

Mammogram에 있어서 Fractal Dimension을 이용한 Microcalcification 검출

°남상희, 최준영, 서지현
인제대학교 의용공학과

A Detection of the Microcalcification using fractal Dimension on Mammograms

°Sang Hee Nam, Jun Young Choi, Ji Hyun Seo
Dept. of Biomedical Engineering, The University of Inje, Korea

요 의

유방암의 조기진단을 위한 수단으로 Mammography의 x-선 film-screen이 많이 사용된다. 그러나, Mammogram에서 정상조직과 암조직 간의 대조도 차이가 크지 않으므로 판독은 그다지 쉽지가 않다. 이러한 문제들의 해결을 위하여 mammogram의 디지털 화상처리 및 분석 연구가 활발히 진행 중이다. 본 연구에서는 진단방사선의들이 필름을 판독할 때 시각적인 인지도를 높여주고, 보다 나은 의료 지원 서비스의 제공을 위한 목적으로, 유방암의 조기진단의 중요한 요소인 미세석회의 검출을 위한 방법으로서 fractal dimension을 구하여 종괴와 미세석회, 미세석회에 대한 차이를 분석하고자 하였다. 각각의 실험군에 대하여 30명씩 60명의 데이터를 0.1mm resolution의 12bit gray scale로 획득하여 사용하였는데, 일차로 화상의 대조도 개선을 위하여 처리를 하였고 화상의 분석으로 강조된 화상의 불규칙정도 및 거친 정도를 나타내기 위하여 fractal dimension을 계산하였다. 원화상에서 가시적으로 분간하기 힘들었던 병변을 화상처리를 통해 강조된 화상에서는 쉽게 그 특징을 볼 수 있었다. 실제로 mammogram을 진단할 때, 강조화상으로 미세석회와 같은 조기진단의 가시적인 판단을 도모할 수 있으며, 미세석회의 진단에서 fractal dimension값을 이용하여 병변 특성의 하나로서 사용할 수 있을 것으로 판단된다.

1. 서론

다른 질병들과 마찬가지로, 여성의 유방암을 진단하는 방법으로 X-선 촬영은 보편적으로 사용된다. 그리고 X-선 촬영에 의한 여성 유방촬영화상을 mammogram이라고 한다. 여성의 유방암은 조기진단의 치유율이 크고 또한 환자의 생명연장에 직접적으로 무엇보다도 조기진단이 중요시되는 암이다. 선진국일수록 유방암의 발병율이 높으며 이미 유방암에 대한 많은 임상연구들이 진행되고 있다. 그러나, 유방의 조직적인 구조가 X선에 대하여 상대적으로 비슷한 감약계수를 가지고 있어서, 종양과의 대조도가 크지 않기 때문에 mammogram상에서의 진단이 매우 힘들다. 이러한 이유로 기존의 선진국에서는 mammogram에 대해서 digital computer를 이용한 화상강조 및 화상분석 등을 연구해오고 있다.[1]-[3]

유방암의 진단은 우선적으로 mammogram에서 판독의들이 정상과 비정상을 구분하고, 비정상의 경우 종괴(mass)의 유무, 석회화의 유무 및 연관된 2차적인 소견의 유무를 판단하고 각각의 특징을 분석함으로써 양성과 양성종양을 구별하게 된다. 서로 다른 두 방향에서 촬영된 필름에서 보일 경우에만 종괴라 하며 종괴의 모양, 경계부위의 특성, 농도 등을 분석함으로써 양성과 악성을 구별하게 되는데 대부분은 ROI(region of interest)의 조직을 biopsy하여 최종적인 진단을 한다. 그런데 이 biopsy에서 약 65% - 90%가 양성종양으로 판명되고 있기 때문에 film screen에서 더 정확한 병변부위를 선택하는 것이 환자의 고통이나 경제적인 부담을 줄일 수 있는 방법이다.[4]-[5]

유방암 조기발견의 가장 중요한 병변은 미세석회 병변인데 종괴가 보이지 않는 경우에도 30% - 50%의 유방암에서 미세석회화를 보이며 조기 유방암의 경우에는 70% - 90%에서 미세석회화를 보인다고 보고되고 있다.[6] 따라서 유방암의 조기진단을 위해서는 유방암의 특징적인 미세석회화 병변의 검출능력을 높이는 것이 열쇠이다. 하지만 미세석회의 개별적 크기가 0.1mm에서 2mm정도이고 미세석회 군집의 경우도 1cm²정도이므로 필름에서 사람의 눈을 통한 개개의 검출은 쉽지가 않으며, 군집에 대한 가시적인 판단도 매우 어렵다.[7] 그래서 본 연구는 이런 미세석회의 검출을 위한 연구로서, 기존의 연구 논문에서 제안된 화상강조기법등을 이용하여 화상강조를 통한 시각적인 인지도를 높이고 FD(fractal dimension)을 이용한 관심영역화상의 고유차원을 구하여 보았다.

2. 화상획득

미세석회병변이 있는 화상 60개를 추출하여 사용하였는데 순수미세석회병변만을 가지고 있는 화상을 30개, 종괴와 미세석회병변을 같이 포함하고 있는 화상 30개로 나누어 사용하였다. 추출한 화상은 Lumisys社의 Lumiscan 750레이저스캐너를 이용하여 획득하였다. 화상의 specifications은 표.1에 나타내었다.

표1. Specifications of scanned mammograms

항 목	내 용
Pixel size	0.1mm
Gray scale level	4096 scale
Image size	Cir. 1600×2200
Image volume	Cir. 10MByte
Image file type	TIFF and JPEG

표1에서 image file중 JPEG으로 저장된 파일은 진단의들이 실제로 진단을 하여 병변부위에 대하여 ROI 표시한 256 gray화상을 저장한 것으로 ROI 부분에 대해서만 다음과 같은 처리를 실시하였다. 화상처리 및 분석에는 RSI社의 IDL5.0 (interactive data language)을 사용하였다.

3. Image Enhancement

a. Direct contrast enhancement

주어진화상의 gray level값을 전체 gray level(256 level) 범위로 확장시키는 방법이다. 주어진 화상의 각 픽셀 gray 값이 $A(x,y)$ 라고 할 때 직접 대조도

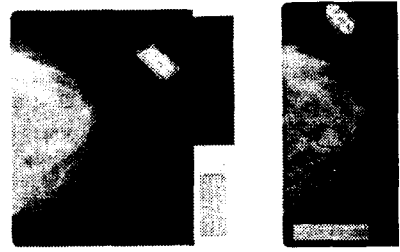


Figure 1. Mass and microcalcifications mammogram sample
(a) Original Image (b) Diagnostic Image

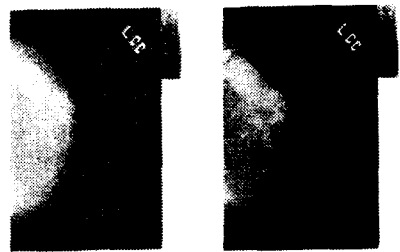


Figure 2. Microcalcifications mammogram sample
(a) Original Image (b) Diagnostic Image

강조화상의 출력 $O(x,y)$ 는 다음과 같다.[8]

$$O(x,y) = \frac{A(x,y) - A(x,y)_{\min}}{A(x,y)_{\max} - A(x,y)_{\min}} \times gray_{\max}$$

b. Histogram Equalization

직접 대조도 방식과 의미가 비슷하나, 비선형적인 화상강조라는 것이 큰 차이를 나타낸다. 주어진 화상의 gray level함수가 $s(x,y)$ 라고 할 때 새로운 histogram 평활화된 화상의 출력은 다음과 같다.[9]

$$s_k^* = \frac{s_k - s_0}{s_{\max} - s_0} \times gray_{\max}$$

c. Local adaptive enhancement

본 국소적용화상강조기법은, mammogram과 같이 비슷한 대조도를 가지는 부분의 화상은 대조도비율을 높이고 상대적으로 대조도가 높은 부분의 화상은 대조도비율을 적게 하는 적용강조기법으로, 대조도의 차이를 구하기 위하여 gradient화상을 구하여 처리한다. 본 연구에서 사용되어진 국소적용화상강조기법은 기존의 문헌에 의존하여 처리하였다.[10]

입력 화상 $S(x,y)$ 에 다음과 같이 적용적으로 가공된 gradient 영상들을 더함으로써 강조된다.

$$S'(x,y) = S(x,y) + \sum_{k=1}^n g_k(x,y)G_k(x,y)$$

여기서 $S'(x,y)$ 는 강조된 영상이고 n 은 1차 미분 연산자의 *kernel*의 수이며 $g_k(x,y)$ 는 k 번 *gradient* 영상의 신호 적응 이득(signal adaptive gain)을 나타낸다. 식에서 $G_k(x,y)$ 는 1차 미분 연산자의 k 번째 *kernel*에 대한 $S(x,y)$ 의 *gradient* 영상이다.

4. Fractal dimension

자기상사성을 기초로 하는 fractal 이론은, 화상을 이루고 있는 pixel 값들을 그 계가 지니고 있는 고유의 차원에 대하여 정량적으로 나타내는 fractal dimension을 유추해낸다.[11,12,13] Fractal dimension을 계산하는 방법은 가장 기본적으로 box counting으로 시작되지만 값을 구하기 위해 의도하는 방법에 따라 많은 식들을 가진다. Box counting이란 주어진 box 즉, 설정된 grid안에 몇 개의 점들로 이루어져 있는지를 계산하여 전체적인 차원을 만들어 내는 것이다. 그러므로 선으로 이루어진 1차원적인 데이터에서는, 일직선인 경우 1이라는 fractal dimension을 만들어 내고 일직선이 아닌 복잡한 선은 2에 가까운 소수로 fractal dimension을 나타내게 된다. 따라서 화상의 데이터에서는 내부의 복잡성에 대해서 3차원적 확장을 도모하면 결국 화상의 거친 정도를 나타낼 수 있으므로 2보다는 크고 3에 가까운 소수인 fractal dimension으로 계산되어진다.

본 연구에서 사용된 fractal dimension은 Hausdorff-Besicovitch의 이론을 바탕으로 하여 계산하였다. A라는 하나의 영역에서 자기상사성을 구하게 되면,

$$1 = N_r r^D \quad \text{or} \quad D = \frac{\log(N_r)}{\log(1/r)}$$

과 같이 나타난다. r 은 주어진 일정한 scale이며 N_r 은 A안에 주어진 grid의 box이다. 그리고 D 값이 상사성을 나타내는 고유차원인 fractal dimension이다. 하지만 이 식은 점이 있고 없는 것을 표현한 2진 화상에서의 적용이기 때문에 gray level을 가지고 있는 화상 데이터의 적용에는 충분하지 않다. 그래서 화상의 scale값을 3차원축으로 설정하여 계산해 내는 differential box counting 방법을 이용하여 넓은 dynamic range를 적용하였다[14].

$M \times M$ pixel의 화상이 있다고 가정할 때 다음과 같은 영역을 설정할 수 있다.

$$\frac{M}{2} > s \geq 1, \quad s \text{는 정수}$$

여기서 r 은 s/M 이 되고 s 의 범위는 1보다는 크고 $M/2$ 보다는 작은 정수로 정의된다. 주어진 화상의 gray level값을 3차원축의 값으로 대체하면 주어진 화상은 3차원 좌표로 형성할 수 있다. 이 때 주어진 영역도 $s \times s \times s$ 의 형태로 구성한다. 이 주어진 3차원 grid에서 3차원축으로 나타나는 gray level값의 최대값과 최소값을 구하여 다음과 같이 처리한다.

$$n_{r(i,j)} = l - k + 1$$

여기서 l 은 최대값을 나타내는 l 번째의 box의 서수이고 k 는 최소값을 나타내는 box의 서수이다. 위 식의 값들을 다음과 같이 더하게 되면 N_r 을 구할 수 있게 된다.

$$N_r = \sum_{i,j} n_{r(i,j)}$$

이렇게 구하여진 N_r 을 가지고 r 에 대한 최소제곱법을 이용하여 선형계수를 구하고 주어진 화상의 fractal dimension을 구하게 된다.

5. 결과 및 토의

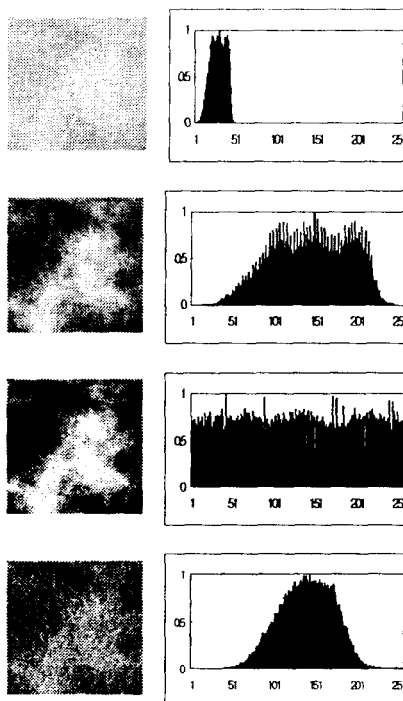


그림3. Processed images and histograms on ROI's MASS and Microcalcifications sample

- (a) Original image and histogram of ROI (FD : 2.33927)
- (b) Direct enhanced image and histogram of ROI (FD :

2.32827)

(c) Histogram equalized image and histogram of ROI (FD : 2.94871)

(d) Local adaptive gradient enhanced image and histogram of ROI (FD : 2.65996)

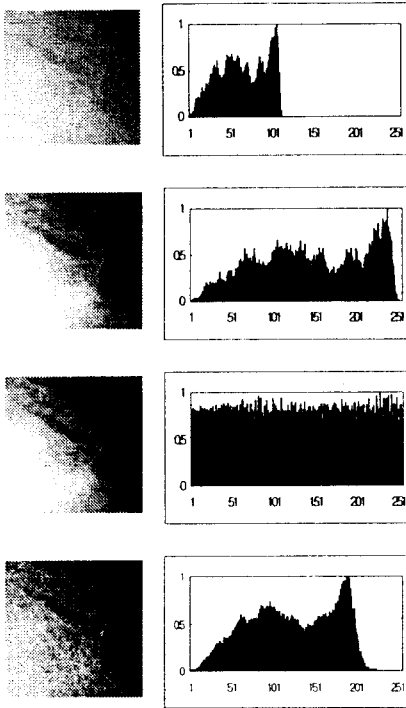


그림4. Processed images and histograms on ROI's Microcalcifications sample

(a) Original image and histogram of ROI (FD : 2.60375)

(c) Direct enhanced image and histogram of ROI (FD : 2.59589)

(d) Histogram equalized image and histogram of ROI (FD : 2.97611)

(f) Local adaptive gradient enhanced image and histogram of ROI (FD : 2.89008)

그림 3과 4는 Mass and Microcalcifications sample과 Microcalcifications sample 각각에 따른 프로세싱 결과이다.

주어진 원화상은 실제적인 미세병변의 부위를 확인하기 어려운 대조도를 보여주고 있다. histogram 평활화 화상에서 FD가 가장 크게 나타나고 있음을 볼 수 있고 그림4의 경우 종괴부위를 포함하는 병변보다 FD의 값은 더 크게 나타나고 있음을 볼 수 있다. 가시적인 효과를 확연히 보여주고 있는 것(가장 입체적으로 보이는 것)은 국소적응강조화상이다.

본 연구에서 시행한 3가지의 화상강조기법중 국소

적응강조화상이 가장 뚜렷한 대조도를 보여주고 있다. 이것은 기존의 많은 화상강조기법에 대하여 수학적 수치로 비교분석한 것은 아니지만 가시적인 판단을 높여서 진단의들의 판독효과를 증대시키기에 충분할 것으로 예측되며, 차후에는 화상강조기법을 통한 화상과 원화상과의 판독율을 확인할 수 있는 임상검증이 필요할 것이다. Fractal dimension의 분석에서는 미세석회병변화상이 종괴를 포함한 미세석회화상보다 더 큰 fractal dimension을 가졌다. 이것은 화상거친정도를 나타내는 fractal dimension의 의미를 유방병변 화상의 거친정도로 표현하여 주는 것이다. 즉, 종괴를 포함한 부위의 화상이 전체적으로 완전한 형태를 가지며 대조도의 국소적인 차이가 미세석회병변만을 가진 화상보다 적기 때문이다. 하지만 fractal dimension은 유방촬영화상에의 적용이 용이하나 자기상사성의 고유 차원은 주어진 화상의 개개의 차원이므로 어느 일정한 범위안에서 설정하는 것이 매우 어렵고 힘든 과정이므로 추후에 더 나은 알고리즘과 이론들의 접목이 필요할 것으로 생각된다.

6. 결론

화상강조를 통하여 mammogram의 시각적인 인지도를 높일 수 있었으며 화상강조의 기법 중 미세석회병변을 가장 잘 보여준 것은 국소적응이득강조화상이었다. 그리고 종괴와 미세석회, 미세석회병변의 fractal dimension은 화상의 거친정도를 표현하여 주었고, fractal dimension의 차이 비교에서는 미세석회병변이 종괴와 미세석회병변보다 더 높은 값을 가졌다.

참고문헌

- (1) Chan, H. P., Doi K., and Galhorta S., et. al., "Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography. : I. Automated detection of microcalcifications in mammography", Med. Phys., Vol.14, pp. 538-548, 1987
- (2) Davis, D. H., Dance D. R., and Jones C. H., "Automatic Detection of Micro-calcifications In Digital Mammograms Using Local Area Thresholding Techniques", SPIE, Vol.1092, pp. 153-159, 1989
- (3) Strickland, R. N., "Wavelet transforms for detecting microcalcifications in mammograms", IEEE Trans. Med. Imag., Vol.15, No.2, pp. 218-229, 1996

- (4) Lanyi M. "Microcalcifications in the breast-a blessing or a curse." *Diagn. Imag. Clin. Med.*, 146:661-663, 1986
- (5) Kopans, D. B. "'Early" breast cancer detection using techniques other than mammography" *Am. J. Radiol.*, Vol.143, pp. 465-468, 1984
- (6) Wanebo H. J., Huvos A. G., Urban J. A., "Treatment of minimal breast cancer.", *Cancer*, 33:349-357, 1974
- (7) Moskiwitz M., "Mammography to screen asymptomatic women for breast cancer." *Am. J. Radiol.*, 132:457-459, 1984
- (8) Sid-Ahmed, M. A., "Image processing : Theory, algorithm, and architectures", McGraw-Hill Inc., 66-67, 1995
- (9) Castleman, K. R., "Digital image processing", Prentice Hall Inc., pp. 91-94, 1996
- (10) Kim, J. K., Park J. M., Song S. S., and Park H. W., "Adaptive Mammo- graphic Image Enhancement Using First Derivative and Local Statistics", *IEEE Trans. Med. Imag.*, Vol.16, No.5, pp. 495-502, 1997
- (11) Keller, J. M., Crownnover, R. M., and Chen, R. Y., "Characteristics of Natural Scenes Related to the Fractal Dimension", *IEEE Trans. on PAMI* Vol.9, No.5, pp. 621-627, 1987
- (12) Peitgen, Jurgens, and Saupe, "Chaos and Fractals", Springer on acidfree in New York Inc., pp. 15-60, 1992
- (13) Pentland, A. P. "Fractal-Based Description of Natural Scenes", *IEEE Trans. on PAMI*, Vol.6, No.6, pp. 1661-673, 1984
- (14) Chaudhuri B. B., Sarkar N., "Texture segmentation using fractal dimension" *IEEE Trans. on PAMI* Vol.17, pp. 72-77, 1995