

# 디지털 맘모그램을 위한 라플라시안 피라미드에서 대비 척도를 이용한 대비 향상 방법

## A Contrast Enhancement Method using the Contrast Measure in the Laplacian Pyramid for Digital Mammogram

전금상\*, 이원창\*, 김상희\*

Geum-sang Jeon\*, Won-chang Lee\*, Sang-hee Kim\*

### 요약

X-선 유방촬영술은 유방암의 조기발견을 위해 가장 일반적으로 이용되고 있다. 유방암의 조기 발견과 진단의 효율성을 증가시키기 위하여 많은 영상향상 방법들이 연구개발 되었다. 본 논문은 디지털 맘모그램을 위하여 라플라시안 피라미드에서 대비척도를 이용한 다중 스케일 대비 향상 방법을 제안한다. 제안한 방법은 입력 영상을 가우시안 피라미드와 라플라시안 피라미드로 분해하고, 분해된 다해상도 영상의 피라미드 계수들은 저주파수 성분들과 고주파수 성분들의 비율로 대역 제한된 국부 대비척도를 정의한다. 대비 향상을 위하여 정의된 대비척도를 이용하여 분해된 피라미드 계수들을 수정하고, 수정된 계수들로 피라미드 복원 과정을 거쳐 최종 향상된 영상을 얻는다. 제안된 방법의 성능은 실험을 통하여 기존 방법들과 향상결과를 비교하고, 대비 측정 알고리즘을 이용한 정량적인 평가결과에서 우수한 성능을 확인하였다.

### ABSTRACT

Digital mammography is the most common technique for the early detection of breast cancer. To diagnose the breast cancer in early stages and treat efficiently, many image enhancement methods have been developed. This paper presents a multi-scale contrast enhancement method in the Laplacian pyramid for the digital mammogram. The proposed method decomposes the image into the contrast measures by the Gaussian and Laplacian pyramid, and the pyramid coefficients of decomposed multi-resolution image are defined as the frequency limited local contrast measures by the ratio of high frequency components and low frequency components. The decomposed pyramid coefficients are modified by the contrast measure for enhancing the contrast, and the final enhanced image is obtained by the composition process of the pyramid using the modified coefficients. The proposed method is compared with other existing methods, and demonstrated to have quantitatively good performance in the contrast measure algorithm.

**Keywords** : Hidden Markov Network, Successive State Splitting, Phonetic Decision Tree-based SSS, State Splitting Mode, HM-Net Speech Recognition System

### I. 서론

X-선 유방촬영술은 유방조직에 대한 X-선 검사로 유방 내부조직의 양상을 관찰하는 방법으로 1970년대부터 유방암의 조기발견을 위해 이용되어 왔고 현재 유방암의 선별 검사방법 중 가장 일반적으로 이용되고 있다[1]. X-선 유방촬영술의 영상에서 관찰되는 대표적인 이상 소견으로는 종

괴와 석회화를 볼 수 있다. 유방 촬영상에 나타난 이들의 모양, 분포 상태, 경계선 등을 관찰하여 유방암의 악성 혹은 양성 판독이 이루어진다. 그러나 유방촬영술은 안전한 유방 촬영을 위해서 저에너지의 X-선을 사용하므로 낮은 대비 및 밝기의 영상이 획득된다. 이러한 영상은 종괴와 석회화 같은 이상소견을 발견하기 매우 어렵게 한다. 작은 유방암을 발견하기 위하여 고대조도 영상은 필수적이다[2].

유방암의 조기 발견과 진단의 효율성을 증가시키기 위하여 많은 영상향상 방법들이 연구개발 되어왔다. 그 방법들은 크게 픽셀정보를 기반으로 하는 영상의 히스토그램을 이용하는 방법, 지역 정보들을 이용하는 영역기반 향상 방법, 다해상도 분석을 이용한 다중스케일 방법으로 나누어질 수

\* 금오공과대학교

투고 일자 : 2014. 2. 11. 수정완료일자 : 2014. 4. 25.

게재확정일자 : 2014. 5. 2

\* 본 연구는 금오공과대학교 학술연구비에 의하여 연구된 논문임.

있다. 히스토그램을 이용하는 방법[3-5]들은 영상에서 히스토그램의 분포를 계산하고, 히스토그램 정보들을 사용하여 영상의 명암 값을 재분배 하여 향상된 영상을 얻는다. 그러나 이러한 방법들은 영상의 공간정보를 고려하지 않고 영상의 히스토그램 정보를 사용하기 때문에 부분적인 명암 값을 개선시키기 어렵다. 적응 히스토그램 평활화 방법은 입력 영상을 여러 개의 블록으로 나누고 각각 블록들을 히스토그램으로 평활화를 수행하여 그 결과를 보간법으로 합치는 방법이다[3]. 이 방법은 전체 영상의 밝기 분포를 고려하지 않고 각 블록의 영상정보만을 사용하기 때문에 지역적으로 명암대비가 조화롭지 못하고 밝기 값의 차이가 발생한다.

영역기반 향상 방법[6-8]은 영상을 향상시키기 위하여 이웃하는 화소 간의 관계를 고려하여 처리된다. 언샤프 마스크 기법은 영역기반 영상향상의 대표적인 방법으로 구현이 간단하다는 장점이 있지만 선형 고주파 통과 필터를 사용하기 때문에 잡음에 매우 민감하고 원치 않는 오버슈트(Overshoot)이 발생 할 수 있다[9].

다해상도 분석을 이용한 다중스케일 영상향상 방법[10-14]은 신호 또는 영상을 여러 개의 주파수 채널과 서로 다른 해상도로 분해하여 각 해상도에 나타난 주파수의 특징들을 처리하는 것이다. 다해상도 분석을 이용한 다중스케일 영상향상 방법은 웨이블릿 변환과 라플라시안 피라미드를 기반으로 많은 연구가 이루어 졌다. 다중스케일 영상향상 방법들은 다해상도로 분해된 계수들을 수정하여 영상을 향상 시킨다. 특히 라플라시안 피라미드를 이용한 다중스케일 영상향상은 균형 있는 영상향상을 위하여 매우 유용한 방법이다[14]. 라플라시안 피라미드를 이용한 다중스케일 영상향상 방법[10,11]들은 대비 개선을 위하여 피라미드로 분해된 계수들을 비선형 함수로 수정하여 영상을 향상 시켰다. 이 방법들은 사용된 계수가 많이 사용되었고, 계수들의 특성이 복잡하여 계수들의 값을 결정하기 어려움이 있다. 따라서 본 논문에서 피라미드를 이용한 영상향상에서 계수들의 수를 줄이고 그 특성을 단순화시킨 영상향상 방법을 제안한다.

본 논문에서는 선별 유방촬영술 영상을 위하여 라플라시안 피라미드 변환에서 영상의 대역 제한된 대비의 척도를 정의하고, 정의된 대비 척도를 이용한 다중스케일 영상향상 방법을 제안한다. 먼저 제안한 방법은 라플라시안 피라미드 변환에서 대역 제한된 대비 척도를 Peli가 제안한 복합 영상에서 국부 대비 척도[12]를 이용하여 정의하고, 피라미드 변환 계수들은 각 대역에서 정의된 대비 척도를 이용하여 수정된다. 최종 향상된 영상은 수정된 계수들로 피라미드의 복원과정으로 얻는다. 실험에서는 제안한 방법의 향상성능을 확인하고, 대비 측정 알고리즘으로 기존 방법들과 향상성능을 정량적으로 비교 평가한다.

## II. 본 론

### 2.1 피라미드 변환에서 대역 제한된 국부 대비

대비는 일반적으로 대상 물체와 다른 물체 또는 그 배경

의 밝기 차이로 정의된다. 공간 주파수 영역에서 복합 영상의 대비는 Hess 의 2명에 의해 발표되었다[16]. 푸리에 영역에서 대비는 다음과 같이 정의된다.

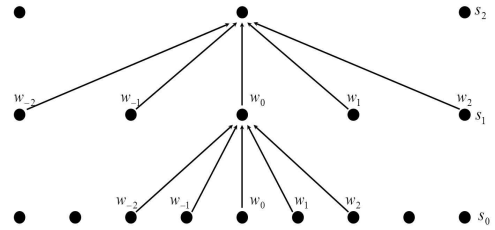


그림 1. REDUCE ) 함수의 처리 과정

Fig .1. The processing of the REDUCE( ) function.

$$C(u,v) = \frac{2A(u,v)}{DC} \tag{1}$$

여기서  $A(u,v)$ 는 영상의 푸리에 변환의 진폭이며,  $u$ 와  $v$ 는 각각 가로와 세로의 공간 주파수 좌표이다. 그리고  $DC$ 는 주파수 성분이 0인 값이다.

Peli는 복합 영상을 위한 공간 영역에서 대역 제한된 국부 대비를 정의하였다[15]. 먼저 주파수 영역에서 대역 제한된 영상  $H(u,v)$ 는 대역 통과 필터  $F(r)$ 를 사용하여 얻는다. 따라서 주파수 영역에서 대역 제한된 영상은 다음과 같이 표현된다.

$$H(u,v) \equiv H(r,\theta) = S(r,\theta)F(r) \tag{2}$$

여기서  $u$  와  $v$ 는 각각 가로와 세로 방향의 공간 주파수 좌표를 나타내고,  $\theta$ 는 극좌표로서 다음과 같다.

$$r = \sqrt{u^2 + v^2} \tag{3}$$

$$\theta = \tan^{-1} \left( \frac{u}{v} \right) \tag{4}$$

그리고  $S(r,\theta)$ 는 영상  $s(m,n)$ 의 푸리에 변환이다.

공간 영역에서 필터된 영상  $h(m,n)$ 은 식(2)와 유사하게 다음과 같이 표현 되어 진다.

$$h(m,n) = s(m,n) * f(m,n) \tag{5}$$

여기서  $*$ 은 컨볼루션 연산자이고  $f(m,n)$ 은 주파수 영역에서 대역 통과 필터  $F(r)$ 의 역 푸리에 변환을 나타낸다. 모든 대역 통과 필터 처리된 영상  $h(m,n)$ 에 대응하는 지역의 평균 밝기 값  $\bar{s}(m,n)$ 으로 정의된다. 따라서 공간 영역에서 대비 척도  $c(m,n)$ 은 다음과 같이 2차원 행렬로 표현된다.

$$c(m,n) = \frac{h(m,n)}{\bar{s}(m,n)} \tag{6}$$

여기서  $\bar{s}(m,n) > 0$ 이다.

본 논문에서는 Peli가 제안한 국부 대비를 이용하여 피라미드 변환에서 각 단계로 분해된 영상의 대역 제한된 국부 대비 척도를 정의한다. 먼저 피라미드 변환은 입력 영상

$(m,n)$ 을  $REDUCE()$  함수를 이용하여 축소 과정을 거쳐서 1단계로 변환된 가우시안 피라미드 영상  $s_1(m,n)$ 을 얻는다. 여기서  $REDUCE()$  함수는 다음과 같이 정의된다.

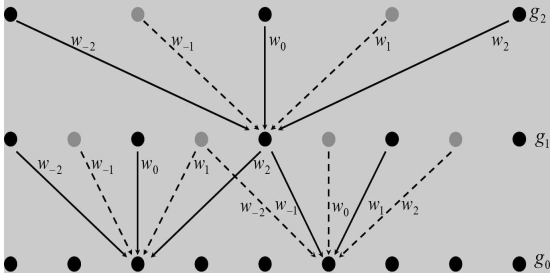


그림 2.  $EXPAND()$  함수의 처리 과정  
Fig. 2. The processing of the  $EXPAND()$  function.

$$s_l(m,n) = \sum_{u=-2}^2 \sum_{v=-2}^2 w(u,v) s_{l-1}(2m+u, 2n+v) \quad (7)$$

여기서 저역 통과 필터와 유사한 가중함수  $w(u,v)$ 는 가우시안 확률 분포와 비슷한 분포를 나타내며 일반적으로  $5 \times 5$  마스크를 이용한다. 가중 함수는 단순함을 위하여 다음과 같이 분리 가능하게 된다.

$$w(u,v) = w(u) \hat{w}(v) \quad (8)$$

여기서 함수  $\hat{w}()$ 는 {0.05, 0.25, 0.4, 0.25, 0.05}의 값을 사용한다.

2단계 변환은 1단계 변환된 가우시안 피라미드 영상  $s_1(m,n)$ 으로부터 축소 과정으로 생성된다. 이 과정은 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$s_l(m,n) = REDUCE(s_{l-1}(m,n)) \quad (9)$$

여기서  $l \geq 1$ 이다. 위 과정을 반복하여 가우시안 피라미드를 생성하고,  $l$ 단계의 라플라시안 피라미드 영상  $h_l(m,n)$ 은 먼저  $l+1$ 단계의 가우시안 피라미드 영상  $s_{l+1}(m,n)$ 을  $EXPAND()$  함수로 확장시킨 영상과  $l$ 단계의 영상  $s_l(m,n)$ 으로부터 차이로 얻는다. 이때 영상  $s_{l+1}(m,n)$ 을 확장시킨 영상이  $g_l(m,n)$ 이라면 라플라시안 피라미드 영상의 생성과정은 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$\begin{aligned} h_l(m,n) &= s_l(m,n) - EXPAND(s_{l+1}(m,n)) \\ &= s_l(m,n) - g_l(m,n) \end{aligned} \quad (10)$$

여기서  $EXPAND()$  함수는 다음과 같이 정의된다.

$$\hat{s}'_l(m,n) = 4 \sum_{u=-2}^2 \sum_{v=-2}^2 w(u,v) s_{l+1} \left( \frac{m-u}{2}, \frac{n-v}{2} \right) \quad (11)$$

여기서  $(m-u)/2$ 와  $(n-v)/2$ 의 값이 오직 정수인 위치에서만만 가중치 합을 계산한다.

그림 1과 그림 2는 각각  $REDUCE()$  함수와

$EXPAND()$  함수의 처리과정을 보여준다.

식(10)에서  $h_l(m,n)$ 은 고주파수 성분으로 각 피라미드 변환 단계에서 대역 통과 필터 처리된 영상이며, 이에 대응하는 지역 평균 밝기 값은  $s_l(m,n)$ 의 지역 통과 필터 처리한 영상  $g_l(m,n)$ 이라 한다면 이것은 식(6)으로부터 라플라시안

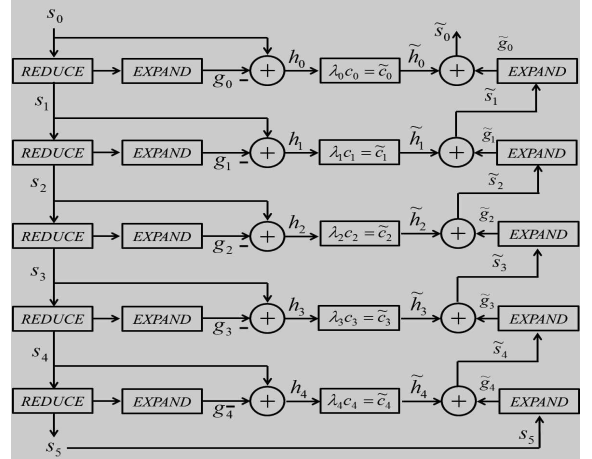


그림 3. 제안한 다중 스케일 영상향상 방법  
Fig. 3. Proposed multi-scale image enhancement method.

피라미드 변환의  $l$ 단계에서 대역 제한된 대비 척도는 다음과 같이 정의할 수 있다.

$$c_l(m,n) = \frac{h_l(m,n)}{g_l(m,n)} \quad (12)$$

식(12)는 피라미드 변환에서 모든 단계( $l \geq 0$ )의 각 픽셀  $(m,n)$ 을 위한 국부 대비 척도를 나타낸다.

### 2.2 피라미드 변환에서 대비 척도를 이용한 영상 향상

피라미드 변환에서 다중스케일 영상향상 방법들은 라플라시안 피라미드 계수를 수정하고, 수정된 라플라시안 피라미드 영상으로 피라미드 변환의 복원 과정을 거쳐 향상된 영상을 얻는다.

본 논문에서 제안하는 영상향상 방법은 대비척도를 기반으로 라플라시안 피라미드 계수를 수정하여 향상된 영상을 얻는다. 그림 3은 피라미드 변환에서 제안한 영상향상 방법의 전체 과정을 나타낸다. 피라미드 변환으로 분해된  $l$ 단계에서 대비  $C_l = \{c_l(m,n)\}$ 으로 정의하고  $l$ 단계에서 향상된 영상의 대비  $\tilde{C}_l = c_l(m,n)$ 으로 정의한다. 대비를 향상시키는 향상계수  $A_l = \{A_l(m,n)\}$ 이면 이 관계는  $\tilde{C}_l = A_l C_l$ 으로 정의되고,  $l$ 단계에서 향상 계수를 모든 위치에서 동일하게 사용한다면 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$\tilde{c}_l(m,n) = A_l c_l(m,n) \quad (13)$$

여기서 향상 계수  $\geq 1$ 이다.

식(13)은 식(12)로부터 다음과 같이 표현된다.

$$h_l(m,n) = c_l(m,n) = \lambda_l c_l(m,n) = \lambda_l \frac{h_l(m,n)}{g_l(m,n)} \quad (14)$$

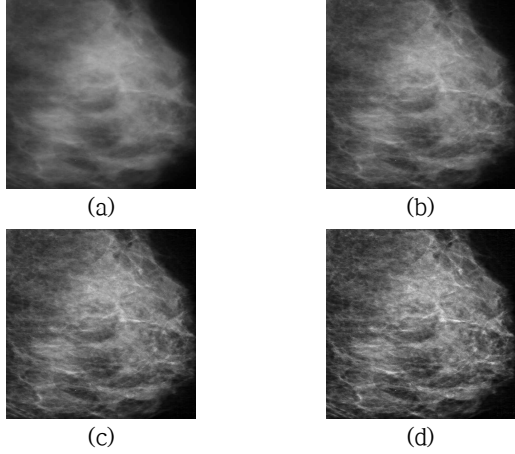


그림 4. 제안된 방법의 영상향상 결과

(a) 입력 영상 (b) 향상된 영상( =2.0)

(c) 향상된 영상( $\lambda=3.0$ ) (d) 향상된 영상( $\lambda=4.0$ )

Fig. 4. The image enhancement results of the proposed method.

(a) Input image (b) enhanced image( $\lambda=2.0$ )

(c) enhanced image( $\lambda=3.0$ ) (d) enhanced image( $\lambda=4.0$ )

여기서  $\tilde{h}_l(m,n)$ 은 향상된 라플라시안 피라미드 계수를 나타내며 이것은 식(14)으로부터 다음과 같이 얻는다.

$$\tilde{h}_l(m,n) = \lambda_l \frac{\tilde{g}_l(m,n)}{g_l(m,n)} h_l(m,n) \quad (15)$$

피라미드 변환에서 대비 척도를 이용한 다중스케일 영상 향상 방법의 과정은 먼저 입력영상  $s_0(m,n)$ 으로  $l$ 단계 분해된 가우시안 피라미드  $\{s_1(m,n), s_2(m,n), \dots, s_l(m,n), s_{l+1}(m,n)\}$ 과 라플라시안 피라미드  $\{h_0(m,n), h_1(m,n), \dots, h_l(m,n)\}$ 을 생성한다. 다음 라플라시안 피라미드 계수들은 다음과 같이 수정된다.

$$\tilde{h}_l(m,n) = \lambda_l E_l(m,n) h_l(m,n) \quad (16)$$

여기서  $E_l(m,n) \geq 1$ 이며 다음과 같다.

$$E_l(m,n) = \frac{\tilde{g}_l(m,n) + \eta}{g_l(m,n) + \eta} \quad (17)$$

여기서  $\eta$ 은  $E_l(m,n)$  값이 0이 되지 않도록 본 논문에는  $\eta$ 의 값을 0.0001로 사용한다.  $g_l(m,n)$ 은 가우시안 피라미드  $s_{l+1}(m,n)$ 을  $EXPAND()$  함수로 확장시킨 영상이며,

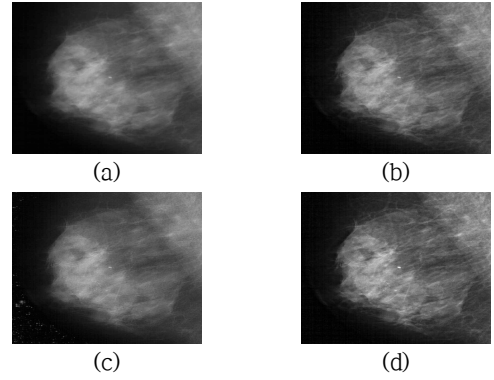


그림 5. 제안된 방법과 기존 방법들의 향상결과  
(a) 입력 영상 (b) Stahl 's 방법 (c) 다이스 (d) 제안한 방법

Fig. 5. Enhancement results of the proposed method and traditional methods.

(a) Input image (b) Stahl' s method

(c) DICE (d) Proposed method

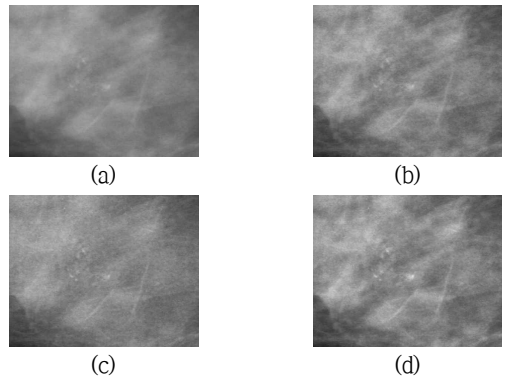
$\tilde{g}_l(m,n)$ 은 향상된 가우시안 피라미드  $\tilde{s}_{l+1}(m,n)$ 을  $EXPAND()$  함수로 확장시킨 영상이다. 피라미드 변환의  $l$  단계에서 향상된 라플라시안 피라미드 영상  $\tilde{h}_l(m,n)$ 은 식(16)을 사용하여 얻을 수 있다. 피라미드 변환의  $l$  단계에서 향상된 가우시안 피라미드 영상  $\tilde{s}_l(m,n)$ 은 다음과 같이 피라미드 변환은 복원과정으로 생성된다.

$$\begin{aligned} \tilde{s}_l(m,n) &= EXPAND(\tilde{s}_{l+1}(m,n)) + \tilde{h}_l(m,n) \\ &= \tilde{g}_l(m,n) + \lambda_l E_l(m,n) h_l(m,n) \end{aligned} \quad (18)$$

이렇게 생성된  $l$  단계의 가우시안 피라미드 영상  $\tilde{s}_l(m,n)$ 은  $EXPAND()$  함수로 확장시켜  $\tilde{g}_{l-1}(m,n)$  얻고  $l-1$  단계에서 향상된 라플라시안 피라미드 영상  $\tilde{h}_{l-1}(m,n)$ 은 식(16)로부터 얻는다. 다시 다음과 같이 피라미드 변환의 복원과정으로  $l-1$  단계에서 향상된 가우시안 피라미드 영상  $\tilde{s}_{l-1}(m,n)$ 을 생성한다.

$$\tilde{s}_{l-1}(m,n) = \tilde{g}_{l-1}(m,n) + \lambda_{l-1} E_{l-1}(m,n) h_{l-1}(m,n) \quad (19)$$

피라미드 변환의 0단계까지 이 과정을 반복 수행하면 최종



(a)

(b)

(c)

(d)

그림 6. 향상된 영상의 병변 주변을 확대시킨 영상  
 (a) 입력 영상 (b) Stahl 방법 (c) 다이스 (d) 제안한 방법  
 Fig. 6. Lesion region cropped from the enhanced images.  
 (a) Input image (b) Stahl's method  
 (c) DICE (d) Proposed method

향상된 영상  $m, n$ 은 다음과 같이 얻는다.

$$\begin{aligned} (m, n) &= \tilde{g}_0(m, n) + h_0(m, n) \\ &= \tilde{g}_0(m, n) + \lambda_0 \cdot 0(m, n) h_0(m, n) \end{aligned} \quad (20)$$

### III. 실험 및 결과

본 논문의 실험에서 사용된 X선 유방촬영술 영상은 Digital Database for Screening Mammography (DDSM)의 영상을 이용하였다[17]. DDSM은 Massachusetts General Hospital, University of South Florida, Sandia National Laboratories, Washington University School of Medicine에 의해 설립되어 유지되는 증례 DB로 유방촬영술 영상향상 연구에 빈번히 사용되고 있다. 실험에 사용된 각 영상은 필름 형태의 유방 촬영술 영상을 43.5 $\mu$ m 픽셀 당 해상도를 갖는 HOWTEK 스캐너를 이용하여 디지털화된 영상으로 모든 영상은 12bit로 Lossless JPEG으로 압축된 Big Endian Encoding 이고, 해상도는 1000  $\times$  2000에서 5000  $\times$  7000으로 다양하게 존재한다. 실험을 위해서 먼저 DDSM 으로부터 제공되는 Decompressed 모듈을 이용하여 Lossless JPEG 압축 영상을 RAW 영상으로 변환하고 16bit로 정규화 하였다. 또한 영상의 사이즈가 일정하지 않음으로 관심영역(ROI : Region of Interest)을 1536  $\times$  2048 크기로 잘라내어서 실험을 하였다. 실험에 사용된 모든 알고리즘은 MATLAB으로 구현하였다.

표 1. 입력영상과 향상된 영상들의 대비측정 결과  
 Table 1. Contrast measurement results of the input image and enhanced images.

구분	EME	RCV
Input image	1.153	1.628 $\times 10^3$
Stahl's method	1.854	3.745 $\times 10^3$
DICE	1.815	3.777 $\times 10^3$
<b>Proposed</b>	<b>2.504</b>	<b>4.054 <math>\times 10^3</math></b>

제안된 영상향상 방법에 사용되는 제어변수는 대비의 향상 단계를 조절하기 위한 제어변수  $\lambda_l$ 로 구성된다. 제안된 방법은 입력영상을 5단계 피라미드로 분해하였으며, 분해된 가우시안 피라미드 영상은 비선형 함수로 밝기를 향상시키고 라플라시안 피라미드는 각 단계에서 정의된 대비 척도를 기반으로 계수들을 수정하여 대비를 개선한다. 영상의 대비를 향상시키는 제어변수  $\lambda_l = \lambda$ 로 피라미드 변환의 모든 단계에서 동일한 값을 사용하였다.

먼저 제안된 방법에 사용된 향상계수들이 영상향상에 미치는 영향과 적절한 계수들의 값을 설정하기 위하여 지방형 유방과 치밀형 유방에 대하여 계수들에 따른 향상결과를 확인하였다. 그림 4는 대비 향상계수의 특성을 확인하기 위하여  $\lambda$ 는 2.0, 3.0, 4.0으로 설정하여 각각 향상시키고 그 결과를 나타내었다. 그 결과  $\lambda$ 값이 증가할수록 영상의 대비도 증가함을 확인하였으나,  $\lambda$ 값을 과도하게 크게 할 경우 오버샷 현상이 발생하였다.  $\lambda$ 값을 2.0으로 하였을 때 오버샷 현상 없이 부드러운 향상결과를 보였다.

제안된 방법의 향상성능 평가는 제안된 방법과 기존 방법들로 향상시킨 영상으로 비교 평가하였다. 제안된 방법과 성능비교를 위해 사용된 기존 방법들은 Stahl's method[11], Direct Image Contrast Enhancement(DICE)[13] 방법을 사용하여 제안된 방법과 향상결과를 비교 평가하였다.

기존 방법들과 제안된 방법으로 영상을 향상시킨 결과는 그림 5에서 나타내었다. 그 결과 제안된 방법과 Stahl's 방법이 비슷한 향상 결과를 보였으나, 제안된 방법이 병변 구분에 더 우수한 성능을 나타내었다. 그림 6은 그림 5의 영상에서 병변 주변을 확대시킨 영상으로 향상된 영상의 비교 결과 제안된 방법이 향상시킨 영상에서 병변의 구분이 더욱 분명하게 나타난 것을 확인하였다.

정량적인 평가를 위하여 제안된 방법과 기존 방법들과 향상성능을 비교하기 위하여 대비 측정 알고리즘을 사용하여 비교하였다. 사용된 알고리즘은 EME[18]와 RCV[13]를 이용하였다. 이 대비 측정 알고리즘은 영상의 대비를 수치로 나타내며, 영상의 대비가 좋을수록 값이 크게 나타낸다. 측정은 임의의 영상 60개에 대하여 향상시킨 영상의 대비를 측정된 결과를 평균하여 표 1에 나타내었다. 그 결과 Stahl's 방법과 DICE 방법이 비슷한 결과를 보였으며, 제안된 방법이 가장 우수한 향상성능을 나타내었다.

### IV. 결 론

본 논문은 선별 유방촬영술을 위한 라플라시안 피라미드에서 다중스케일 영상향상 방법을 제안하였다. 제안된 방법은 입력 영상을 가우시안 피라미드와 라플라시안 피라미드로 분해한다. 다해상도로 분해된 피라미드 계수들은 영상의 저주파수 성분과 고주파수 성분 특성을 갖는다. 이러한 특성을 이용하여 피라미드 각 단계에서 대역 제한된 국부 대비 척도를 정의하고, 영상향상을 위하여 피라미드 계수들은 수정된다. 영상의 대비 향상을 위하여 피라미드 계수로 정의된 대비 척도를 기반으로 라플라시안 계수들은 수정된다. 영상의 밝기를 향상시키기 위하여 가우시안 피라미드 계수들을 수정한다. 최종 향상된 영상은 수정된 계수들을 이용하여 피라미드 복원과정으로 얻는다.

제안된 방법의 영상향상 성능은 실험에서 기존 방법들과 제안된 방법으로 향상시킨 영상을 비교하여 우수한 향상성능을 확인하였고, 객관적인 평가에서 EME와 RCV를 이용한

대비측정 결과에서 기존방법들보다 우수함을 정량적으로 증명되었다. 제안된 방법의 장점은 영상의 대비향상 단계를 조절하는 하나의 향상계수를 가지며, 사용된 계수의 특성이 단순하다는 것이다.

**참 고 문 헌**

[1] R.A. Smith, "Epidemiology of breast cancer categorical course in physics," Tech. Aspects Breast Imaging, Radiol. Soc. N. Amer., pp. 22-33, 1993.

[2] G. Cardenosa, Breast Imaging, Lippincott Williams & Wilkins, 2004.

[3] S.M. Pizer, E.P. Amburn, J.D. Austin, R. Cromartie, A. Geselowitz, T. Greer, B.H. Romeny, J.B. Zimmerman and K. Zuiderveld, "Adaptive histogram equalization and its variations," Computer Vision, Graphics, and Image Processing, Vol. 39, No. 3, pp. 355-368, 1987.

[4] Y.T. Kim, "Contrast enhancement using brightness preserving bi-histogram equalization," IEEE Transactions on Consumer Electronics, Vol. 43, No. 1, pp. 1-8, 1997.

[5] S.D. Chen and A.R. Ramli, "Minimum mean brightness error bi-histogram equalization in contrast enhancement," IEEE Transactions on Consumer Electronics, Vol. 49, No. 4, pp. 1310-1319, 2003.

[6] G. Ramponi, N. Strobel, S.K. Mitra, T. Yu, "Nonlinear unsharp masking methods for image contrast enhancement," Journal of Electronic Imaging Vol. 5, No. 3, pp. 353-366, 1996.

[7] G. Ramponi, "A cubic unsharp masking technique for contrast enhancement," Signal Processing, Vol.67, pp.211-222, 1998.

[8] G. Ramponi, A. Polesel, "Rational unsharp masking technique," Journal of Electronic Imaging, Vol. 7, No. 2, pp. 333-338, 1998.

[9] L.J. van Vliet, I.T. Young and G.L. Beckers, "A nonlinear laplace operator as edge detector in noisy images," Computer Vision, Graphics, and Image Processing, vol. 45, No. 2, pp. 167-195, 1989.

[10] P. Vuylsteke and E. Schoeters, "Multiscale image contrast amplification(MUSICA)," in Proc. SPIE Image Processing, Vol. 2167, pp. 551-560, 1994.

[11] M. Stahl, T. Aach, T.M. Buzug, S. Dippel and U. Neitzel, "Noise-resistant weak-structure enhancement for digital radiography," in Proc. SPIE Medical Imaging, Vol. 3661, pp. 1406-1417, 1999.

[12] A. Laine, J. Fan and W. Yang, "Wavelets for contrast enhancement of digital mammography," IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, Vol. 14, No. 5, pp. 536-550, 1995.

[13] J. Tang, X. Liu and Q. Sun, "A direct image contrast enhancement algorithm in the wavelet domain for screening mammograms," IEEE Journal of

Selected Topics in Signal Processing, Vol. 3, No. 1, pp. 74-80, 2009.

[14] S. Dippel, M. Stahl, R. Wiemker and T. Blaffert, "Multiscale contrast enhancement for radiographies: Laplacian Pyramid versus Fast Wavelet Transform," IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 21, No. 4, pp. 343-353, 2002.

[15] E. Peli, "Contrast in complex images," Journal of the Optical Society of America, Vol. 7, No. 10, pp. 2032-2040, 1990.

[16] R.F. Hess, A. Bradley, L. Piotrowski, "Contrast-coding in amblyopia. I. Differences in the neural basis of human amblyopia," Proceedings of Royal Society of London Series B, No. 217, pp. 309-330, 1983.

[17] M. Heath, K. Bowyer, D. Kopans, R. Moore and P. Kegelmeyer, "The digital database for screening mammography," Medical Physics Publishing. In Proceedings of the 5th International Workshop on Digital Mammography, pp. 212-218, 2001.

[18] S.S. Agaian, K. Panetta and A.M. Grigoryan, "Transform-based image enhancement algorithms with performance measure," IEEE Transactions on Image Processing, Vol. 10, No. 3, pp. 367-382, 2001.



**전 금 상** (Geum-sang Jeon)

正會員

2006년 평생교육진흥원 컴퓨터공학(공학사)  
2008년 금오공과대학교 전자공학과(공학석사)  
2013년 금오공과대학교 전자공학과(공학박사)

※주관심분야 : 영상처리, 의료영상



**이 원 창** (Won-chang Lee)

2013년 금오공과대학교 전자공학과(공학사)  
2013년 ~ 현재 금오공과대학교 IT융복합공학과  
(석사과정중)

※주관심분야 : 의료영상, 바이오센서



**김 상 희** (Sang-hee Kim)

正會員

1983년 홍익대학교 전기공학과(공학사)  
1985년 연세대학교 전기공학과(공학석사)  
1992년 TEXAS A&M Univ. Bioeng(박사)  
1993년 ~ 현재 금오공과대학교 전자공학부 교수

※주관심분야 : 영상처리, 의용전자