seo^{**}, Jin-Ho Cho^{***}

ABSTRACT

In this paper, we proposed the microcalcification detection algorithm which is based on wavelet transform and automatic thresholding method in the X-ray mammographic images. Digital X-ray imaging system is essential equipment in the field diagnosis and is widely used in the various fields such as chest, fracture of a bone, and dental correction. Especially, digital X-ray mammographic imaging is known as the most important method to diagnose the breast cancer, many researches to develop the imaging system are processing in country. In this paper, we proposed a microcalcifications detection algorithm necessary in the early phase of breast cancer diagnosis and showed that a algorithm could effectively detect microcalcification and could aid diagnosis-radiologist.

Key words: Digital X-Ray Mammographic System(디지털 X선 유방촬영 시스템), Wavelet Transform(웨이브렛 변환), Microcalcification(미세 석회화), Automatic Thresholding(자동적인 임계치 설정)

1. 서 론

X선 유방 촬영술(mammogram)은 유방암 진단의 가장 좋은 방법으로 암이 촉진되는 시기보다 2년 일찍 조기유방암을 발견해 준다. X선 유방 촬영영상에

서 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 0.7mm 이하인 석회화를 미세 석회화로 불리며, X선 유방영상 해석으로 검출된 유방

※ 교신저자(Corresponding Author): 원철호, 주소: 경북 경산시 하양읍 부호리 33(712-701), 전화: 053)850-7325, FAX: 053)850-7612, E-mail: chulho@kiu.ac.kr
접수일: 2003년 1월 29일, 완료일: 2003년 4월 14일

[†] 정회원, 경일대학교 제어계측공학과 조교수

^{**} 동서대학교 정보시스템공학부 부교수
(E-mail: seoyong@dongseo.ac.kr)

^{***} 정회원, 경북대학교 첨단감각기능회복장치연구소 소장
(E-mail: jhcho@knu.ac.kr)

암의 30~50%가 균집성 미세 석회화의 형태를 나타내고 있다고 보고되어 있다. 따라서, 미세 석회화의 검출은 유방암의 조기 발견을 위하여 아주 중요하며, 디지털 영상처리 기술을 이용하여 진단 방사선 의사들의 진단 정확도를 향상시키기 위한 보조수단으로 미세 석회화 영역의 검출에 대한 연구들이 계속되고 있다.[3,4]

Nishikawa 등[5]은 서로 다른 크기의 박스 필터를 이용하여 차 영상을 생성하여 이를 이진화하고 모폴로지 연산에 의해 미세 석회화를 검출하였다. S.A. Hojjatoleslami 등[6]은 영역 성장법에 의해 미세 석회화 영역을 검출하는 방법을 제안하였으나 영역의 과대 성장을 제한하기 위하여 실험 혹은 경험에 의해 임계치를 설정하였다. 최근에는 웨이브릿 변환을 기반으로 미세 석회화를 검출하기 위한 많은 연구들이 수행되고 있으며[6-9], R.N. Strickland 등[9]은 웨이브릿 변환을 이용하여 영상을 각 주파수 대역별로 분해한 후에 고주파 대역에 대하여 임계치 설정에 의한 이진화를 수행하여 미세 석회화를 검출하였다. T.C. Wang과 N.B. Karayiannis [10]는 웨이브릿 변환에 의해 각 주파수 대역별로 분해한 후 저주파 대역의 계수를 '0'으로 설정하여 재합성 한 후에 임계치 설정에 의하여 이진화를 수행하여 미세 석회화를 검출하는 방법을 제안하였다.

차 영상 기반 기법[5] 및 영역 성장기법[6]에서 미세 석회화를 추출하기 위하여 임계치 설정에 의해 이진화를 수행하게 된다. 전역 임계치는 영상 전영역에 대한 히스토그램으로부터 구해지며 국부 영역에서의 임계치는 평균과 분산의 통계적 계산에 의해 구해진다. 웨이브릿 변환 방법에서도 고주파 영역에 대한 이진화[9] 혹은 저주파 대역을 제거하고 고주파 대역의 합성 영상에 대한 이진화[10]에 의해 미세 석회화를 검출하게 된다. 이진화 과정시 설정되는 임계

치의 결정은 매우 중요하며, 설정된 임계치에 따라서 미세 석회화 추출 결과는 달라지게 된다.

본 논문에서는 웨이브릿 변환과 영역 성장법에 기반한 자동적인 임계치 설정기법을 이용하여 미세 석회화 영역을 추출하게 된다. 여기서, 유방암의 주요 징후 중의 하나인 미세 석회화를 효과적으로 검출하는 영상 처리 기법을 제안하고, 제안한 기법이 유방암의 조기 발견을 위한 진단방사선학적 진단에 도움을 줄 수 있음을 보이고자 한다.

2. 방법

디지털 X선 유방 촬영영상에서 미세 석회화는 원형, 선형 등 매우 다양하게 나타나지만 주로 원형 또는 타원의 형태이며 밀도가 높아 명암값이 매우 크게 나타난다. 영상 화소의 명암 정보를 지형적 정보로 해석하여 유방 영상에 적용하였다. 고밀도의 미세 석회화 영역은 디지털 X선 유방 촬영영상에서 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 표현되므로 워터셰드[11,12] 알고리즘을 이용하여 국부 최대치를 검출하여 이를 영역 성장을 위한 초기 시작점으로서 사용한다. 그림 1의 순서도에서 국부 최대 화소를 초기 시작점으로 설정하여 웨이브릿 변환 영상으로부터 구해지는 명암대비와 에지 선예도를 이용하여 자동적인 임계치 설정에 의하여 미세 석회화를 검출하는 과정을 보여준다.

2.1 워터셰드 기법에 의한 국부 최대치 검출

본 논문에서는 국부 영역의 최대치와 좌표를 추출

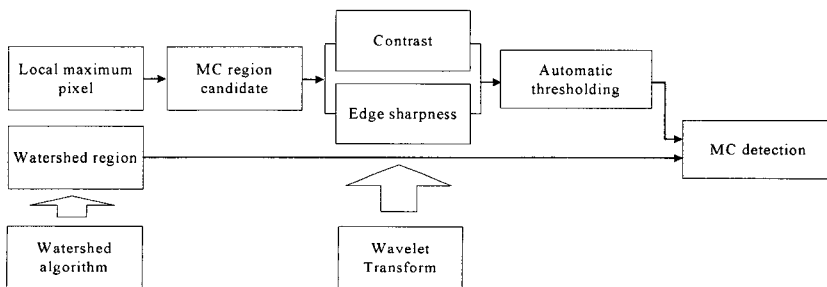


그림 1. 미세 석회화 검출을 위한 순서도

하기 위하여 J.M. Gauch[11]가 제안한 워터셰드 기법을 이용하였다. 이는 5×5 영역 내에서 중앙의 현재 화소가 국부 최대치인 경우 현재까지의 국부 최대치의 개수로서 현재 화소의 위치에 라벨을 설정하고 현재 위치가 국부 최대치가 아닐 경우에는 최대치가 존재하는 화소의 위치에 해당하는 라벨을 설정한다. 그림 2의 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 표시된다. 탐색 과정에서 라벨 정보로부터 워터셰드 영역의 국부 최대치 및 최소치 좌표 및 면적 등의 값을 획득하게 된다.

2.2 미세 석회화 영역 후보 검출

국부 최대치로부터 영역의 화소에 대한 경사도 (slope)를 이용하여 미세 석회화 영역의 후보를 결정한다. 석회화 영역은 주변 조직보다 밀도가 높기 때문에 디지털 X선 유방 촬영영상에서는 주위의 화소보다 명암이 밝게 나타나며, 검출된 국부 최대치와 워터셰드 영역의 각 화소와의 경사도를 구하고 평균 경사도가 클 경우 미세 석회화 후보 영역으로 지정한다.

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

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 2. 국부 최대치 검출을 위한 라벨

$$Slope_{mean} = \frac{\sum_{i=1}^N Slope_i}{N} \quad (2)$$

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

Candidate of micro-calcification

여기서, $D(x_{max}, y_{max}, x_i, y_i)$ 는 국부 최대치 화소와 워터셰드 영역내의 화소 거리로서 15로 설정하였다. 이 값은 미세 석회화의 크기가 실험 영상에서 6~7 화소 이내이기 때문에 충분히 국부 최대치 값과 주변 영역과의 기울기 값을 얻을 수 있도록 화소 크기의 2배로 설정하였다.

3 웨이블릿 변환(wavelet transform)

Mallat 등[13,14]은 가우시안 형태를 갖는 신호에 대한 1차 도함수를 모웨이브릿(mother wavelet)으로 사용하여 공간상에서 영상의 에지 및 특이점의 특성을 해석하였다.

실수 함수 $\theta(x)$ 는 $\theta(x) = O(1/(1+x^2))$ 이고 $\int_{-\infty}^{\infty} \theta(x)dx \neq 0$ 을 만족하는 평활화 함수이다. 그리고 j 번째 스케일에서의 평활화 함수 $\theta(x)$ 는 $\theta_{2^j} = (1/2^j)\theta(x/2^j)$ 이고, $f(x)$ 는 $L^2(\mathbf{R})$ 를 만족하는 실수 함수이다. $f(x)$ 의 j 번째 스케일 상에서의 에지들은 $\theta_{2^j}(x)$ 에 의하여 평활화된 신호 $f(x) * \theta_{2^j}(x)$ 에서 급격한 밝기 변화를 가지는 곳이다. 그리고 $\psi(x)$ 을 평활화 함수 $\theta(x)$ 의 1차 도함수

$$\psi(x) = d\theta(x)/dx \quad (4)$$

로 두면, $\psi(x)$ 는 $\int_{-\infty}^{\infty} \psi(x)dx = 0$ 을 만족하므로 웨이블릿이 될 수 있다. $\psi(x)$ 를 모웨이브릿(mother wavelet)으로 하는 $f(x)$ 의 j 번째 스케일에서의 웨이블릿 변환 $Wf(2^j, x)$ 은

$$\begin{aligned} Wf(2^j, x) &= f(x) * \psi_{2^j}(x) = f(x) * (2^j \frac{d\theta_{2^j}(x)}{dx})(x) \\ &= 2^j \frac{d}{dx} (f(x) * \theta_{2^j}(x))(x) \end{aligned} \quad (5)$$

으로 정의된다. 위 식을 살펴보면, 웨이블릿 변환 $Wf(2^j, x)$ 은 $\theta_{2^j}(x)$ 에 의하여 평활화된 $f(x)$ 가 x 에 대하여 미분되어 얻어진 상세신호 (detail signal)임

을 알 수 있다. 2-D 함수 $f(x, y)$ 의 j 번째 스케일 상에서 웨이블릿 변환은 수평 및 수직에 대한 웨이블릿 변환 $W_{2^j}^h f(x, y)$ 및 $W_{2^j}^v f(x, y)$

$$\begin{aligned} W_{2^j}^h f(x, y) &= f * \phi_{2^j}^h(x, y) \text{ 및} \\ W_{2^j}^v f(x, y) &= f * \phi_{2^j}^v(x, y) \end{aligned} \quad (6)$$

을 가진다. 여기서, 수평 및 수직에 대한 웨이블릿은 각각 $\phi_{2^j}^h = \frac{1}{2^j} \phi^h(\frac{x}{2^j}, \frac{y}{2^j})$ 및 $\phi_{2^j}^v = \frac{1}{2^j} \phi^v(\frac{x}{2^j}, \frac{y}{2^j})$ 이며, ϕ^h 및 ϕ^v 은 각각

$$\phi^h(x, y) = \frac{\partial \theta(x, y)}{\partial x} \text{ 및 } \phi^v(x, y) = \frac{\partial \theta(x, y)}{\partial y} \quad (7)$$

와 같다. 평활화 작용소(smoothing operator) S_{2^j} 은 평활화 함수 $\phi(x, y)$ 에 의하여

$$S_{2^j} f(x, y) = f * \phi_{2^j}(x, y) \quad (8)$$

와 같이 정의되며, $\phi_{2^j}(x, y) = \frac{1}{2^j} \phi(\frac{x}{2^j}, \frac{y}{2^j})$ 이다. 여기서, $f(x)$ 는 $S_{2^0} f(x, y)$ 와 같다. J 번째 스케일까지의 웨이블릿 변환 $\{W_{2^j}^h f(x, y), W_{2^j}^v f(x, y)\}_{1 \leq j \leq J}$ 은 $S_{2^0} f(x, y)$ 에 대하여 수평 및 수직에 대한 상세 신호를 나타낸다.

본 논문에서는 영상 $f(x, y)$ 에서 Mallat 등에 의하여 소개된 고속 웨이블릿 변환 알고리즘[5, 부록]을 이용하여 첫 번째 스케일에서 다음 식 (9)과 같이

$$\{(S_{2^1} f(x, y), (W_{2^1}^h f(x, y)), (W_{2^1}^v f(x, y)))\}_{1 \leq x \leq NH, 1 \leq y \leq NV} \quad (9)$$

평활화된 신호 S_{2^1} , 수평 및 수직 성분에 대한 웨이블릿 변환 신호 $W_{2^1}^h$ 및 $W_{2^1}^v$ 의 세 개의 부대역 신호를 얻는다. 여기서 x 및 y 는 공간 영역 상에서의 수평 및 수직 축이고, NH 및 NV 는 영상의 수평 및 수직 해상도 크기이다.

첫 번째 스케일 상의 수평 및 수직 상세 신호를 이용하여 상세 신호에 대한 크기(magnitude) 성분 $Mf(x, y)$ 을 구하면 다음 식 (10)과 같다.

$$Mf(x, y) = \sqrt{W_{2^1}^h f(x, y)^2 + W_{2^1}^v f(x, y)^2} \quad (10)$$

일반적인 웨이블릿 변환과는 달리 Mallat 웨이블릿 변환에서는 웨이블릿 분해시 표본에 대하여 간축

(decimation)을 행하지 않으므로 원 영상과 동일한 해상도를 갖는 부대역들을 얻는다. 따라서, 이러한 Mallat 웨이블릿 변환은 특이점의 위치를 정확하게 찾을 수 있는 장점을 갖는다. 본 논문에서는 미세 석회화를 검출하기 위하여 평활화된 신호 S_{2^1} 와 상세 신호에 대한 크기(magnitude) 성분 $Mf(x, y)$ 을 이용하여 명암 대비와 에지 선예도를 계산한다.

4. 명암 대비와 에지 선예도를 이용한 영역 성장

4.1 명암 대비와 에지 선예도

명암 대비와 에지 선예도를 이용하여 영역 성장에 기반한 자동적인 임계치 설정 기법에 의하여 미세 석회화를 검출하게 된다. 이는 웨이블릿 변환에 의해 얻어진 평활화된 신호 S_{2^1} 를 이용하여 명암 대비를 구하고 상세 신호의 크기 성분 $Mf(x, y)$ 을 이용하여 에지 선예도를 계산한다. 평활화된 신호 S_{2^1} 는 현재 화소와 주변 화소의 평균 밝기를 나타내며 상세 신호의 크기 성분 $Mf(x, y)$ 는 영상에서 고주파 성분을 가지는 에지 성분을 나타낸다.

명암 대비는 관심 영역에 포함된 화소의 평균 휘도와 관심 영역 외곽선에서의 평균 휘도의 차이를 말한다. 영상에서 밝은 점으로 표현되는 미세 석회화는 영역의 평균 휘도가 주변보다 큰 값을 가지게 된다. 관심 영역과 배경과의 평균 휘도 차이는 영역의 분할 정도를 의미하며, 배경으로부터 미세 석회화 영역의 분할이 잘 될수록 큰 값의 휘도 준위를 가지는 미세 석회화와 작은 값을 가지는 배경의 평균값 차이는 커진다.

웨이브릿 변환에 의한 평활화 영상 S_{2^1} 로부터 구해지는 상에서 명암 대비는 다음 식 (11)과 같다.

$$\begin{aligned} Contrast &= \mu_{object} - \mu_{border} \quad \mu_{object} = \frac{\sum_{i=1}^N S_{2^1}(x_i, y_i)}{N}, \\ & \quad (x_i, y_i) \in microcalcification \ region \\ \mu_{border} &= \frac{\sum_{j=1}^M S_{2^1}(x_j, y_j)}{M}, \quad (x_j, y_j) \in background \ region \end{aligned} \quad (11)$$

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

에지 선예도는 수평 및 수직 상세 신호의 크기 영상 $Mf(x, y)$ 를 이용한다. 미세 석회화는 디지털 X선 영상에서 밝은 점으로 표시되며 웨이브릿 변환 후 상세 신호에서 미세 석회화영역이 검출된다.

에지 선예도는 미세 석회화 영역의 경계선의 각 위치에서 상세 신호의 크기 $Mf(x, y)$ 값을 구하고 경계선을 구성하는 화소의 개수 M 으로 나누면 식 (12)와 같이 계산할 수 있다. 미세 석회화와 배경의 경계에서 $Mf(x, y)$ 는 큰 값을 나타내며 영역 성장에 의하여 분할이 잘 이루어질 때 에지 선예도 값은 커지게 된다. 영역 성장에 의해 분할된 영역의 경계선과 상세 신호의 크기 $Mf(x, y)$ 가 일치할 때 에지 선예도는 가장 큰 값을 가지게 된다.

$$Edge\ sharpness = \frac{\sum_{j=1}^M Mf(x_j, y_j)}{M} \quad (12)$$

4.2 명암 대비와 에지 선예도 기반 영역 성장에 의한 영역 분할

위터웨드 알고리즘에 의해 검출된 국부 최대치를 초기 시작점으로 설정하여 영역 성장에 의한 미세 석회화 분할을 수행한다. 최적의 임계치를 자동적으로 결정하기 위하여 영역내의 최대 화소를 시작점으로부터 반복적으로 임계치를 증가시켜 영역을 확장시킨다. 이때 확장된 영역의 외곽 경계선을 검출하여 명암 대비와 에지 선예도를 계산한다. 임계치를 반복적으로 증가시켜 명암 대비와 에지 선예도가 최대인 임계치를 구하고 이 임계치에 의하여 자동적인 영역 분할이 이루어진다.

다음 식 (13)에서와 같이 임계치 T_g 를 1부터 영역의 초기치 $f(x_s, y_s)$ 와 최소치 $f(x_{min}, y_{min})$ 의

차이만큼 영역 성장을 반복적으로 수행하며 임계치보다 작은 화소는 영역에 포함된다. 검출 영역에서 명암 대비와 에지 선예도를 계산하며 이 값들이 최대인 T_g 에 의해 성장된 영역이 최종적으로 검출된다.

$$if(f(x_s, y_s) - f(x, y) < T_g), T_g: 1 \sim f(x_s, y_s) - f(x_{min}, y_{min})$$

$$f(x, y) \text{ is included in Object} \quad (13)$$

$$T_{opt} = T_g \{ \max (Contrast + \alpha Edge\ sharpness) \}_{T_g}$$

여기서, α 는 에지 선예도에 가해지는 가중치이다. 알고리즘의 유효성을 검증하기 위하여 그림 3(a)의 테스트 패턴에 대한 실험을 하였다. 테스트 패턴의 중앙의 사각형은 233을 중심으로 좌측 상단에서부터 시계방향으로 각각 128, 167, 219, 및 50의 휘도 준위를 가진다. 5%의 유니폼 잡음과 랜덤 잡음을 실어서 실험한 결과를 그림 3(b), 3(c)에 보였으며, 임계치 T_g 가 각각 8과 9로 자동적으로 설정되어 영역을 분할하였다. 여기서, 임계치 T_g 는 영역을 성장함에 있어서 영역 포함 여부를 결정하는 값으로서 국부 최대치인 시작점 휘도와 주변 화소화의 차이값을 의미한다.

5. 결과 및 토의

디지털 X선 유방영상에서 상하 두 개의 미세 석회화가 존재하는 16×16 화소 영역을 그림 4에 보였다. 그림 4(b)에서는 명암을 기하학적인 높이로 표현하였으며, 분할된 위터웨드 영역과 두 미세 석회화 영역의 국부 최대 화소를 각각 그림 4(c) 및 4(d)에 보였다.

그림 4(a)의 미세 석회화 영상에 대하여 웨이브릿 변환 후에 평활화된 신호 S_2 를 그림 5(a)에 상세

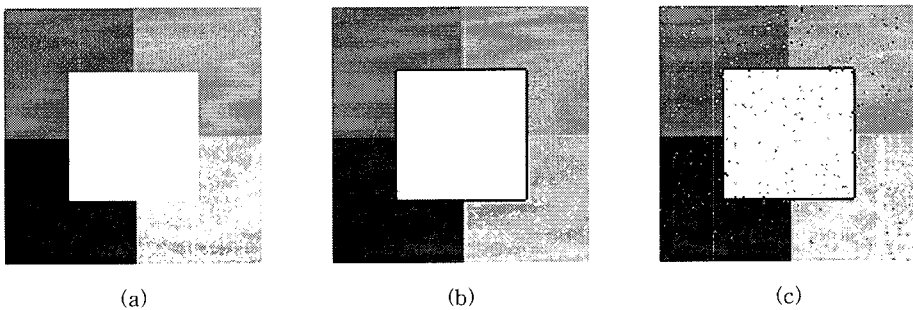


그림 3. (a) 테스트 패턴 영상 (b) 유니폼 잡음 영상에서 영역 검출 (c)랜덤 잡음 영상에서 영역 검출

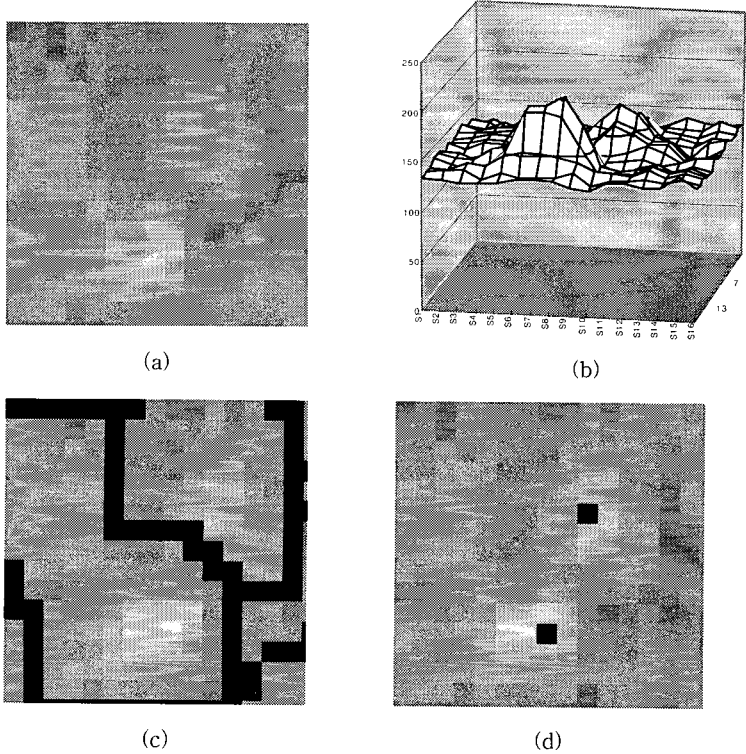


그림 4. (a) 미세 석회화 (b) 3차원 기하학적 표현 (c) 워터셰드 영역 (d) 국부 최대 화소

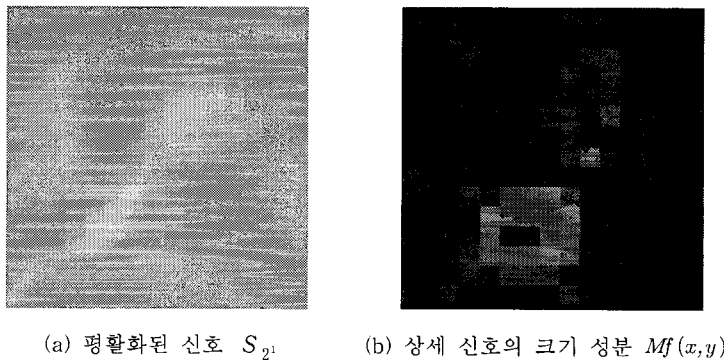


그림 5. 웨이브릿 변환 결과

신호의 크기 성분 $Mf(x,y)$ 를 그림 5(b)에 보였으며 이로부터 명암 대비와 에지 선예도를 구하여 미세 석회화 영역을 검출한다.

그림 6(a)의 곡선에서는 그림 6(b)의 아래쪽 미세 석회화에 대한 면적과 명암 대비와 에지 선예도의 변화 곡선을 보였다. T_9 가 16일 때 명암 대비와 에지 선예도의 합이 34.4로서 최대값임을 알 수 있고 이때 면적은 12화소였다. 이때 명암 대비와 에지 선예도의

합을 계산함에 있어 에지 선예도의 크기를 억제하기 위하여 에지 선예도에 0.2의 가중치를 주어 계산하였다. 임계치가 증가할수록 미세 석회화의 면적은 증가하지만 명암 대비와 에지 선예도는 감소하게 된다. 이는 형태적인 측면에서 명암 대비의 경우 영역 내의 부의 평균 밝기의 차를 극대화시킴으로써 석회화 영역을 찾는 과정에서 영역의 미세 석회화 영역을 포함하게 되고, 에지 선예도의 경우 국부적인 밝기의 변

화에 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 그림 6(b)에서 얻을 수 있었다.

추출된 미세 석회화 영역의 특징 정보를 이용하여 미세 석회화 후보군으로부터 실제 미세 석회화를 구별하기 위하여 확장된 영역의 면적을 이용한다. 추출

된 미세 석회화 영역의 면적과 그 영역이 속한 워터셰드 영역의 면적을 비교하여 두 면적의 크기가 뚜렷한 차이를 보일 때 이 영역은 미세 석회화에서 제외시킨다.

웨이브릿 변환에 의한 미세 석회화 검출에 관한 연구는 다양하게 수행되어 왔으며, 디지털 X선 유방촬영영상을 각 주파수별로 분해한 후에 배경영역을 나타내는 저주파 영역을 억제하고 미세 석회화를 나타내는 고주파 영역을 강조하는 형태이다.

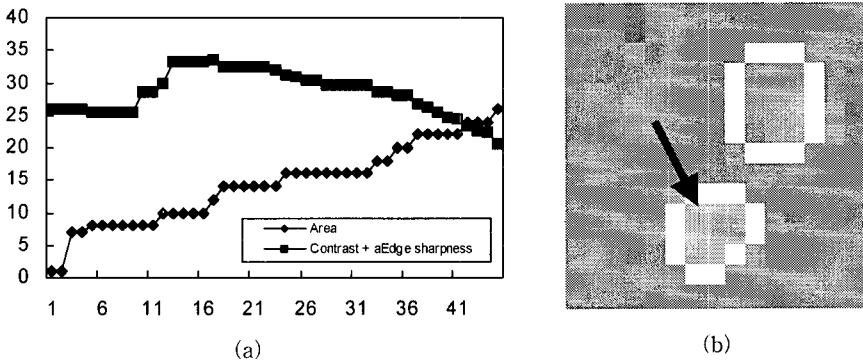


그림 6. (a) 명암 대비와 에지 선예도 / 면적의 곡선 (b) 제안한 방법에 의해 검출된 미세 석회화

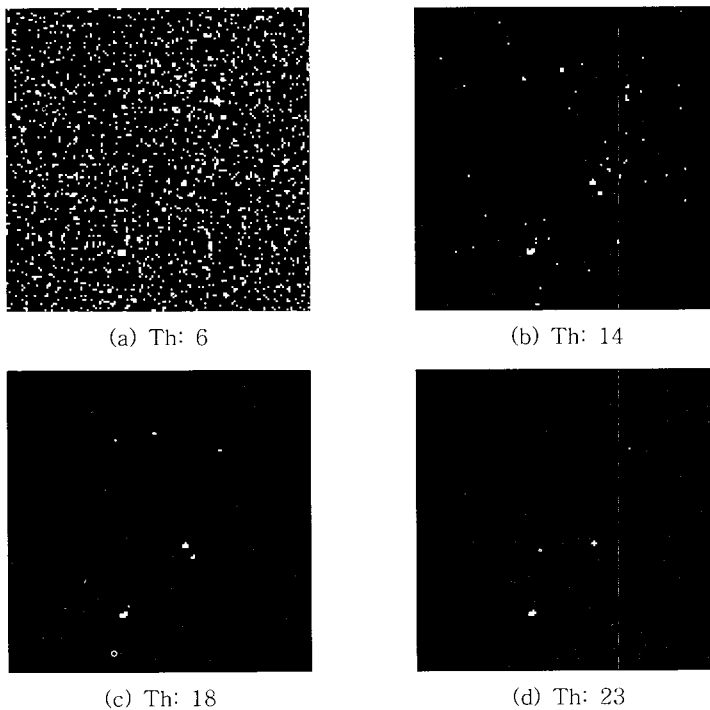


그림 7. 합성된 영상의 임계치 변화에 따른 미세 석회화 검출 영상

표 1. 미세 석회화 검출 개수

	True	Th: 14	Th: 18	Th:23	Proposed method
No. of MC	7	44	7	3	7

본 논문에서는 T.C. Wang과 N. B. Karayiannis가 제안한 웨이브릿 변환을 이용한 미세 석회화 검출 [10]을 구현하여 본 논문에서 제안한 방법과 비교하였다. 두 레벨의 Daubechies 웨이브릿 필터링과 다운 샘플링에 의해 7개의 부대역으로 분해하였다. 미세 석회화는 최고 주파수에 대응하게 되므로 영상의 배경 정보를 억제시키기 위하여 저주파 성분을 포함하는 부대역의 웨이브릿 계수를 "0"으로 두고 합성을 한다. 합성된 영상은 미세 석회화를 포함하는 고주파 성분만을 가지게 되고 이를 이진화함으로써 미세 석회화를 검출하게 된다.

그림 7에서는 합성된 영상에 대하여 임계치를 변화시키면서 검출한 미세 석회화를 보였다. 임계치가 너무 낮게 설정되면 미세 석회화가 과다 검출되며 높게 설정되면 미세 석회화가 누락된다. 임계치 설정시 히스토그램의 분포로부터 전역 임계치를 결정하거나 국부 통계치에 근거한 국부 임계치를 도입하기도 하지만 임계치 결정은 쉽지 않다.

표 1에서는 웨이브릿 변환에 의해 합성된 영상에 대하여 이진화를 수행할 때 임계치 변화에 따라서 미세 석회화를 검출 개수가 변하게 되는 것을 보여준다. 그러나, 본 논문에서 제안한 미세 석회화 검출법은 영역 분할에 따른 임계치를 자동 설정해주기 때문에 경험 혹은 실험에 근거한 임계치 설정이 필요없으며 이의 결과를 그림 8에 보였다. 7개의 미세 석회화를 자동적인 임계치 설정에 의해 효과적으로 검출한 것을 알 수 있다.

본 논문에서는 MIAS(Mammographic Image

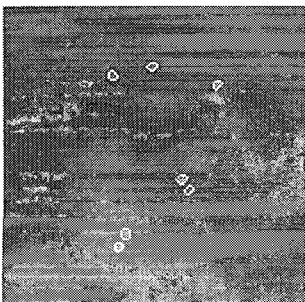


그림 8. 제안한 방법에 의한 미세 석회화 검출 영상

Analysis Society)의 Mini Mammographic 데이터베이스에서 제공되는 영상을 사용하였다. 실험에 사용된 영상은 200 μ m의 해상도 1024 \times 1024의 크기의 필름 스캔된 디지털 영상이며, 미세 석회화로 분류된 22개의 영상에 대해 알고리즘을 적용시킨 결과 총 299개의 미세 석회화에 대하여 TP(true positive) 비율 83.2%, 평균 FP(false positive) 개수는 1.1을 얻었다. 일반적으로 TP 비율이 80%이상이면 양호한 분류라고 알려져 있다. Yang 등[18]은 Bayes 결정규칙을 이용하는 클래스 분류에 의하여 82.6%의 TP와 평균 FP 개수 6.5의 결과를 얻었다. 이는 향상된 TP에서 평균 FP의 개수가 16.9% 정도로 감소한 결과임을 알 수 있다. 기존의 H.P. Chan 및 K.S. Woods 등의 연구[18,19]에서 FP 개수가 1일때 TP가 70%로 알려져 있으며[13], 웨이브릿 변환을 이용한 Strickland 및 Hahn의 연구[9]에서는 FP 개수가 1인 경우 TP 77%의 결과를 얻은 것으로 보고되었다. 이들 기존의 연구 결과와 비교했을 때 본 연구에서 좀 더 나은 결과를 얻을 수 있음을 알 수 있었다.

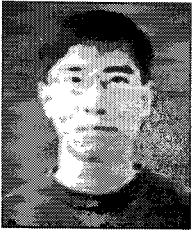
6. 결 론

디지털 X선 유방촬영 영상으로부터 미세 석회화를 검출하기 위하여 차 영상 기반 기법 및 영역 성장 기법 웨이브릿 변환 방법 등이 있지만 미세 석회화의 추출을 위하여 전역 혹은 국부 임계치 설정에 의해 이진화 과정이 필수적이고 설정된 임계치의 고저에 따라서 미세 석회화 결과는 큰 영향을 받게 된다. 본 논문에서는 웨이브릿 변환과 영역 성장법에 기반한 자동적인 임계치 설정기법을 이용하여 임계치를 설정하지 않고 각각의 미세 석회화 영역을 추출하였으며 또한, 제안한 방법이 진단 방사선학적 유방암 진단을 위한 보조 역할을 할 수 있음을 보였다.

참 고 문 헌

- [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] L. Shen and R.M. Rangayyan, "Application of shape analysis to mammographic calcifications", *IEEE Trans. on Medical Imaging*, Vol. 13, pp. 263-274, 1994.
- [4] 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.
- [5] R.M. Nishikawa, U. Jiang, M.L. Giger, K. Doi, C.J. Vybrny, and R.A. Schmidt, "Computer-aided detection of clustered microcalcifications", *SPIE proc. Series*, 1905-46, pp. 1-11, 1993.
- [6] S.A. Hojjatoleslami and J. Kittler, "Automatic detection of calcification in mammograms," *Image processing and its Application*, pp. 139-145, July 1995.
- [7] A. Laine, J. Fan, and W. Yang, "Wavelets for contrast enhancement of digital mammography," *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, Vol. 14, pp. 536-550, 1995.
- [8] 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.
- [9] R.N. Strickland and H.I. Hahn, "Wavelet transform for detecting micro-calcification in mammograms", *IEEE Transaction on Medical Imaging*, Vol. 15, No. 2, pp. 218-229, Apr. 1996.
- [10] T.C. Wang and N.B. Karayiannis, "Detection of Microcalcifications in Digital mammograms using wavelets", *IEEE Trans. Med. Imag.*, Vol. 17, No. 4, pp. 498-509, Aug. 1998.
- [11] J.M. Gauch, "Image segmentation and analysis via multiscale gradient watershed hierarchies," *IEEE Trans. on Image Processing*, Vol. 8, No. 1, pp. 69-79, Jan. 1999.
- [12] K. Haris, S.N. Efstratadis, N. Maglaveras, and A.K. Katsaggelos, "Hybrid image segmentation using watersheds and fast region merging", *IEEE Trans. on Image Processing*, Vol. 7, No. 12, pp. 1684-1699, Dec. 1998.
- [13] S. Mallat and S. Zhong, "Characterization of signals from multiscale edges," *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.*, vol. 14, pp. 710-732, July 1992.
- [14] S. Mallat and W. L. Hwang, "Singularity detection and processing with wavelets," *IEEE Trans. on Information Theory*, vol. 38, no. 2, pp. 617-643, Mar. 1992.
- [15] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos. "Snakes: Active contour models", *International Journal of Computer Vision*, Vol. 1, pp. 321-331, 1988.
- [16] V. Caselles, R. Kimmel, and G. Sapiro, "Geodesic active contours", *Int. J. Comput. Vis.*, Vol. 22, No. 1, pp. 61-79, 1997.
- [17] R. Goldenberg, R. Kimmel, E. Rivlin, M. Rudzsky, "Fast geodesic active contours", *IEEE Trans. on Image Processing*, Vol. 10, No. 10, pp. 1467-1475, Oct. 2001.
- [18] Y.S. Yang, "Detection of mammographic microcalcifications by statistical pattern classification of pattern matchine", *J. of KOSOMBE*, Vol. 18, No. 4, 1997.
- [19] H.P. Chan, K. Doi, C.J. Vyborny, K.L. Lan, and R.A. Schmidt, "Computer-aided detection of microcalcifications in mammograms: Methodology and preliminary clinical study", *Investigat. Radio.*, Vol. 23, pp. 664-671, 1988.



원 철 호

1998년 경북대학교 전자공학과
공학 박사
1998년~1999년 계명대학교 동산
의료원 의공학과 연구강
사
1999년~2002년 Univ. of Iowa,
Dept. of Radiology,

Post-Doc Fellow

2002년~현재 경일대학교 제어계측공학과 조교수
관심분야: 컴퓨터비전



서 용 수

1975년 2월 경북대학교 전자공
학과 졸업(공학사)
1982년 2월 동아대학교 대학원
전자공학과 졸업(공학석
사)
1992년 2월 경북대학교 대학원
전자공학과 졸업(공학

박사)

1990년 3월~1991년 2월 일본 군마대학 전자공학과(외
국인 연구자)
1994년 3월~현재 동서대학교 정보시스템공학부 부교수
관심 분야: 영상처리, 패턴인식, Remote Sensing 등임.



조 진 호

1977년 경북대학교 공업교육학
과 학사 졸업
1979년 경북대학교 대학원 전자
공학과 공학 석사
1988년 경북대학교 대학원 전자
공학과 공학 박사
현재 경북대학교 전자전기컴퓨

터학부 교수

2002년~현재 경북대학교 첨단감각기능회복장치연구
소 소장
관심분야: 완전이식형 인공중이, 초소형 텔레메트리, 생
체계측시스템