

디지털 마모그램에서 Mass형 유방암 분할을 위한 초기 위치 자동 검출

이봉렬[†], 이명진^{‡‡}

요 약

Mass형 종양 분할의 성능은 mass의 초기 위치에 큰 영향을 받는다. 따라서 몇몇의 논문들은 방사선 전문의로부터 획득한 mass의 초기 위치를 이용하여 종양의 분할을 진행하였다. 그러나, 본 논문은 mass 검출을 위한 부가정보 없이 디지털 마모그램만을 이용한 컴퓨터 지원 진단 시스템을 구성하여 방사선 전문의에게 mass로 추정되는 곳의 위치를 제시함을 목표로 한다. 제안된 시스템은 영역 확장 기법과 열림 연산을 통한 유방 영역 분할, 분할된 유방영역에서 mass 특성을 갖는 위치의 시드 설정, 설정된 시드 기반 레벨 세트을 통한 mass 영역 분할로 구성된다. Mass 분할을 위한 시드 설정은 부표본화된 유방영상에 대해 블록기반 분산 정보와 마스킹 정보를 이용하는 Mass Scoring Measure(MSM) system을 통하여 수행되었다. 테스트에 사용된 이미지는 DDSM 데이터베이스를 사용하였으며, 실험 결과 종양검출의 정확도는 4 FP/image에서 78%의 민감도를 나타내었고, 상하방향(CC)과 내외사방향(MLO) 이미지를 동시에 고려시 92%의 민감도를 보였다.

Automatic Detection of Initial Positions for Mass Segmentation in Digital Mammograms

Bong-ryul Lee[†], Myeong-jin Lee^{‡‡}

ABSTRACT

The performance of mass segmentation is greatly influenced by an initial position of a mass. Some researchers performed mass segmentation with the initial position of a mass given by radiologists. The purpose of our research is to find the initial position for mass segmentation and to notify the segmented mass to radiologists without any additional information on mammograms. The proposed system consists of breast segmentation by region growing and opening operations, decision of an initial seed with characteristics of masses, and mass segmentation by a level set segmentation. A seed for mass segmentation is set based on mass scoring measure calculated by block-based variances and masked information in a sub-sampled mammogram. We used a DDSM database to evaluate the system. The accuracy of mass detection is 78% sensitivity at 4 FP/image, and it reached 92% if multiple views for masses were considered.

Key words: Breast Cancer(유방암), CAD(컴퓨터 지원 진단), Level set method(레벨셋 기법), mass scoring measure(암 검출 점수)

* 교신저자(Corresponding Author) : 이명진, 주소 : 경기도 고양시 덕양구 화전동 항공대길 100 전자관 206호(412-791), 전화 : 02)300-0123, FAX : 02)3159-9969, E-mail : artistic@kau.ac.kr

접수일 : 2010년 2월 26일, 수정일 : 2010년 4월 14일

완료일 : 2010년 5월 7일

[†] 정회원, 한국항공대학교 정보통신공학과 석사과정 재학 (E-mail : counter1111@kau.ac.kr)

^{‡‡} 정회원, 한국항공대학교 항공전자 및 정보통신공학부 조 교수

* 이 논문은 2009년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국과학재단의 지원을 받아 수행된 연구임(2009-0083887)

1. 서 론

유방암은 여성들에게 빈번하게 발생되고 있으며 여성 암 사망순위 2위이기 때문에, 암으로부터의 피해를 줄이기 위해서는 유방암의 조기 진단이 중요하다[1]. 유방암을 진단하기 위하여 여러 가지 지표가 사용될 수 있는데, 그 중 mass는 암을 진단하기 위한 중요한 단서이다. 컴퓨터 지원 진단 시스템은 암을 검출하기 위한 효과적인 방법이며 많은 연구가 이뤄지는 분야이다. 정확한 검출을 통하여 암을 경고하기 위하여 컴퓨터 지원 진단 시스템에는 영상 처리, 컴퓨터 기술, 방사선 영상학 등 많은 방법들이 사용되고 있다. Cascio는 명도에 임계값을 적용하여 mass로 의심되는 부분을 관심영역으로 설정한 후 신경망을 이용하여 mass를 분할하였다[2]. 그들의 시스템은 2.8FP/image에서 82%의 민감도를 나타낸다. Yuan는 방사형 기울기 인덱스(radial gradient index)를 이용하여 mass의 중심점을 찾고, 이것을 시드로 설정한 후 사용하여 mass를 분할하였다[3]. 그들은 분할 정확도를 영역 겹침 비율(area overlap ratio)을 이용하여 나타내었으며 0.4의 영역 겹침 비율에서 85%의 민감도를 보였다. Eltonsy는 다중 동심층(multiple concentric layers) 기법을 이용하여 mass 검출을 하였다[4]. 그들의 알고리즘 성능은 양성과 악성 종양에 대하여 실시되었으며 3 FP/image에서 80%의 민감도를 보였다.

검출의 정확성을 높이기 위하여 상하방향(CC)과 내외사방향(MLO) 영상의 결과를 융합하여 사용하는 연구도 진행되고 있다. 이는 상하방향과 내외사방향에서 검출된 mass 의심영역들의 특징을 비교하여, 두 방향에서 비슷한 특징을 나타내는 의심영역을 최종 선택하여 민감도를 높이는 방법이다. 많은 연구들이 유두나 흉부근육을 기준으로 의심 영역과의 거리를 측정하여 두 영상간의 유사도를 비교하는 방식을 이용한다[5,6]. 또한 위치적 특징뿐만 아니라 형태와 질감의 유사도를 비교하는 방식도 사용되고 있다[7].

Mass 검출을 위한 기존 연구들은 방사선 전문의가 찾은 영역을 중심으로 mass 분할을 수행하였다 [8,9]. 이는 mass 분할의 정확도를 판단하기 위한 근거 자료로 활용은 가능하나, 실제 컴퓨터 지원 진단 시스템의 활용 목적인 방사선 전문의를 보조하기 위한 의심 영역 자동 검출 및 추천의 용도로는 적합하지 않다. 그러나 본 논문은 mass 검출을 위한 부가정보

없이 디지털 마모그램만을 이용한 컴퓨터 지원 진단 시스템을 구성하여 방사선 전문의에게 mass로 추정되는 곳의 위치를 제시함을 목표로 한다. Mass 위치에 대한 사전 정보 없이 영상 분석 결과만을 이용하여 mass로 의심되는 확률이 높은 위치를 추출하고, 이를 중심으로 mass 분할을 수행하는 방법을 제안한다. 본 논문의 구성은 다음과 같다. 제2절에서는 제안된 컴퓨터 지원 진단 시스템의 구성과 사전 정보 없이 mass를 찾기 위해 고안된 방법에 대하여 설명한다. 제3절에서는 실험결과와 논의를 하고, 마지막 제4절에서 결론을 맺는다.

2. 부가정보를 사용하지 않는 mass형 종양 검출 방법

본 절에서는 Mass 위치에 대한 사전 정보 없이 순수한 영상 분석 결과를 이용하여 mass 분할을 수행하는 컴퓨터 지원 진단 시스템의 구성을 설명하고, mass의 특성을 가지는 곳을 검출하기 위한 알고리즘을 제안한다.

그림 1은 제안된 mass 검출을 위한 컴퓨터 지원 진단 시스템의 구성도이다. 제안된 시스템은 방사선 전문의에게 mass 의심 영역을 추천하기 위하여 영상 분석 기법을 사용하는데, 디지털 마모그래피 영상이 가지는 해상도가 매우 높기 때문에 요구되는 연산량이 매우 크다. 따라서 입력된 영상의 해상도를 낮추기 위하여 부표본화를 실시하고, 부표본화된 이미지 기반 영상 분석 및 분할을 수행한다. 부표본화 과정에서 엘리어싱에 의하여 화소 정보가 왜곡될 수 있기 때문에, 부표본화 과정에서 왜곡을 최소화 할 수 있도록 주변 화소들의 가중치 평균을 이용하는 쌍입방 보간법(bicubic interpolation)을 사용하였다.

유방영역분할 단계에서는 가슴이 아닌 영역은 이후의 단계에서 필요하지 않기 때문에 영역 기반 분할 방법인 영역 확장 기법을 이용하여 먼저 가슴을 분할하며, 잡음에 의한 영향과 이미지 밝기의 비 균일성으로 인한 결과를 보정하기 위하여 형태학 연산인 열림을 수행한다[10]. Mass scoring measure 단계에

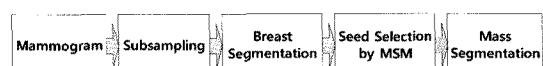


그림 1. 제안된 mass 분할 시스템의 흐름도

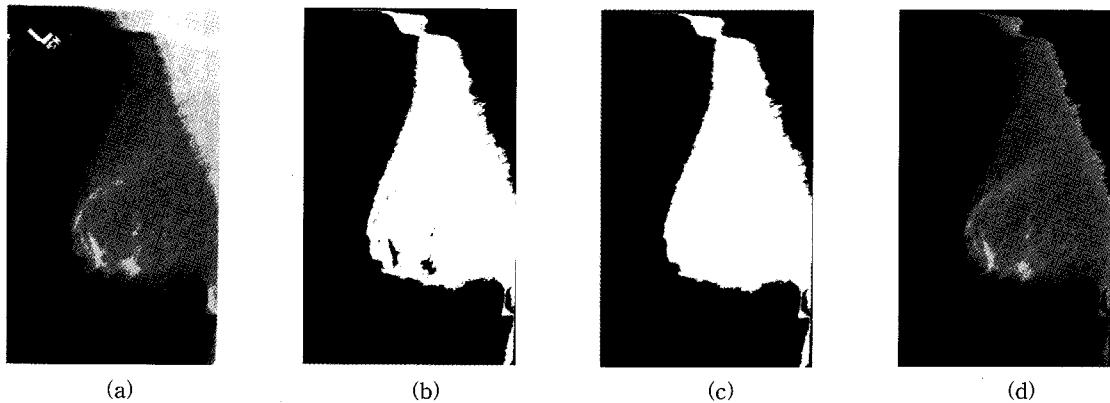


그림 2. (a) 입력 영상 (데이터베이스 내 case1171의 좌측유방 내외사방향 촬영). (b) 영역확장 적용 결과. (c) 영역확장 후 열림 연산 적용 결과 (d) (a)와 (c)의 곱셈을 통한 유방영역분할

서는 분할된 유방영역에서 블록기반 분산 정보와 고안된 마스킹 결과를 이용하여 mass 특성을 갖는 위치의 시드를 찾는다. Mass 분할 단계에서는 설정된 시드 주변 화소를 제로 레벨로 하는 레벨 셋 방법을 통해 mass 영역을 추출한다.

2.1 유방 영역 분할

유방영역분할을 하기 위하여 입력 이미지에 영역 확장 기법을 수행 후 형태학 연산인 열림을 사용한다. 영역확장 기법은 화소간의 유사도를 비교하여 영역에 포함여부를 결정하는 영역기반 분할 기법이다. 만약 서로 이웃한 화소 a 와 b 의 밝기 차가 임계값보다 작다면, a 와 b 는 같은 영역으로 판단된다. 영역 확장 기법은 아래 식과 같이 정의될 수 있다.

$$\begin{cases} b \in S, & \text{if } |I(a) - I(b)| < t \\ b \in S^c, & \text{if } |I(a) - I(b)| > t \end{cases}, \quad \forall a \in S, \forall b \in N(a) \quad (1)$$

$I(a), I(b)$ 는 a 와 b 의 밝기, t 는 영역확장을 위한 임계값, $N(a)$ 는 a 의 이웃 화소를 각각 나타낸다. 이러한 임계 값 방식을 4-이웃 연결에 대하여 적용하여 가슴영역을 분할한다. 그림 2는 각각 입력 영상, 영역 확장, 열림, 유방영역분할의 결과를 보여준다. 유방 영역이 아닌 곳은 0을 할당하여 이후 단계에서 사용이 용이하도록 하였다.

2.2 시드 검출을 위한 Mass Scoring Measure

레벨 셋 알고리즘을 마모그램에 적용하기 위하여 초기 시드를 제로 레벨로 설정해 주는 것이 필요하다. 몇몇 기존 방법들에서는 방사선 전문의에 의해

결정된 점을 초기 시드로 설정 하였지만, 본 연구에서는 분할된 유방영역에서 mass의 형태적 특징과 밝기 특성을 근거로 mass 분할을 위한 시드를 설정한다. Mass의 형태는 보통 원형, 난원형, 소엽상, 불규칙성 그리고 구조적왜곡 등으로 나뉘며, 일반적으로 주변 세포와의 밝기 차가 크게 나타나는 특징을 가진다. Mass의 형태적 특징을 나타내기 위하여 그림 3과 같은 마스크를 정의하고 이것을 분할된 유방영역과 곱하여 그 결과 값을 마스크의 중심 좌표 위치에 저장하였다. 마스크 연산은 이미지의 모든 화소에 대하여 수행되며, 결과 값은 1과 -1로 표시된 두 영역의 평균값에 대한 가중치 합으로 $mask_value$ 로 정의되며, mass와 마스크 사이의 유사성을 나타낸다. 마스크 연산의 결과는 1과 -1로 표시된 영역 사이의 밝기 차가 클수록 크게 나타나며 mass가 마스크의 중앙에 위치하면 mass와 그 주변 영역의 밝기 차가 크기 때문에 마스크 연산의 결과도 커진다.

0	-1	-1	-1	0
-1	1	1	1	-1
-1	1	1	1	-1
-1	1	1	1	-1
0	-1	-1	-1	0

그림 3. NxN 마스크의 예 (5×5 마스크)

*mask_value*는 마스크가 유방영역 밖의 0값을 포함하지 않는 경우에 5×5 , 7×7 , 11×11 , 13×13 , 15×15 크기의 마스크에서 각각 계산 된다. 우리의 컴퓨터 지원 진단 시스템에서는 다양한 크기를 가지는 mass를 표현하기 위하여 실험을 통해 적절한 마스크 사이즈가 선택된다. 마스크의 사이즈는 식 (2)의 계산을 통하여 결정되게 되며 해당크기의 *mask_value*는 mass와 마스크 사이의 유사성을 나타낸다.

외형적인 특징을 사용하는 방법만으로는 mass나 타내기에 정보가 불충분하기 때문에 mass의 위치를 정확히 검출하기 어렵다. 또한 마스크의 크기가 잘못 결정되게 되면 mass가 아닌 다른 곳을 mass로 검출하는 경우가 발생되게 된다. 따라서 본 논문에서는 mass 내부와 외부의 밝기 차 특성을 고려한 블록 기반 분산을 *mask_value*와 함께 사용하여 mass의 위치를 더욱 정확히 추정한다. 첫째로, 분할된 유방영역 안에서 블록을 정하고 mass로 추정되는 곳을 탐색하기 위하여 블록 내 밝기 평균과 블록의 분산을 이용한다. 블록 사이즈는 영상 크기에 따라 조절되어야 하며, 본 논문에서는 21×21 과 31×31 의 크기를 사용하였다. 가슴 영역 내에서 블록을 화소 단위로 이동하면서 블록별 분산을 측정하였고, 블록의 중앙에 해당 블록의 분산을 저장하였다. Mass가 가지는 특성에 의하여, mass영역의 중심에서는 분산이 작을 것이고 mass의 경계 부분에서는 분산이 클 것이다. 이러한 mass와 그 주변 영역의 분산 특성을 이용하여 mass 분할을 위한 시드 검출을 위해, 현재 블록의 밝기에 관한 complemented variance ($1 - \sigma^2$)과 평균 분산 (*var_mean*)을 이용한다. complemented variance ($1 - \sigma^2$)는 mass의 중심 영역과 밝기가 고른 유방의 다른 부분에서 큰 값을 나타내며, 분산의 평균은 분산이 크게 나타나는 mass의 경계 영역에서 크게 나타난다. 따라서 모든 화소에 대하여 mass scoring measure (MSM)은 다른 영역으로부터 mass를 구분하기 위하여 아래와 같이 정의된다.

$$MSM = \max_{\substack{0 < i < n, 0 < j < m \\ M=21,31, \text{N}=15,21,31,35}} ((1 - \sigma_{M,i,j}^2) * var_mean_{M,i,j} * mask_value_{N,i,j}) \quad (2)$$

유방영역 내부의 모든 픽셀에 대하여 각각의 마스크 사이즈와 블록 사이즈가 적용되어 연산되며, 최대 결과 값이 MSM으로 결정된다. 또한 MSM으로 선택된 값의 해당 픽셀 위치가 시드 위치로 결정 되어

이후 mass 분할에 사용된다.

2.3 MSM으로 결정된 시드를 이용하는 mass 분할

레벨 셋 기법은 시드를 중심으로 하는 블록을 초기 제로 레벨로 설정한 후 수행된다[11]. 레벨 셋 기법을 이용한 동적 윤곽선 모델은 에지 기반 윤곽선 모델이 아닌 그레이 레벨 기반 모델이기 때문에 일반적으로 mass의 에지가 약한 성질을 지니는 마모그램 영상에 사용하기 적합하다[3]. 동적 윤곽선 모델에 대한 에너지 함수는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$F(c_1, c_2, C) = \mu \cdot Length(C) + v \cdot Area(inside(C)) + \lambda_1 \int_{inside(C)} |u_0(x,y) - c_1|^2 dx dy + \lambda_2 \int_{outside(C)} |u_0(x,y) - c_2|^2 dx dy \quad (2)$$

*c*는 동적 윤곽선 모델의 윤곽선을 의미하며, *c*₁과 *c*₂는 *c*의 내부와 외부의 평균을 각각 나타낸다. 또한, *u*₀(*x,y*)는 (*x,y*)위치의 화소 값을 의미하며 *μ,v,λ₁,λ₂*는 모두 상수인 매개변수이다. 이와 같은 방법으로 초기 제로 레벨 셋에서 시작하여 에너지 함수가 최소화 되도록 반복적으로 윤곽선을 생성한다. 그림 5와 같이 초기 레벨이 mass의 주변에 위치하면 외곽선은 mass의 경계에 수렴 할 수 있다. 따라서, mass 위치에 대한 시드의 정확도가 mass 분할의 성능에 영향을 미친다. 그림 5는 제안된 mass 분할 방법의 결과로써 mass검출을 위해 자동적으로 계산된 시드를 기반으로 진행된 결과이다.

3. 모의실험 결과

본 논문에서는 제안된 컴퓨터 지원 진단 시스템의 mass 검출 성능을 평가하기 위하여 DDSM¹⁾데이터베이스를 기반으로 실험을 진행하였다. 첫 번째 실험에서는 범주에 상관없이 임의로 선택된 50개 경우에 대해 각각 상하방향과 내외사방향에 대한 총 100장의 마모그램을 사용하였다. 또한, 두 번째 실험은 다양한 범주에 대한 제안 시스템의 성능을 평가하기 위해 범주 3, 4, 5에 대해 각각 36, 20, 20개씩 선택된 경우에 대해 상하방향과 내외사방향에 대한 총 72,

1) DDSM은 mammographic image analysis research community에서 제공하는 디지털 마모그램 데이터베이스이다[12].

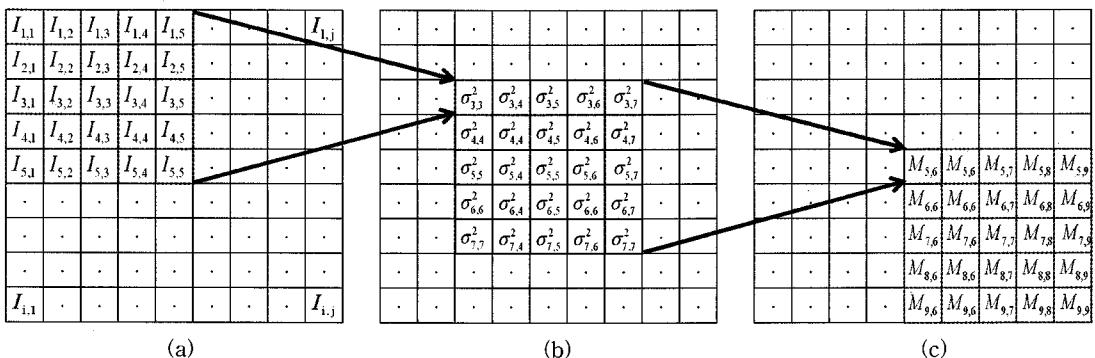


그림 4. 분산과 분산블록평균에 대한 블록기반 연산 (a) 입력이미지에서 분산계산을 위한 블록 (b) 분산평균을 계산하기 위한 분산 블록 (c) 분산 블록의 평균

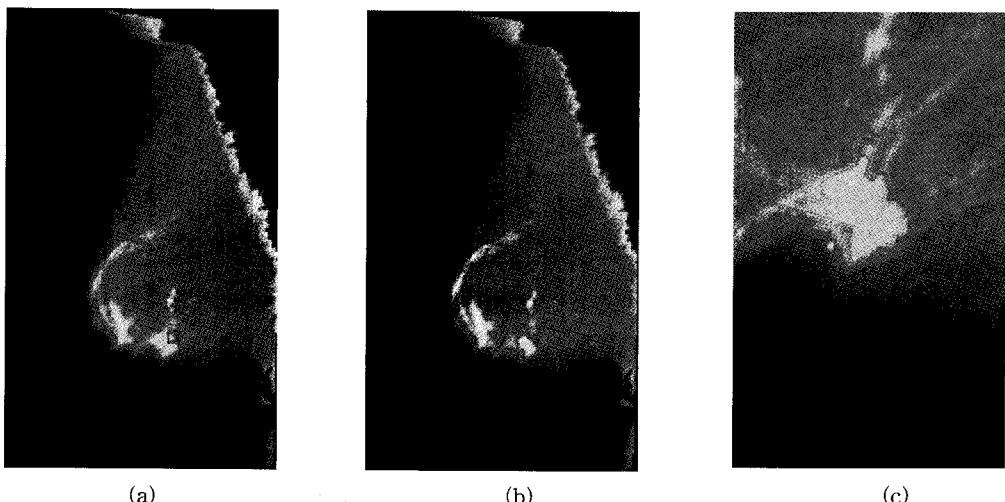


그림 5. MSM에 의해 계산된 시드를 이용한 레벨 셋 기법. 사용된 이미지는 DDSM 데이터베이스 내 case1171의 좌측유방 내외사방향 촬영 영상 (a) MSM으로 계산된 초기 제로 레벨 셋. (b) 레벨 셋 기법에 의한 mass 분할 결과. (c) 확대된 mass영역.

40, 40 장의 마모그램을 사용하였다. 범주는 Bi-RADS 표준에 의하여 0에서부터 6까지로 분류되어진다 [13]. Bi-RADS(Breast Imaging Reporting and Data System)는 마모그램을 이용한 유방암 진단 결과에 기준을 제시하고자 제안되었다. Bi-RADS 범주 0은 추가가 검사가 필요한 상태, 범주 1은 정상소견, 범주 2는 양성소견, 범주 3은 양성추정소견, 범주 4는 유방암이 의심되는 소견, 범주 5는 강한 악성 소견, 범주 6은 확진된 암을 각각 나타낸다.

만약 mass 분할의 결과가 mass 영역의 중심을 포함하면, 본 논문에서는 이것을 진양성(True Positive : TP)으로 판단하였으며 그렇지 않은 경우는 위양성(False Positive: FP)으로 판단하였다. 또한 같은 경

우 내에서 위양성과 진양성의 결과는 상하방향과 내외사방향에 대하여 독립적으로 결정 하였다. 그림 6은 실험 결과를 FROC를 이용하여 나타낸 것이다. 첫 번째 실험에서 우리의 컴퓨터 지원 진단 시스템은 범주에 상관없이 임의로 선택된 이미지에 대하여 4 FP/image에서 78%의 민감도를 나타내었다. 그리고, 두 번째 실험은 범주별로 4 FP/image에서 범주 5는 77.7%, 범주 4와 3은 각각 65%와 55%의 민감도를 나타내었다. 실험 결과를 보면 소견이 악성에 가까울수록 민감도 역시 증가함을 알 수 있다. 즉, 악성 소견을 나타내는 범주 5에서 가장 높은 민감도를 나타내는 것을 알 수 있다. 민감도는 실제로 양성인 것이 실험 결과에서도 양성으로 나타나는 확률이며 진양

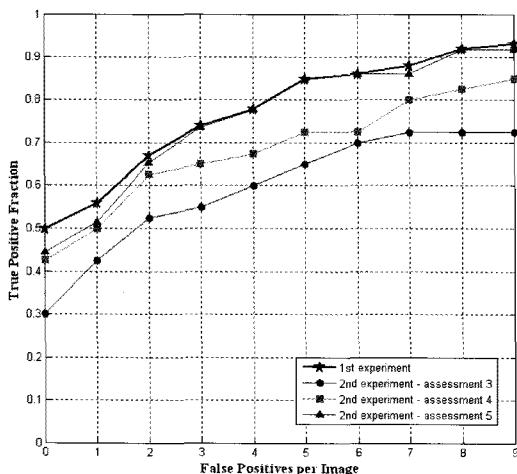


그림 6. 제안된 컴퓨터 지원 진단 시스템의 FROC

성 / (진양성+위음성)으로 계산되어 진다. FROC는 음성인 곳을 양성으로 판단한 위양성 개수에 따른 민감도의 변화를 그래프로 나타낸 것이다. 제안된 우리의 시스템은 수초 이내의 빠른 처리 속도를 가지고 있지만, 민감도는 약간 낮은 편이다. 그러나 기존 연구들 사이의 데이터베이스가 모두 일치하지 않고, 그들이 사용한 범주가 알려지지 않았기 때문에 민감도 성능을 다른 연구와 직접적으로 비교하는 것은

어렵다.

본 논문의 제1절에서 언급한 바와 같이 상하방향(CC)과 내외사방향(MLO)를 통해 얻은 정보를 이용하면 민감도를 향상 시킬 수 있다. 표 1은 실험1과 실험2의 상하방향과 내외사방향에 대한 결과와 두 결과를 OR 연산한 결과를 나타낸다. OR 연산의 결과는 상하방향과 내외사방향 둘 중 한 곳이라도 mass를 찾으면 그 결과를 진양성으로 나타내었다. 이것은 두 영상의 기하학적 관계를 이용하는 방법과는 다르지만, 하나의 영상만을 이용했을 경우와의 성능 향상의 폭을 추정 할 수 있다. 기하학적 관계를 이용하면, 하나의 영상에서 mass로 추정되는 영역이 다른 영상의 해당 위치에서는 어떻게 나타나는지 확인하고 결과를 판단할 수 있을 것이다. 그리고 이 결과가 하나의 영상을 사용하여 진양성으로 판단된 곳의 위치와 얼마나 일치하는지에 대한 검증 또한 수반되어야 할 것이다.

4. 결 론

본 연구는 방사선 전문의에게 어떠한 사전정보 없이 mass의 위치를 알려주는 시스템을 제안하고 설계하였다. 제안된 시스템은 영역 확장 기법과 열림 연

표 1. 상하방향 및 내외사방향에 따른 실험 결과

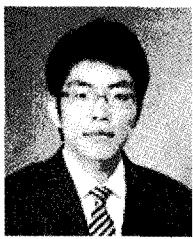
Experiment 1											
Assessment	View	False Positives per Image									
		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9
0~5	CC	0.56	0.60	0.66	0.78	0.82	0.88	0.90	0.94	0.98	0.98
	MLO	0.44	0.52	0.68	0.70	0.74	0.82	0.82	0.82	0.86	0.88
	OR	0.72	0.78	0.82	0.90	0.92	0.96	0.96	0.98	1.00	1.00
Experiment 2											
Assessment	View	False Positives per Image									
		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9
3	CC	0.40	0.50	0.60	0.60	0.60	0.65	0.70	0.75	0.75	0.75
	MLO	0.20	0.35	0.45	0.50	0.60	0.65	0.70	0.70	0.70	0.70
	OR	0.45	0.60	0.65	0.70	0.75	0.75	0.75	0.75	0.75	0.75
4	CC	0.45	0.50	0.60	0.65	0.65	0.70	0.70	0.85	0.90	0.90
	MLO	0.40	0.50	0.65	0.65	0.70	0.75	0.75	0.75	0.75	0.80
	OR	0.55	0.60	0.70	0.75	0.75	0.80	0.80	0.90	0.90	0.90
5	CC	0.50	0.56	0.64	0.78	0.83	0.89	0.92	0.92	0.97	0.97
	MLO	0.39	0.47	0.67	0.69	0.72	0.81	0.81	0.81	0.86	0.86
	OR	0.69	0.78	0.83	0.92	0.94	0.97	0.97	0.97	1.00	1.00

산을 통한 유방 영역 분할, 분할된 유방영역에서 mass 특성을 갖는 위치의 시드 설정, 설정된 시드 기반 레벨 셋을 통한 mass 영역 분할로 구성된다. 시드는 mass 분할을 위하여 블록기반 분산과 부표본화된 마모그램의 마스킹 연산을 이용하여 MSM에 의해 계산된다.

고안된 시스템은 DDSM 데이터베이스를 이용하여 실험되었으며, 범주와 상관없이 임의로 선택된 것과 각각의 범주에 대한 성능을 FROC를 통해 나타내었다. 실험은 해당 경우의 촬영영상 별로 성능을 각각 측정하였으나, 민감도는 빠른 연산을 위한 적절한 해상도의 선택이나 같은 경우 안에서 마모그램 사이의 기하학적 관계를 결합하는 방법에 의해 향상될 수 있다.

참 고 문 현

- [1] American Cancer Society, "Statistics for 2009," www.cancer.org
- [2] D. Cascio, F. Fauci, R. Magro, G. Raso, R. Bellotti, F. De Carlo, S. Tangaro, G. De Nunzio, M. Quarta, G. Forni, A. Lauria, M. E. Fantacci, A. Retico, G. L. Masala, P. Oliva, S. Bagnasco, S. C. Cheran, and E. L. Torres, "Mammogram segmentation by contour searching and mass lesions classification with neural network," *IEEE Trans. on Nuclear Science*, Vol.53, pp. 2827-2833, 2006
- [3] Y. Yuan, M. L. Giger, H. Li, K. Suzuki, and C. Sennett, "A dual-stage method for lesion segmentation on digital mammograms," *Medical Physics*, Vol.34, No.11, pp. 4180-4193, 2007
- [4] N. H. Eltonsy and G. D. Touassi, "A Concentric Morphology Model for the Detection of Masses in Mammography," *IEEE Trans. on Medical Imaging*, Vol.26, No.6, pp. 880-889, Jun, 2007
- [5] B. Zheng, G. Maitz, J. K. Leader, and D. Gur, "Increasing sensitivity of masses cued on both views by CAD," *Proc. SPIE*, Vol.6144, 61441Y-7, 2006
- [6] J. Wei, B. Sahiner, L. M. Hadjiiski, H. Chan, M. A. Helvie, M. A. Roubidoux, C. Zhou, J. Ge, and Y. Zhang, "Two view information fusion for improvement of computer aided detection (CAD) of breast masses on mammograms," *Proc. SPIE*, Vol. 6144, 614424-1, 2006
- [7] Y. Yuan, M. L. Giger, H. Li, and C. Sennett, "Correlative feature analysis on FFDM," *Medical Physics*, Vol.35, Issue 12, pp. 5490-5500, December 2008
- [8] J. Shi, B. Sahiner, H. Chan, J. Ge, L. Hadjiiski, M. A. Helvie, A. Nees, Y. Wu, J. Wei, C. Zhou, Y. Zhang, and J. Cui, "Characterization of mammographic masses based on level set segmentation with new image features and patient information," *Medical Physics*, Vol.35, No.1, pp. 280-290, 2008
- [9] J. Cui, B. Sahiner, H. Chan, A. Nees, C. Paramagul, L. M. Hadjiiski, C. Zhou, and J. Shi, "A new automated method for the segmentation and characterization of breast masses on ultrasound images," *Medical Physics*, Vol.36, No.5, pp. 1553-1565, 2009
- [10] R. C. Gonzalez and R. E. Woods, *Digital Image Processing 2nd Edition*, Prentice Hall, New Jersey, 2002
- [11] T. Chan and L. Vese, "Active Contours without Edges," *IEEE Trans. on Image Processing*, Vol.10, pp. 266-277, 2001
- [12] Mammographic Image Analysis: <http://www.mammoimage.org/databases/>
- [13] American College of Radiology, BI-RADS Atlas, http://www.acr.org/SecondaryMainMenuCategories/quality_safety/BIRADSAtlas.aspx



이 봉 렐

2009년 2월 한국항공대학교 정보
통신공학과 공학사
2009년 3월~현재 한국항공대학
교 정보통신공학과 석사
과정 재학
관심분야: 영상압축 및 전송, 멀
티미디어 시스템



이 명 진

1994년 2월 KAIST 전기및전자
공학과 공학사
1996년 2월 KAIST 전기및전자
공학과 공학석사
2001년 8월 KAIST 전자전산학
과 공학박사
2001년 3월~2004년 2월 삼성전
자(주) System LSI 책임
2004년 3월~2007년 2월 경성대학교 전기전자메카트로
닉스공학부 조교수
2007년 3월~현재 한국항공대학교 항공전자 및 정보통
신공학부 조교수
관심분야: 영상압축 및 전송, 멀티미디어 시스템