

유방 초음파영상에서 질감특성분석 알고리즘을 이용한 컴퓨터보조진단의 적용

이진수¹, 김창수^{2*}

¹인제대학교 해운대백병원 영상의학과, ²부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과

Application of Computer-Aided Diagnosis a using Texture Feature Analysis Algorithm in Breast US images

Jin-Soo Lee¹, Changsoo Kim^{2*}

¹Department of Radiology, Inje University Heaundae Paik Hospital

²Department of Radiological, College of Health Sciences, Catholic University of Pusan

요약 본 연구는 초음파영상에서 컴퓨터보조진단으로 유방질환의 병변인식률을 알아보기 위하여 6가지 질감특성분석 파라미터 (평균밝기, 대조도, 평탄도, 왜곡도, 균일도, 엔트로피) 알고리즘을 제안하였다. 2013년 8월에서 2014년 1월까지 부산소재 대학 병원을 내원한 환자 중 영상의학과 전문의의 판독과 세포병리학 진단 결과를 토대로 한 90증례의 유방 초음파영상을 대상으로 하였다. 연구방법은 유방 초음파영상에서 관심영역을 50x50 픽셀 크기로 설정하였으며, 획득된 실험영상(정상, 양성, 악성)에 히스토그램 평활화의 전처리 과정 후 MATLAB을 이용한 질감특성분석 알고리즘의 결과값을 산출하였다. 그 결과 제안된 질감특성분석 파라미터 중 평균밝기, 왜곡도, 균일도, 엔트로피의 정상과 악성의 병변인식률은 100%로 높게 나타났으며, 정상과 양성 병변인식률은 약 83~96%를 나타내었다. 이러한 결과는 유방질환에서 감별진단의 전처리 단계로 자동진단의 가능성을 나타내며, 향후 제안된 알고리즘의 추가적인 연구와 다양한 임상증례에 대한 신뢰성과 재현성이 제공된다면 컴퓨터보조진단의 실용화기반을 마련할 수 있을 것이고, 다양한 초음파 영상에 대한 적용이 가능할 것으로 사료된다.

Abstract This paper suggests 6 cases of TFA parameters algorithm(Mean, VA, RS, SKEW, UN, EN) to search for the detection of recognition rates regarding breast disease using CAD on ultrasound images. Of the patients who visited a university hospital in Busan city from August 2013 to January 2014, 90 cases of breast ultrasound images based on the findings in breast US and pathology were selected. 50×50 pixel size ROI was selected from the breast US images. After pre-processing histogram equalization of the acquired test images(negative, benign, malignancy), we calculated results of TFA algorithm using MATLAB. As a result, in the TFA parameters suggested, the disease recognition rates for negative and malignancy was as high as 100%, and negative and benign was approximately 83~96% for the Mean, SKEW, UN, and EN. Therefore, there is the possibility of auto diagnosis as a pre-processing step for a screening test on breast disease. A additional study of the suggested algorithm and the responsibility and reproducibility for various clinical cases will determine the practical CAD and it might be possible to apply this technique to range of ultrasound images.

Key Words : Breast ultrasound images, Computer-Aided Diagnosis, TFA parameters algorithm

1. 서론

국가암정보센터의 최신 통계(2011)에 따르면 우리나라

라 여성의 암발생률 중 유방암은 두 번째로 높은 발생률 (14.1%)을 보이고 있으며, 증가율 또한 갑상선을 제외하고 가장 빠른 것으로 보고되어 있다[1]. 이런 유방암의 치

*Corresponding Author : Changsoo Kim(Catholic University of Pusan)

Tel: +82-51-510-0580 email: cszzim@cup.ac.kr

Received August 7, 2014

Revised (1st September 23, 2014, 2nd September 30, 2014)

Accepted January 8, 2015

료를 위해서는 초기 진단이 매우 중요하다. 유방촬영술, 유방초음파, 바늘 총 생검(needle biopsy)등이 유방 질환의 기본 진단 방법으로 사용되고 있으며, 이 진단방법들에는 각각 장점과 제한점이 있으므로 한 가지 방법에만 의존하는 것 보다는 상호보완해서 진단하여야 한다. 이 중 초음파는 안전하고 영상획득이 실시간으로 가능하여 의료 영상 획득 방안으로 각광받고 있다[2]. 이를 유방암 분야에 적용함으로써 치밀 유방에서 정확성 증대 효과[3]와 유방종괴의 감별진단에 초음파검사가 널리 이용되고 있지만[4], 판독자간의 변동성이 문제시되고 있다[5].

2003년 미국방사선의학회의 BI-RADS(Breast Imaging Reporting and Data system) 초음파검사 표준용어가 발표된 이후로 유방종괴의 초음파검사 조건에 대한 기술과 평가의 표준화가 시도되고 있다. 하지만 초음파검사의 경우 주관적인 검사이기 때문에 표준화된 판독체계를 적용하기가 쉽지 않다[6].

일반적으로 질병의 진단을 위한 의료 영상의 해석은 진단 매뉴얼을 기반으로 하지만 다소 주관적이며, 그 진단의 결과는 임상 의사의 경험에 의해 조금씩 달라지기 때문에 최근 컴퓨터를 이용한 병변 영역의 양성 및 악성 정도를 자동으로 예측하는 시스템이 도입되어 다양한 분야에 상업적으로 응용 및 이용되고 있다[7]. 일반적인 컴퓨터보조진단(computed aided diagnosis, CAD) 기술의 질병 검출은 영상의 병변 영역을 분리(segmentation)하고, 다양한 알고리즘의 컴퓨터보조진단 방법을 적용하여 질병영상 영역의 특징을 분석하여 질병을 자동으로 인식(object recognition)하는 시스템이다[8,9].

이에 본 연구는 영상의 그레이레벨(gray level)이 가지는 특성들을 고려하여 부드러움(smooth), 대조도(contrast), 왜곡도(skewness), 균일도(uniformity), 엔트로피(entropy)등의 요소를 통하여 질감의 특성을 나타낸 6가지 파라미터를 이용한 질감특성분석(texture feature analysis, TFA)을 유방 초음파영상의 컴퓨터보조진단에 적용하여 병변 인식률을 알아보고자 하였으며, 이러한 결과를 바탕으로 질환 감별을 위한 판독자간의 변동성차이를 최소화하고 진단적 오류를 감소시켜 정확한 진단과 치료방향의 제시에 도움을 주고자 한다.

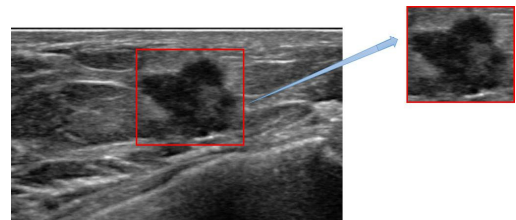
2. 대상 및 방법

2.1 연구대상

2013년 8월부터 2014년 1월까지 부산 소재 대학원에 내원한 환자 중 BI-RADS 분류에 의한 유방영상의 판독과 세포병리학 진단 결과를 바탕으로 정상(Negative)으로 진단된 30증례(Category 1)와 양성(Benign)으로 진단된 30증례(Category 2, 3), 악성(Malignancy)으로 진단된 30증례(Category 4a 이상)의 유방 초음파영상을 대상으로 후향적인 실험을 하였다.

2.2 연구방법

실험영상은 초음파 장비(IU-22, Philips, USA)로 획득한 영상으로 dcm 파일을 bmp 파일로 변환하여 이용하였으며, 유방 초음파영상에서 관심영역(ROI)을 설정하고 Adobe Photo Shop-CS3(Adobe System Inc. USA)를 이용해 50×50 픽셀 크기로 절단하여 실험영상을 획득하였다[Fig. 1]. 또한 고유영상을 생성시키기 위해 학습영상을 정상영상 30증례로 설정하였으며, 테스트영상으로 양성과 악성영상 각각 30증례로 구분하여 설정하였다. 획득된 실험영상에 대해 히스토그램 평활화의 전처리 과정을 적용하고 제안된 6가지 질감특성분석 알고리즘을 MATLAB Ver.7.4 (R2007a, MathWorks Inc., USA)을 이용하여 그 결과값을 산출하였다[10].



[Fig. 1] Feature extraction in the breast ultrasound image

2.3 질감특성분석 알고리즘

컴퓨터보조진단은 객체인식 기술을 기반으로 주성분 분석, 동적링크구조, 질감특성분석, 신경회로망을 이용한 방법으로 세분화되어 연구되고 있다[11,12]. 질감을 인식하고 분별하는 방법은 통계적 방법, 구조적 방법, 푸리에 스펙트럼 분석방법 등이 있다. 질감분석에 자주 사용되는 방법은 밝기 히스토그램에 대한 통계적 속성에 기반하며, 질감을 표현하는 통계적인 접근방법 중 밝기 히스토그램에 의한 방법이 컴퓨터를 이용한 가장 간단한 방법이다. 일반적으로 정상조직과 종괴의 초음파영상은 통계적으로 각각의 조직이 가지는 다른 히스토그램 분포를 나타낸다[13,14]. 이에 본 연구에서는 질감분석에 사용되

는 평균밝기(average gray level, Mean), 대조도 (variance, VA), 평탄도(relative smoothness, RS), 왜곡도(skewness, Skew), 균일도(uniformity, UN), 엔트로피 (entropy, EN)의 영역 밝기 히스토그램에 기초한 질감 묘사자[Table 1]들로 병변인식률 결과를 나타내었다 [15-18].

또한 질감의 내용을 수량화하는 통계적인 방법을 적용[19]하여, 정상 유방영상과 유방질환의 초음파영상 간 병변인식률을 알아보았다.

제안된 알고리즘의 다이어그램은 Fig. 2와 같다.

3. 결과 및 고찰

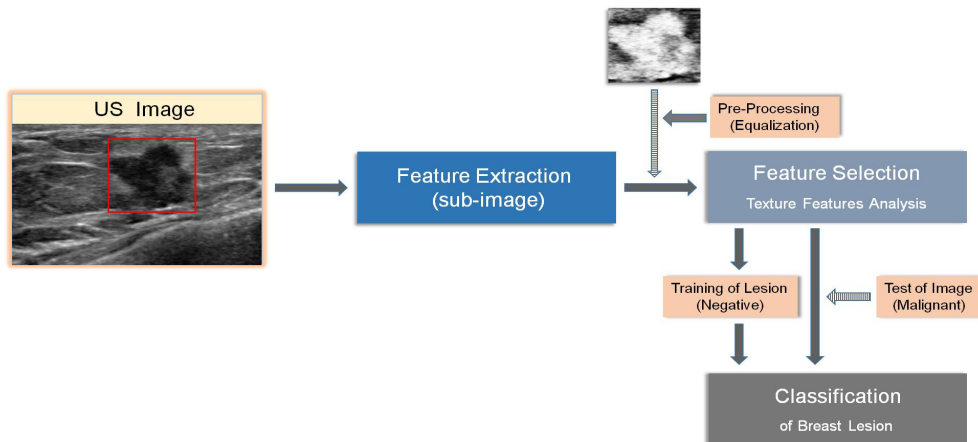
3.1 정상 영상과 악성종괴 영상의 인식률

3.1.1 평균밝기

정상영상과 악성종괴 영상의 평균밝기 정보를 이용한 결과로서 정상영상의 평균밝기 값은 최대 133.29, 최소 129.80, 평균 131.11±0.81이며, 악성종괴 영상의 평균 밝기 값은 최대 129.76, 최소 128.76, 평균 129.18±0.24로 나타났다. 악성종괴 영상의 결과 값이 정상영상의 범위를 벗어나면 질환의 구별이 가능하며, 평균밝기 분석 결과

[Table 1] Texture feature descriptors by the moments of the gray level histogram

Equation	Definition
Mean, $m = \sum_{i=0}^{L-1} z_i p(z_i)$	a measure of mean value(average gray level)
Variance, $\sigma^2 = \sum_{i=0}^{L-1} (z_i - m)^2 p(z_i)$	a measure of standard deviation(random variable)
Relative Smoothness, $R = 1 - [1/(1 + \sigma^2)]$	measures the relative smoothness of the intensity in a region, R is 0 for a region of contrast intensity and approaches 1 for regions with large excursions
Skewness, $\mu_3 = \sum_{i=0}^{L-1} (z_i - m)^3 p(z_i)$	measures skewness of a histogram. This measure is 0 for symmetric histogram, we used to normalize the variance
Uniformity, $U = \sum_{i=0}^{L-1} p^2(z_i)$	measure of uniformity
Entropy, $e = -\sum_{i=0}^{L-1} p(z_i) \log_2 p(z_i)$	a measure of randomness

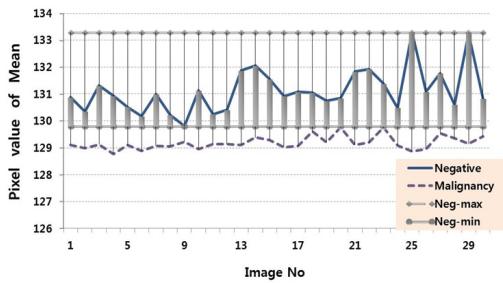


[Fig. 2] Diagram of a proposed Computer-Aided Diagnosis system

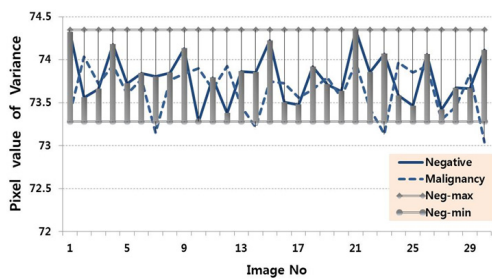
정상영상 30증례의 최대값과 최소값의 범위에 대해서 악성종괴 영상의 30증례가 인식되어 100%의 인식률을 나타내었다[Fig. 3].

3.1.2 대조도

정상영상과 악성종괴 영상에 대조도 정보를 이용한 결과로서 정상영상의 대조도 값은 최대 74.34, 최소 73.28, 평균 73.79 ± 0.28 이며, 악성종괴 영상의 대조도 값은 최대 74.03, 최소 73.04, 평균 73.79 ± 0.27 로 나타났다. 악성종괴 영상의 결과 값이 정상 영상의 범위를 벗어나면 질환의 구별이 가능하며, 대조도 분석 결과 정상영상 30증례의 최대값과 최소값의 범위에 대해서 악성종괴 영상의 4증례가 인식되어 13.3%의 인식률을 나타내었다 [Fig. 4].



[Fig. 3] Comparison between Negative image and Malignancy image in the mean



[Fig. 4] Comparison between Negative image and Malignancy image in the variance

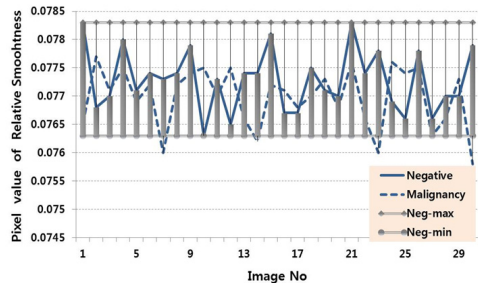
3.1.3 평탄도

정상영상과 악성종괴 영상에 평탄도 정보를 이용한 결과로서 정상영상의 평탄도 값은 최대 0.078, 최소 0.076, 평균 0.077 ± 0.00 이며, 악성종괴 영상의 평탄도 값은 최대 0.077, 최소 0.075, 평균 0.076 ± 0.00 으로 나타났다. 악성종괴 영상의 결과 값이 정상영상의 범위를 벗어나면

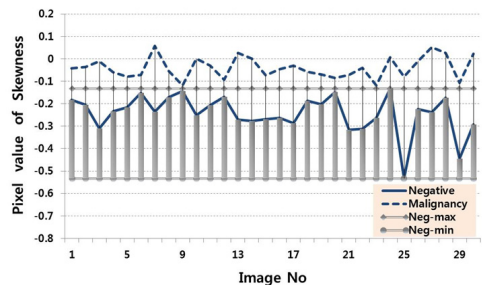
질환의 구별이 가능하며, 평탄도 분석 결과 정상영상 30 증례의 최대값과 최소값의 범위에 대해서 악성종괴 영상의 4증례가 인식되어 13.3%의 인식률을 나타내었다[Fig. 5].

3.1.4 왜곡도

정상영상과 악성종괴 영상에 왜곡도 정보를 이용한 결과로서 정상영상의 왜곡도 값은 최대 -0.13, 최소 -0.53, 평균 0.24 ± 0.08 이며, 악성종괴 영상의 왜곡도 값은 최대 0.05, 최소 -0.11, 평균 -0.04 ± 0.04 로 나타났다. 악성종괴 영상의 결과 값이 정상영상의 범위를 벗어나면 질환의 구별이 가능하며, 왜곡도 분석 결과 정상영상 30 증례의 최대값과 최소값의 범위에 대해서 악성종괴 영상의 30증례가 인식되어 100%의 인식률을 나타내었다[Fig. 6].



[Fig. 5] Comparison between Negative image and Malignancy image in the relative smoothness



[Fig. 6] Comparison between Negative image and Malignancy image in the skewness

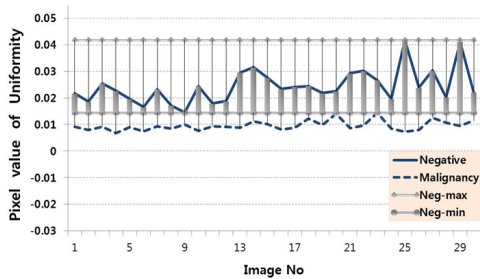
3.1.5 균일도

정상영상과 악성종괴 영상에 균일도 정보를 이용하여 결과로서 정상영상의 균일도 값은 최대 0.042, 최소 0.015, 평균 0.024 ± 0.00 이며, 악성종괴 영상의 균일도 값은 최대 0.014, 최소 0.006, 평균 0.009 ± 0.00 으로 나타났다. 악성종괴 영상의 결과 값이 정상영상의 범위를 벗어나면 질환의 구별이 가능하며, 균일도 분석 결과 정상영상 30

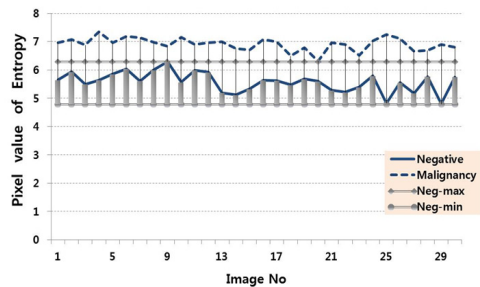
증례의 최대값과 최소값의 범위에 대해서 악성종괴 영상의 30증례가 인식되어 100%의 인식률을 나타내었다[Fig. 7].

3.1.6 엔트로피

정상 영상과 악성종괴 영상에 엔트로피 정보를 이용하여 결과로서 정상영상의 엔트로피 값은 최대 6.30, 최소 4.80, 평균 5.57 ± 0.35 이며, 악성종괴 영상의 균일도 값은 최대 7.34, 최소 6.31, 평균 6.90 ± 0.22 로 나타났다. 악성종괴 영상의 결과 값이 정상영상의 범위를 벗어나면 질환의 구별이 가능하며, 엔트로피 분석 결과 정상영상 30증례의 최대값과 최소값의 범위에 대해서 악성종괴 영상의 30증례가 인식되어 100%의 인식률을 나타내었다[Fig. 8].



[Fig. 7] Comparison between Negative image and Malignancy image in the uniformity



[Fig. 8] Comparison between Negative image and Malignancy image in the entropy

3.2 정상 영상과 양성종괴 영상의 인식률

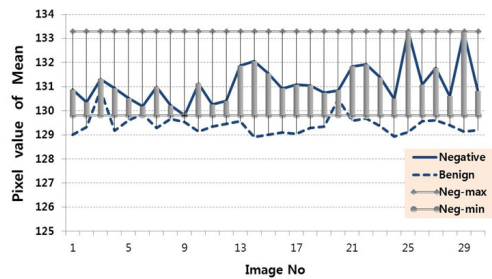
3.2.1 평균밝기

정상영상과 양성종괴 영상의 평균밝기 정보를 이용한 결과로서 정상영상의 평균밝기 값은 최대 133.29 최소 129.81, 평균 131.11 ± 0.81 이며, 양성종괴 영상의 평균 밝기 값은 최대 129.41, 최소 128.91, 평균 129.41 ± 0.42 로 나타났다. 양성종괴 영상의 결과 값이 정상영상의 범위를

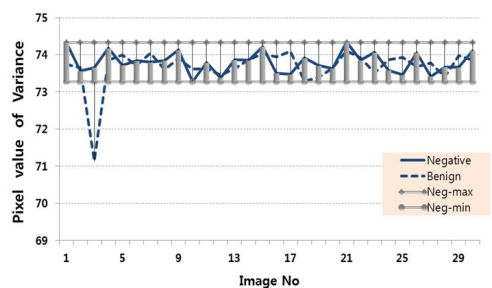
벗어나면 질환의 구별이 가능하며, 평균밝기 분석 결과 정상영상 30증례의 최대값과 최소값의 범위에 대해서 양성종괴 영상의 25증례가 인식되어 83.3%의 인식률을 나타내었다[Fig. 9].

3.2.2 대조도

정상영상과 양성종괴 영상에 대조도 정보를 이용한 결과로서 정상영상의 대조도 값은 최대 74.34, 최소 73.28, 평균 73.79 ± 0.28 이며, 양성종괴 영상의 대조도 값은 최대 74.10, 최소 71.13, 평균 73.67 ± 0.52 로 나타났다. 양성종괴 영상의 결과 값이 정상영상의 범위를 벗어나면 질환의 구별이 가능하며, 대조도 분석 결과 정상영상 30증례의 최대값과 최소값의 범위에 대해서 양성종괴 영상의 4증례가 인식되어 13.3%의 인식률을 나타내었다[Fig. 10].



[Fig. 9] Comparison between Negative image and Benign image in the mean



[Fig. 10] Comparison between Negative image and Benign image in the variance

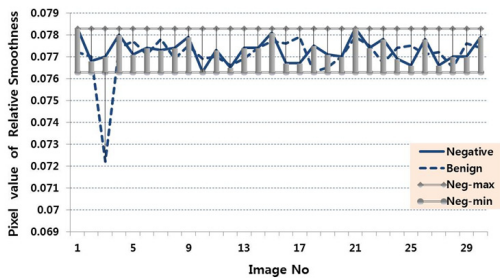
3.2.3 평탄도

정상영상과 양성종괴 영상에 평탄도 정보를 이용한 결과로서 정상영상의 평탄도 값은 최대 0.078, 최소 0.076, 평균 0.077 ± 0.00 이며, 양성종괴 영상의 평탄도 값은 최대 0.077, 최소 0.072, 평균 0.077 ± 0.00 으로 나타났다.

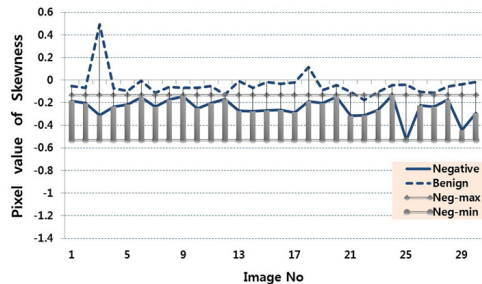
양성종괴 영상의 결과 값이 정상영상의 범위를 벗어나면 질환의 구별이 가능하며, 평탄도 분석 결과 정상영상 30증례의 최대값과 최소값의 범위에 대해서 양성종괴 영상의 1증례가 인식되어 3.3%의 인식률을 나타내었다[Fig. 11].

3.2.4 왜곡도

정상 영상과 양성종괴 영상에 왜곡도 정보를 이용한 결과로서 정상영상의 왜곡도 값은 최대 -0.13, 최소 -0.53, 평균 0.24 ± 0.08 이며, 양성종괴 영상의 왜곡도 값은 최대 0.49, 최소 -0.17, 평균 -0.04 ± 0.11 로 나타났다. 양성종괴 영상의 결과 값이 정상영상의 범위를 벗어나면 질환의 구별이 가능하며, 왜곡도 분석 결과 정상영상 30증례의 최대값과 최소값의 범위에 대해서 양성종괴 영상의 29증례가 인식되어 96.7%의 인식률을 나타내었다[Fig. 12].



[Fig. 11] Comparison between Negative image and Benign image in the relative smoothness



[Fig. 12] Comparison between training image and test image in the skewness

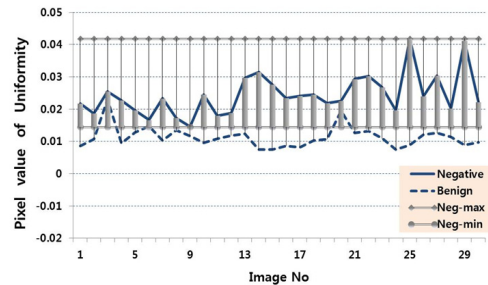
3.2.5 균일도

정상 영상과 양성종괴 영상에 균일도 정보를 이용하여 결과로서 정상영상의 균일도 값은 최대 0.042, 최소 0.015, 평균 0.02 ± 0.00 이며, 양성종괴 영상의 균일도 값은

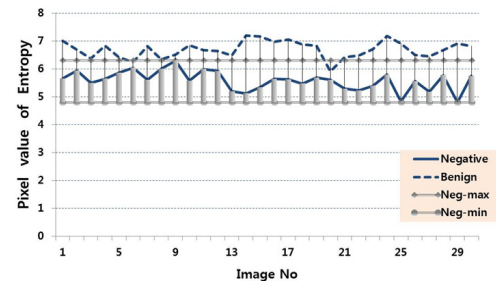
최대 0.022, 최소 0.007, 평균 0.011 ± 0.00 으로 나타났다. 양성종괴 영상의 결과 값이 정상영상의 범위를 벗어나면 질환의 구별이 가능하며, 균일도 분석 결과 정상영상 30증례의 최대값과 최소값의 범위에 대해서 양성종괴 영상의 27증례가 인식되어 90%의 인식률을 나타내었다[Fig. 13].

3.2.6 엔트로피

정상 영상과 양성종괴 영상에 엔트로피 정보를 이용하여 결과로서 정상영상의 엔트로피 값은 최대 6.30, 최소 4.80, 평균 5.57 ± 0.35 이며, 양성종괴 영상의 균일도 값은 최대 7.19, 최소 5.89, 평균 6.69 ± 0.30 로 나타났다. 양성종괴 영상의 결과 값이 정상영상의 범위를 벗어나면 질환의 구별이 가능하며, 엔트로피 분석 결과 정상영상 30증례의 최대값과 최소값의 범위에 대해서 양성종괴 영상의 27증례가 인식되어 90%의 인식률을 나타내었다[Fig. 14].



[Fig. 13] Comparison between Negative image and Benign image in the uniformity



[Fig. 14] Comparison between Negative image and Benign image in the entropy

이상의 결과에서 질감특성분석 알고리즘을 이용하여 정상 유방영상과 유방질환의 초음파영상 간 병변인식률 결과는 정상과 악성, 정상과 양성에서 평균값기(Mean),

왜곡도(Skew), 균일도(UN), 엔트로피(EN) 4개 파라미터의 병변인식률이 각각 100%와 83.3~96.7%로 높은 병변인식률을 나타내었다. 대조도(VA), 평탄도(RS) 2개의 파라미터는 각각 13.3%와 3.3~13.3%로 다소 낮은 병변인식률을 나타내었다[Table 2].

[Table 2] Result of malignancy and benign mass recognition

Parameter algorithms		Rate of recognition
Comparison between Negative and Malignancy	Mean	100 %
	Variance	13.3 %
	Relative Smoothness	13.3 %
	Skewness	100 %
	Uniformity	100 %
Comparison between Negative and Benign	Entropy	100 %
	Mean	83.3 %
	Variance	13.3 %
	Relative Smoothness	3.3 %
	Skewness	96.7 %
Benign	uniformity	90 %
	Entropy	90 %

본 연구는 유방초음파에서 컴퓨터보조진단을 이용한 유방영상의 정상과 악성, 양성종괴 구분의 알고리즘 연구와 예비 판독단계의 적응성을 알아보고자 하였다. 또한 병변인식률을 통해 판독자간의 변동성을 최소화하고 환자의 치료 및 조기진단에 도움을 주고자 하였다.

유방초음파 영상에서 정상과 악성종괴, 정상과 양성종괴의 병변인식률 비교 결과에서 제안된 6가지 질감특성분석 파라미터 중 평균밝기(Mean), 왜곡도(Skew), 균일도(UN), 엔트로피(EN)의 4가지 파라미터는 83~100%의 높은 병변인식률을 나타내었으며, 실제 전문의의 판독결과와 세포병리 진단결과를 바탕으로 하였기 때문에 진단 일치율이 100%에 가까운 결과이다. 그러나 대조도(VA), 평탄도(RS) 2가지 파라미터는 3.3~13.3% 다소 낮은 병변인식률을 나타내었다. 이러한 결과는 고 등[10]과 김 등[20] 연구결과와 일치하였으나 유 등[21]의 각 질감특정값에 대한 간세포암 인식률 결과에서 균일도(UN), 왜곡도(Skew), 대조도(VA), 평탄도(RS)가 비교적 높은 인식률을 보여 다소 차이가 있는 결과를 나타내었다. 이는 본 연구에서 제안된 전처리 과정의 차이라고 판단된다.

컴퓨터보조진단은 영상에 대한 특징을 정량화하여 진단에 유용하게 활용하며, 질병의 감별진단에 도움을 주고자 하는 것이 목적이다. 영상의학과와 많은 영역에서 컴퓨터보조진단이 시도되고 있으며, 특히 단순 흉부영상

(simple chest image)에서 폐결절 및 질환의 검출과 유방 영상에서의 종괴 및 미세석회화의 검출에 많은 연구가 폭넓게 진행되어 왔다. 또한 디지털유방영상(digital mammography)에서 컴퓨터보조진단시스템은 유방암과 병소에 대해 민감도 및 재현성이 높은 것으로 보고되고 있다[22].

유방초음파 검사는 방사선 피폭에 대한 우려가 없어 반복 검사가 가능하다는 장점을 가지고 있지만 박[23]의 연구결과에서 BI-RADS category에 의한 1차, 2차 추적 검사 결과 33.8%가 down grade로 나타났으며, 이는 검사자에 따라 소견의 차이 즉 판독자간의 변동이 있는 것을 알 수 있다. 그러므로 초음파 검사만으로 악성과 양성을 구별하는 것은 어려운 일이다. 이에 본 연구에서 제안된 질감특성분석 파라미터 중 진단 일치율이 높은 평균밝기(Mean), 왜곡도(Skew), 균일도(UN), 엔트로피(EN)를 적용한 컴퓨터보조진단을 예비판독(preliminary reading) 단계에 적용한다면 최종 판독에 있어 정확성 및 진단 시간 단축에 충분한 기여를 할 것으로 사료된다. 이와 더불어 임상증상, 병력, 이학적 소견등과 함께 최종평가분류에 적용시킨다면 더욱더 정확한 병변인식률을 얻을 수 있을 것이다. 또한 컴퓨터보조진단에서의 병변인식률을 보다 더 높이고, 이를 적용하기 위하여 좀 더 다양한 임상증례를 이용한 연구를 통해 신뢰성을 일반화 하여야 할 것이다. 본 연구에서는 정상과 악성종괴, 정상과 양성종괴를 가지고 연구를 진행 하였으나, 정확한 알고리즘의 정량적인 분석을 통하여 악성과 양성, 그리고 다른 질환이 포함된 영상을 판별하는 추가적인 연구도 같이 병행 되어야 할 것이다.

4. 결론

제안된 질감특성분석 알고리즘은 유방질환에서 감별진단의 전처리 단계로서 자동진단의 가능성을 나타내며, 향후 알고리즘의 추가적인 연구와 다양한 임상 질환을 적용 대상으로 할 수 있는 구체적인 알고리즘의 연구가 진행되어야 할 것이다. 또한 보다 많은 임상증례를 통한 질환 인식률의 신뢰성과 재현성이 확보된다면 추적검사 및 유방 조직검사 이전의 보완적인 수단으로 활용 가능할 것이다. 이러한 컴퓨터보조진단 시스템의 개발은 일차적 선별검사 방법으로서의 적용과 임상과의 전문의 최

종의사결정 과정에서 중요한 역할을 할 것으로 기대되며, 유방질환의 치료와 판독자간 변동의 최소화에 큰 도움을 줄 수 있을 것이다.

References

- [1] National Cancer Information Center, "http://www.cancer.go.kr/mbs/cancer/subview.jspid, 2011.
- [2] H. J. Yoon, M. H. Kim, Y. H. Choi, "Effective Computer-Aided Diagnosis Analysis for the Plaque Measurement on the Ultrasound image of the Carotid Artery", *J Korean Soc. Ultrasound in Medicine*, 23, 2, pp.105-111, 2004.
- [3] S. H. Choi, S. Y. Chung, W. K. Lee, I. K. Yang, H. D Kim, J. S. Shin, B. H. Jung, W. J. Shin, H. H. Kim, S. H. Kim, "Ultrasonography in Paget's Disease of Breast:Comparison with Mammographic Finding", *J Korean Soc. Ultrasound in Medicine*, 20, 2, pp.137-142, 2001.
- [4] Y. W. Sun, Y. J. Song, H. Y. Yun, D. H. Ryu, "Management fo Breast Masses Detected Only by Ultrasonography" *Journal of Breast Cancer*, 7, 1, pp.43-48, 2004.
- [5] P. H. Arger, C. M. Sehgal, E. F. Conant, J. Zukerman, S. E. Rowling, J. A. Patton. "Interreader variability and predictive value of US descriptions of solid breast masses: pilot study", *Acad Radiol*, 8, 4, pp.335-342, 2001.
- [6] E. H. Lee, J. H. Cha, B. J. Cho, Y. H. Koh, B. J. Youn, W. K. Moon "Breast Imaging Reporting and Data System(BI-RADS) US leexion and Final Assesment Category for Solid Breast Masses: the Rates of Inter- and Intraobserver Agreement" *J. Korean Soc. Radiology*, 56, 6, pp.593-601, 2007.
- [7] M. R. De Mello, D. M. Albuquerque, F. G. Pereira-Cunha, K. B. Albanex, K. B. Pagnano, F. F. Costa, K. Metze, I. Lorand-Metze, "Molecular characteristics and chromatin texture features in acute promyelotic leukemia", *Diagn Pathol*, 28, 7, pp.75, 2012.
- [8] H. S. Choi, "A Study on the Multi-View Based Computer Aided Diagnosis and 3-Dimentional Display System" The graduate school of Hanyang University, 2007.
- [9] J. S. Lee, "Detection of Microcalcification using Computer Aided Diagnosis in the Breast US" The graduate school of Catholic University of Pusan, 2011.
- [10] C. S. Kim, S. J. Ko, S. S. Kang, J. H. Kim, D. H. Kim, S. Y. Choi, "Computer-Aided Diagnosis for Liver Cirrhosis using Texture Features Information Analysis in Computed Tomography", *Journal of the Korea Contents Association*, 12, 4, pp.358-366, 2012.
- [11] J. S. Cho, H. S. Kang, H. S. Kim, S. D. Kim, "Multimedia signal processing: fundamentals and practice", 2nd edition, sungjin media, 2011.
- [12] H. H. Park, "A Study of Recognition for Lung Cancer using Principle Component Analysis in Chest Radiography", The graduate school of Catholic University of Pusan, 2009.
- [13] I. Christoyianni, A. Koutras, E. Dermatas, G. Kokkinakis, "Computer aided diagnosis of breast cancer in digitized Mammograms", *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 26, 54, pp.309-319, 2002.
- [14] R. C. Gonzalez, R. E. Woods, S. L. Eddins, "Digital Image Processing using MATLAB", Prentice Hall, 2004.
- [15] M. Gletsos, S. G. Mougiakakou, K. S. Nikita, A. S. Nikita, D. Kelekis, "A computer-aided diagnosis system to characterize CT focal liver lesion: design and optimization of a neural network classifier", *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, 7, 3, pp.153-162, 2003.
- [16] M. A. Heller, "Texture perception in sight and blind observers", *Percept Psychophs*, 45, 1, pp.49-54, 1989.
- [17] D. Kontos, L. C. Ikejimba, P. R. Bakic, A. B. Troxel, E. F. Conant, A. D. Maidment, "Analysis of parenchymal texture with digital breast tomosynthesis: comparison with digital mammography and implications for cancer risk assessment", *Radiology*, 261, 1, pp.80-91, 2011.
- [18] X. J. Chen, D. Eu, Y. He, S. Liu, "Study on application of multi-spectral image texture to discriminating rice categories base on wavlet packet and support vector machine", *Guang Pu Xue Yu Guang Pu Fen Xi*, 29, 1, pp.222-225, 2009.
- [19] D. H. Kim, S. J. Ko, S. S. Kang, J. H. Kim, C. S. Kim, "Computer-Aided Diagnosis for Pulmonary Tuberculosis using Texture Features Analysis in Digital Chest Radiography", *Journal of the Korea Contents Association*, 11, 11, pp.185-193, 2011.
- [20] S. J. Ko, J. S. Lee, S. Y. Ye, C. S. Kim, "Application of Texture Features Algorithm using Computer-Aided Diagnosis of Papillary Thyroid Cancer in the Ultrasonography", *Journal of the Korea Contents Association*, 13, 5, pp.303-310, 2013.
- [21] J. E. Yoo, T. S. Jun, J. Y. Jeong, I. C. Im, J. S. Lee, H. H. Park, "Application of Texture Feature Analysis Algorithm used the Statistical Charaterristics in the Computed Tomography: A base on the Hepatocellular Carcinoma(HCC)", *J. Korean Soc. Radiology*, 7, 1, pp.9-15, 2013.

- [22] S. J. Kim, N. R. Y. Cho, J. H. Cha, H. K. Jeong, S. H. Lee, K. S. Cho, S. M. Kim, Y. K. Moon, "Reprducibility of Computer-Aided Detection System in Digital Mammograms", *J. Korean Soc. Radiology*, 52, 2, pp.137-142, 2005.
- [23] J. W. Back, "The usefulness and Limitation of Breast Ultrasonography" The graduate school of Korea University, 2011.

이 진 수(Jin-Soo Lee)

[정회원]



- 2011년 2월 : 부산가톨릭대학교 방사선학과 (방사선학석사)
- 2014년 2월 : 부산가톨릭대학교 방사선학과 (방사선학박사)
- 1998년 9월 ~ 현재 : 인제대학교 해운대백병원 영상의학과

<관심분야>

초음파영상학, 영상평가, CAD

김 창 수(ChangSoo Kim)

[정회원]



- 2003년 2월 : 한국해양대학교 전자통신공학과 (전자통신공학석사)
- 2006년 2월 : 한국해양대학교 전자통신공학과 (전자통신공학박사)
- 2005년 3월 ~ 현재 : 부산가톨릭대학교 방사선학과 부교수

<관심분야>

영상평가, U-Healthcare, CAD