

Pattern Matching을 이용한 유방영상의 미세 석회화 검출

양윤석, *김은경, **김덕원
연세대학교 생체공학 협동과정
*연세대학교 의과대학 진단 방사선과
**연세대학교 의과대학 의용공학교실

Detection of Mammographic Microcalcifications by Pattern Matching

Y.S. Yang, *E.K. Kim, **D.W. Kim
Bioengineering Program, Yonsei University

*Dept. of Diagnostic Radiology, College of Medicine, Yonsei University

**Dept. of Biomedical Engineering, College of Medicine, Yonsei University

ABSTRACT

The early detection of breast cancer is clearly a key ingredient for any strategy designed to reduce breast cancer mortality. Microcalcification(MCC) is one of the primary signatures to discriminate between normal and cancerous tissue. The detection and locating procedures can be automated by digital image processing, however, MCCs have various sizes, shapes, and intensity levels in film images, so it is difficult to find accurate locations and sizes. Firstly, we made quantitative analysis for many characteristic features of mammograms that can be used to segment MCCs from normal tissues. Secondly, we developed algorithms proper to segmentation like pattern matching. The performance was evaluated with TP and FP rates.

과정, 원하는 특정 패턴의 검출하는 구분과정, 검출된 패턴을 정보화하고 이를 구별하는 인식과정들로 구분될 수 있다. 이러한 일련의 영상처리 과정을 유방 영상에서의 미세 석회화 발견에 적용하게 된다. 그러나 영상에 존재하는 미세 석회화는 그 크기와 모양, 음영에 있어 매우 다양하고 이물질등에 의한 artifact가 존재하기 때문에 단순한 처리만으로 각 소견의 정확한 위치와 크기를 발견하고 표시하는 것은 불가능하며 일단 유방 영상 film이 갖는 독특한 특징을 조사하고 이에 적당한 처리방법을 선택하여 사용하는 것이 중요하다고 하겠다. 따라서 본 연구에서는 우선 석회화를 포함하는 것으로 확인된 여러 개의 유방 영상 sample로부터 object segmentation의 기준이 되는 parameter를 정량화하고 적절한 algorithm을 선택하여 이를 이용하여 미세 석회화를 검출하는 것을 목표로 한다. 영상의 local특성을 반영하기 위해 ROI(Region of Interest)를 기본으로 하여 처리하였다[7-8].

서론

유방암은 그 조기 발견이 환자의 생존율을 높이는 데 있어서 가장 중요한 요소임이 알려져 있다 [1]. 유방암 환자의 5년 생존율을 비교해 보면 림프관으로 암이 전이되기 전에 발견된 경우 그 수치가 조기에 발견되지 않은 경우에 비해 월등히 높게 나타남을 볼 수 있다. 이러한 조기 발견 과정에서 미세 석회화[2]는 정상 세포와 암세포의 구별에 이용되고 있는 중요한 소견의 하나로서 진단에 앞서 우선 필름에서 소견의 존재 여부와 그 위치를 알아내는 것이 선행되어야 한다. 이 과정을 디지털 영상 처리방법으로 자동화 할 수 있다[3],[4],[5],[6]. 디지털 영상 처리는 computer를 사용한 영상의 처리로서 영상을 디지털화하여 입력하는 영상 획득과정과 잡음성분을 제거하고 화질을 개선하는 전처리

재료 및 방법

(1) 특성 분석과 외곽선 검출

생검에 의해 석회화 소견을 포함하는 것으로 확인된 20장의 유방 영상 필름(양성 소견 11 장, 음성 소견 9장)으로부터 디지털 영상을 얻었다. 디지털화 과정은 scanner(Studioscan, Agfa)의 transparency unit을 사용하여 8-bit(256 gray level)/pixel의 depth에 600 dpi의 해상도로 영상을 얻어냈다(그림 1). 입력된 디지털 영상은 pentium(120MHz, 32Mbyte RAM) PC에서 matlab package를 사용하여 계산, 처리하였다.

영상의 pixel intensity를 관찰해 보면 대부분의 영상에서 정상 조직과 석회화는 서로 다른

Pattern Matching 을 이용한 유방영상의 미세 석회화 검출

intensity를 가짐을 알 수 있다. 그림 2에서 석회화
와 주변 정상 조직의 intensity profile을 관찰하면
그림 3~그림 5와 같이 주위의 정상 조직에 비해
미세 석회화는 큰 intensity를 갖고 있으며 따라서
film 상에서 밝은 점과 같이 나타나게 된다.

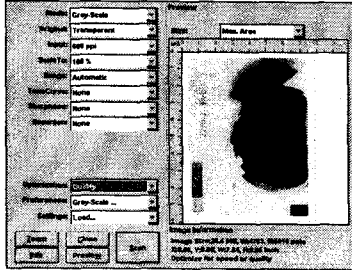


그림 1. scanning 화면

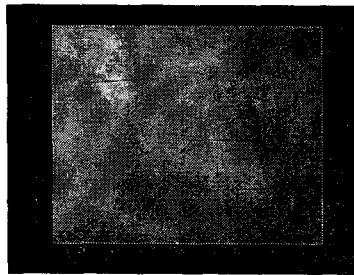


그림 2. 석회화 영상

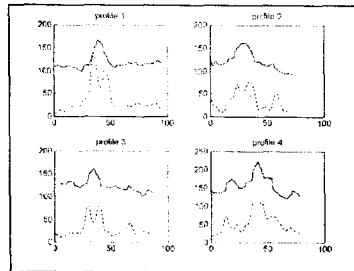


그림 3. profiles

— : intensity
... : gradient

또한 석회화의 외곽선 주변에서 intensity profile
은 고유한 모양을 갖고 있음을 볼 수 있다. 같은
방법으로 20개 영상 모두를 분석하여 얻은 수치를
정량화 하여 표 1에 나타내었다.

표 1. 각 부분의 level 분포

	intensity level	gradient level
정상 조직	0 ~ 180	0 ~ 60
미세 석회화	180 ~ 255	50 ~ 255

표 1의 수치를 사용하여 그림 4를 처리하면 그림
5의 결과를 얻게 된다. median filtering을 사용하면
잡음 성분을 제거하여 보다 깨끗한 외곽선을 얻을
수 있다. 추출된 외곽선에 binary morphological
operator를 이용하여 외곽선을 둘러싸는 사각형 모
양의 격자를 정의하고 그 위치와 크기를 알아낼 수
있다. 4×4 pixels(600 dpi에서 1:1 film상 실제 0.17
mm의 크기)이상의 크기에 해당하는 것을 취한 것으
로 일시적인 고주파 noise에 의한 영향을 줄였다.

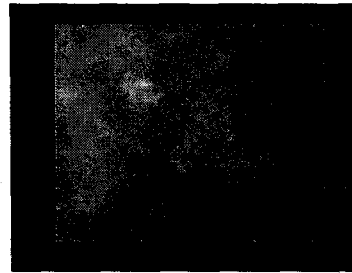


그림 4. 석회화 영상

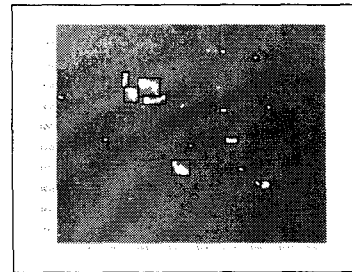


그림 5. 처리된 영상

(2) correlation matching

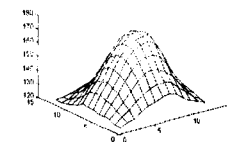


그림 6. 9개의 영상, 27
개 석회화의 평균으로
얻은 prototype

$$r(s, t) = \frac{\sum_x \sum_y [f(x, y) - \bar{f}(x, y)][w(x-s, y-t) - \bar{w}]}{\sqrt{\sum_x \sum_y [f(x, y) - \bar{f}(x, y)]^2 \sum_x \sum_y [w(x-s, y-t) - \bar{w}]^2}} \quad (1)$$

$f(x, y)$: image pixel value

$w(x, y)$: correlation kernel pixel value

석회화의 profile의 특징을 고려한 detection algorithm으로서 그림 6의 석회화 prototype과의 correlation coefficient를 이용한 pattern matching을 적용하였다. 식 (1)로 계산된 correlation coefficient를 기준으로 일정 범위 내에 해당하는 부분을 석회화로 판단하게 된다. 그림 6의 석회화 prototype은 9개의 영상, 총 27개의 석회화의 평균으로 구하였다. matching후 그림 7과 같은 결과를 얻었다. 외곽선에 의해 검출된 석회화를 함께 표시하였고, 이 경우에는 36/39의 발견율을 얻었다.

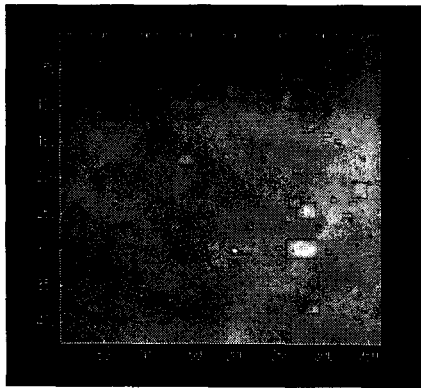


그림 7. correlation matching 결과
 □ : 외곽선으로 검출된 석회화
 · : correlation으로 검출된 석회화

전체적인 처리 과정은 그림 8과 같다.

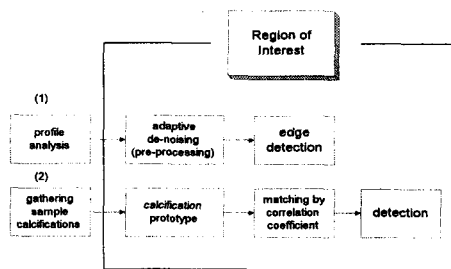


그림 8. 처리 과정

전처리 과정은 잡음이 섞인 영상에서 원 신호를 복원하기 위해 적당한 신호-잡음 모델을 선정하고 원 영상 신호와 잡음 신호의 m.s.e.(mean square error)를 최소화 하는 adaptive filter를 사용하여 복원하였다. X-ray 필름에 얻어진 영상 $x(k, l)$ 을 순수한 영상신호에 additive, multiplicative noise가 섞인 식 (2)와 같은 모델로 가정할 수 있다[9].

$$x(k, l) = u(k, l) + u(k, l)q(k, l) + r(k, l) \quad (2)$$

$u(k, l)$: 순수한 영상신호
 두 종류의 zero mean random white noise
 $q(k, l)$: multiplicative noise
 $r(k, l)$: additive noise

식 (3)의 adaptive filter를 거치면

$$y(k, l) = \bar{x}(k, l) + b(k, l)[x(k, l) - \bar{x}(k, l)] \quad (3)$$

$\bar{x}(k, l)$: ensemble average

$E[(u(k, l) - y(k, l))^2]$ 을 최소화 하는 $b(k, l)$ 를 구하면

$$\frac{\partial E}{\partial b(k, l)} = 0$$

$$\therefore b(k, l) = \frac{\sigma_{u_1}^2(k, l)}{\sigma_x^2(k, l)} \quad (4)$$

또한 영상신호를 ergodic random signal로 가정하면 window 내에서의 영상의 local mean, variance를 ensemble mean, variance대신 사용할 수 있게 되어, 식 (4)에서 볼 수 있는 것과 같이 $b(k, l)$ 는 영상의 국소적인 통계적 특성을 나타내는 값이 된다. 이 때 filter는 edge preserving mean filter로 작용하게 된다[7],[9]. 그림 9~그림 10에서 보는 바와 같이 mean filter처리에 비해 외곽선(경계)부분의 값이 보존됨을 볼 수 있다. 그 외에 full-gray level을 최대한 활용하기 위해 histogram equalization 등을 적용하였다.

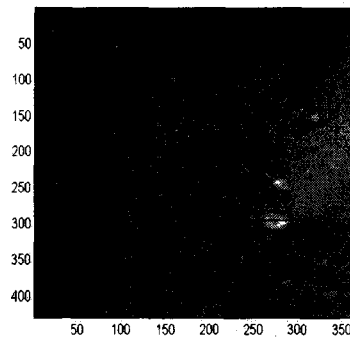


그림 9. 석회화 영상

결 론

잡음성분 외에 film의 디지털화 과정에서 film의 dynamic range의 gray level로의 mapping이 지정된 지역의 intensity 범위에 좌우되기 때문에 디지털화된 gray level은 차이를 갖게 된다. 따라서 이러한 오차를 최소화하기 위하여 scanning은 breast 이외의 부분을 포함하는 film전체를 동시에 하는 것이 정량적인 분석을 위한 좋은 방법이라고 할 수 있으며 처리해야 할 영상 data의 양과 최소로 필요한 화질[7]을 고려하여 600 dpi 정도의 해상도를 택하는 것이 좋을 것으로 보인다. 각 단계에서 정량화된 수치는 이러한 오차의 영향을 최소로 줄이는 값으로 결정하여 사용하여야 한다.

참 고 문 헌

1. 오기근, "유방 영상학", 고려의학, 1996
2. B. S. Monsees, "Evaluation of Brest Microcalcification", Radiologic Clinics of North America, vol.33, pp.1109-1121, November 1995
3. H. P. Chan and Shin-Chung B. Lo, "Computer-aided detection of microcalcifications : Pattern recognition with an artificial neural network", Medical Physics, pp.1555-1567, October, 1995
4. L. Shen and R. M. Rangayyan, "Application of Shape Analysis to Mammographic Calcifications", IEEE Transactions on Medical Imaging. vol.13, pp.263-274, 1994
5. C. J. D'Orsi and M. D. Debor, "Communication Issues in Breast Imaging", Radiologic Clinics of North America, vol.33, pp.1231-1245, November 1995
6. S. A. Feig and M. J. Yaffe, "Digital Mammography, Computer-aided diagnosis, and Telemammography", Radiologic Clinics of North America, vol.33, pp.1205-1230, November 1995
7. W. Qian and L. P. Clarke, "Computer Assisted Diagnosis for Digital Mammography", IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol.14, pp.561-569, 1995
8. 이원진, 박광석, "최적 역치 방법을 이용한 정자의 영역분할 방법에 관한 연구", 대한 PACS 학회지 1995년 제 1권 59-64
9. R. Bernstein, "Adaptive Nonlinear Filters for Simultaneous Removal of Different Kinds of Noise in Images", IEEE Trans. on Circuits and Systems, vol.34, pp.1275-1291, 1987
10. D. Brzakovic and X. M. Luo, "An Approach to Automated Detection of Tumors in Mammograms", IEEE Transactions on Medical Imaging. vol.9, pp.233-241, 1990

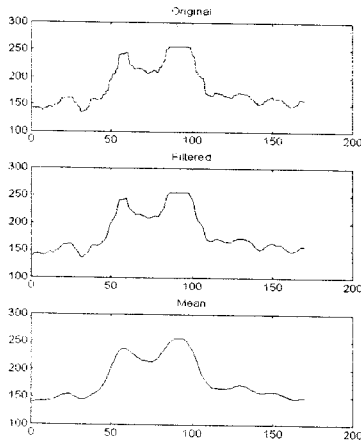


그림 10 전 처리 후 profile

결 과

이상의 방법을 20장의 mammogram에 적용하여 표 2의 결과를 얻었다.

표 2. detection & error result

	TP (%)	FP (개수/영상)
1	76	3
2	100	0
3	92	4
4	100	5
5	100	1
6	100	0
7	90	5
8	78	1
9	100	4
10	78	0
11	87	5
12	100	0
13	82	5
14	94	2
15	89	6
16	95	5
17	92	7
18	94	10
19	60	2
20	91	4

average TP rate (%) : 89.9
 average FP : 3.45