

## 디지털 방사선 흉부영상의 영상개선과 임상평가

가톨릭대학교 의과대학 의공학교실

김성현 · 서태석 · 최보영 · 이형구

본 연구의 목적은 디지털 방사선 흉부영상의 개선을 위한 영상처리방법을 제안하고 임상적 유용성을 평가하는 것이다. 흉부영상의 edge를 보존하면서 산란성 노이즈 제거를 위한 비선형의 반복 필터가 고안되었다. 영상의 다이내믹 레인지(dynamic range)의 조절이 이루어 졌으며, 해부학적 영역과 주변픽셀과의 호환성을 바탕으로 적응적 영상증강이 이루어 졌다. 종격동 영역에서의 영상증강과 더불어, 폐 영역에서의 혈관조직, 기관지, 폐 조직 등이 적절하게 증강되었다. 3명의 판독의에 의한 임상평가가 이루어 졌으며, PA 영상에서는 11개, 그리고 Lateral 영상에서는 9개의 해부학적 영역이 면밀하게 관찰되었다. 각각 100장의 영상들이 ITU (International Telecommunication Union) recommendation 500에 따라 평가 되어졌으며, 그 결과는 good과 adequate중간인 3.4의 평균치를 보였다. 이는 제안한 영상처리의 임상적 유용성이 최소한 양호함 이상의 가치가 있음을 의미한다. 유용한 해부학적 정보의 손실을 방지하기 위해, 영상표시장치와 인간의 인지계를 고려하면서 영상개선이 이루어졌다. 디지털 방사선기기의 등장으로 진단의 정확성을 향상시키기 위한 지속적인 영상 개선연구가 필요하다.

**중심단어:** 디지털 방사선 흉부영상, 영상개선, 노이즈

### 서 론

방사선의 발견 이후 지금까지 방사선은 산업적으로 그리고 의학적으로 매우 중요하게 사용되고 있다. 방사선 영상은 거의 모두 필름을 이용한 아날로그 방식으로써 거의 백여 년간 큰 발전이 없었다. 그러나, 반도체 공학과 전기전자공학의 발전에 따라 CR (Computed Radiography) 및 CCD (Charge Coupled Device), a-Si (Amorphous Silicon), a-Se (Amorphous Selenium) 등을 이용하는 디지털 방사선 영상기기들이 등장하였다.<sup>1-3)</sup> 따라서 디지털 방사선 영상의 진단적 유용성 증대 및 선명한 영상을 얻기 위한 많은 노력들이 진행되고 있다.

의료영상에서 다양한 영상처리방법들이 영상의 진단적 유용성을 향상시키기 위해 사용되어 왔다. 흉부영상의 경우에 방사선의 투과시에 발생하는 폐와 종격동 영역에서의 밀도 차에 의해 큰 차의 감쇠상수가 존재하는데, 흉부영상처리의 목적은 두 영역의 영상정보를 충실하게 개선하며

재 생산하는 것이다. 종격동 영역은 일반적으로 흉부촬영시에 폐 영역에 비해 노출 부족 현상이 생기며 이에 따른 잡음 과다현상이 발생한다. 따라서 폐와 종격동 영역은 서로 다른 영상개선방법을 필요로 한다. 진단목적을 위한 영상처리에 있어서 효율적인 방법은 인간시각계의 특성을 잘 반영하는 것이다. 가장 중요한 특성 중의 하나는 Weber의 법칙으로 잘 묘사되어 진다.<sup>4)</sup> 즉, 인간의 시각계는 밝은 영역보다는 어두운 영역에서 보다 쉽게 결점을 인지할 수 있기 때문에 흉부 영상의 어두운 부분을 조심스럽게 다루어야 한다. 본 연구에서는 maximum likelihood 방법(proposed by R. A. Fisher)을 사용하여 폐와 종격동 영역의 경계치를 자동으로 구분하여 특성에 맞는 영상개선작업이 이루어졌다.<sup>5)</sup> 먼저 edge를 보존하고 잡음을 제거하는 필터가 고안되었다. 흉부 X-선 영상에 있어서 영상표시장치 및 시각인 지계의 전달특성을 고려하여 대조도를 개선 하였으며, 병변부위가 영상표시역의 고감도 영역상에 표시되도록 함으로써 흉부의 전 영역에서의 가시도 개선을 이루었다.

### 재료 및 방법

#### 1. Overall scheme

본 연구에서는 아모퍼스-실리콘(PIXIUM 4600, TRIXELL,

이 논문은 2008년 6월 3일 접수하여 2008년 9월 17일 채택되었음.  
 책임저자 : 이형구, (137-040) 서울시 서초구 반포동 505번지  
 가톨릭대학교 의과대학 의공학교실  
 Tel: 02)590-2415, Fax: 02)590-2425  
 E-mail: hklee@catholic.ac.kr

France) 디텍터가 사용 되었다. 디텍터의 물리적 특성은 Chaussat 등에 의해 보고 된 바 있으며, thallium (Tl)과 합금된 Cesium-Iodide (CsI)가 500 μm의 층을 이룬다. 이것은 엑스선을 가시광선으로 전환시키는 역할을 한다. 그리고 아모퍼스-실리콘 층이 빛을 전기적 신호로 전환시키게 된다. 픽셀의 크기가 143 μm (3,121×3,121 matrix size)이며 43×43 cm<sup>2</sup> 크기를 가진 14비트 영상을 창출해 낸다.

0.6 mm의 초점, 180 cm의 촬영거리, 그리고 고정형 그리드(12:1, 200 lines/inch)를 사용하면서 125 kVp에서 환자의 크기에 따른 임상적 조건(대: 3.5 mAs 중: 2.5 mAs 소: 1.5 mAs)에 따라 흉부영상이 획득 되었다. 영상획득은 상용 소프트웨어(DXView, PhenixVision, Korea)를 사용하여 영상 캘리브레이션(calibration)이 이루어 졌으며, 영상개선이 이루어지지 않은 12비트 영상을 획득하였다.

잡음제거 후 흉부영상을 폐와 종격동 두 영역으로 나누어 영상개선작업이 이루어졌다. 제안된 영상개선방법은 흉부의 PA와 Lateral영상에 적용되었으며, 영상의 임상평가가 이루어졌다.

## 2. Noise filtering

본 연구에서는 잡음제거를 위하여 적응적 MMSE (minimal mean square error) 필터와 비등방성 확산을 응용한 반복 필터를 고안하였다.<sup>6-8)</sup>

$$I^{t+1}(s) = (1 - g_s) \cdot I^t(s) + g_s \cdot \overline{I^t(s)} \quad (1)$$

여기서 s는 중심픽셀의 위치이며, t는 반복 회수를 나타낸다.  $\overline{I^t(s)}$ 는 영상의 평균을 나타내며  $g_s$ 는 local statistics에 의해 결정되는 계수이다. 이는 다음의 식에 의해 계산 되었다.

$$g_s = b + \frac{\text{var}(n)}{\text{var}(I^t(s))} \quad (2)$$

여기서 안정적인 노이즈 제거가 이루어 지기 위해  $g_s > 1.0$ 이면  $g_s = 1.0$ 으로 설정함으로써  $0.0 \leq g_s \leq 1.0$ 이 되도록 하였다.  $g_s$ 는 이웃하는 픽셀들에 의해 결정된다.  $\text{var}(n)$ 은 잡음의 분산이며,  $\text{var}(I^t(s))$ 는 픽셀 s에서의 local 분산이다. 변수 b는 필터의 작용에 중요한 영향을 미친다. b가 클수록 영상의 edge는 점점 부드러워 질것이다. b는 0.25로 설정하였다. Local 평균( $\overline{I^t(s)}$ )과 분산( $\text{var}(I^t(s))$ )은 필터의 조절에 있어 필수적인 요소이며 다음에 의해 구해졌다.

$$\overline{I^t(s)} = I^t(s) + \left(\frac{1}{|\eta_s|}\right) \cdot \sum_{p \in \eta_s} (I^t(p) - \overline{I^t(s)})^2 = I^t(s) + \frac{1}{|\eta_s|} \cdot \nabla^2 \cdot I^t(s) \quad (3)$$

$$\text{var}(I^t(s)) = \left(\frac{1}{|\eta_s|}\right) \sum_{p \in \eta_s} (I^t(p) - \overline{I^t(s)})^2 = \overline{(I^t(s))^2} - \overline{I^t(s)}^2 \quad (4)$$

여기서  $\eta_s$ 는 s의 이웃하는 4 픽셀의 집합이며, p는 이웃하는 픽셀들 중 하나를 의미한다.  $\text{var}(I^t(s))$ 와  $\text{var}(n)$ 가 유사한 값을 가지면 균질한 영역에 존재하며  $I^{t+1}(s) \approx \overline{I^t(s)}$  특성을 가지고 영상이 부드러워 진다. Edge 영역에서는  $\text{var}(I^t(s)) \gg \text{var}(n)$ 의 특징을 가지며  $I^{t+1}(s) \approx \overline{I^t(s)}$ 의 결과를 가지기 때문에 edge가 보존된다. 따라서 제안된 알고리즘은 edge를 보존하면서 잡음을 제거하는 역할을 하게 된다. 다음의 수식(5)를 수식(4)에 대입함으로써  $\text{var}(I^t(s))$ 는 수식(6)의 결과를 가진다.

$$\overline{(I^t(s))^2} = I^t(s)^2 + \left(\frac{1}{|\eta_s|}\right) \cdot \nabla^2 \cdot I^t(s)^2 \quad (5)$$

$$\text{var}(I^t(s)) = \left[ I^t(s)^2 + \left(\frac{1}{|\eta_s|}\right) \cdot \nabla^2 \cdot I^t(s)^2 \right] - \left[ I^t(s) + \frac{1}{|\eta_s|} \cdot \nabla^2 \cdot I^t(s) \right]^2 \quad (6)$$

$$|\eta_s| = 4, \quad \nabla^2 \cdot I^t(s)^2 = 2|\nabla \cdot I^t(s)|^2 + 2I^t(s) \cdot \nabla^2 \cdot I^t(s) \text{에 의해}$$

local 계수  $g_s$ 는 다음의 수식을 가진다.

$$g_s = b + \frac{\text{var}(n)}{\frac{1}{2}|\nabla \cdot I^t(s)|^2 - \frac{1}{16}(\nabla^2 \cdot I^t(s))^2} \quad (7)$$

$g_s$ 는 gradient와 라플라시안 연산자를 포함함으로써 edge 탐색기 역할을 한다. 본 연구에서는 잡음 제거를 위해 5번의 반복실행이 이루어 졌다.

## 3. Image enhancement

흉부 방사선 영상의 개선을 위해 본 연구에서는 잘 알려진 unsharp mask 기법을 사용하였다. 본 연구에서는 흉부 방사선 영상의 효과적인 증강을 위하여 저주파 및 고주파 성분으로 분리한 후에 각각을 별도로 처리 하였다. 저주파 성분 영상과 고주파 성분 영상이 아래 공식에 의해 획득되었다.

$$I_L(x, y) = \frac{1}{(N+1) \cdot (M+1)} \sum_{j=-N/2}^{j=N/2} \sum_{i=-M/2}^{i=M/2} I(x+i, y+j), (M, N \text{은 정수}) \quad (8)$$

$$I_H(x, y) = I(x, y) - I_L(x, y) \quad (9)$$

저주파 성분 영상 분리 시 고주파 차단 필터링을 사용하여 처리대상의 영상성분 중 저주파 성분을 유지하고 고주

과 성분을 제거하는 필터 커널(kernel)을 이용하여 결과영상  $I_L$ 을 얻었다. 필터 커널의 선정은 종격동내에 있는 혈관, 결절 등 진단적으로 중요한 구조물들을 포함하는 크기이어야 하며, 필터 커널의 선정은 영상개선 효과에 큰 영향을 미친다, 따라서 커널의 크기  $MXN$ 이 적절히 선정되어야 한다. 저주파 성분 분리된  $I_L$ 영상에서 폐와 종격동을 구분하는 경계값인 소정의 임계값을 설정하고 이를 통해 저주파 성분 영상을 분리 하였다. 이를 위해 픽셀의 density의 분포를 정의하는 PDF (probability density function: 확률밀도함수)를 이용하는 maximum likelihood classification 기법을 이용하였다. 여기서 임계값은 폐와 종격을 구분하는 경계값 ( $T$ )이 된다.

1) **Dynamic range control**: 상기와 같이 저주파 성분 영상과 고주파 성분 영상이 분리되고, 저주파 성분 영상에서 영상 분할이 이루어 졌으며, 저주파 성분 영상의 선별적 압축과 고주파 성분 영상의 선별적 증강이 실행되었다. 먼저, 저주파 성분 영상의 선별적 압축의 실행을 살펴보면, 종격동 영역의 저주파 성분은 진단적으로 유용하지 않으면서 종격동의 다이나믹 레인지를 넓게 하는 요인으로 간주되기 때문에 선별적으로 압축되어야 한다. 따라서 저주파 성분 영상의 다이나믹 레인지는 소정의 계수  $D$ 에 의해 압축되었는데, 경계값 이후의 폐 영역에 대해서는 기울기 1.0으로 유지하고 경계값 이전의 종격동 영역에서는 0.0~1.0의 기울기를 갖는 부분직선이다. 따라서 저주파 성분 영상의 압축 계수  $D(I_L)$ 는 종격동 영역의 저주파 성분에 대한 다이나믹 레인지를 선별적으로 압축하는 효과를 가져왔다.

2) **Adaptive enhancement**: 흉부 영상에서 고주파 성분  $f_H$ 의 선별적 증강의 실행에 대해 살펴보면 흉부 영상에서 고주파 성분 영상은 혈관, 기관지, 폐조직 등 주요 정상 부위 뿐만 아니라 기흉, 폐결절, 폐결핵과 같은 주요 병변들의 특징을 포함하는 것으로 진단시에 매우 중요하다. 폐 영역에는 배경에 정상 조직들에 의한 고주파 성분이 많이 존재하여 구조적 잡음으로 작용함으로써 고주파 성분의 증강시에 오히려 검출하고자 하는 병변에 대한 신호대 잡음비가 낮아 질수 있다. 따라서 폐 영역에서는 고주파 성분의 처리를 하지는 않았다.

종격동 영역에서는 전반적으로 단순한 배경을 가지고 있으면서 심장 후위 및 횡격막 하부 등에서는 폐조직이 중첩되어 나타나므로 병변의 발생소지가 있으나 영상 획득시 검출 감도가 저하된 상태로서 대조도가 약화된다. 따라서 종격동 영역에 대한 선별적 고주파 성분의 증강을 실시함으로써 종격동에서의 시각성능의 개선을 달성하였다. 고주

파 성분  $I_H$ 은 증강계수  $g(I_L)$ 에 의해 증강된다. 경계값을 전후하여 종격동 영역에서는 저주파 성분 영상의 계수  $g(I_L)$ 로서 마이너스(-) 기울기 값을 가지고, 폐 영역에서는 상수 0.0~1.0의 값을 갖는 부분 직선이다. 다이나믹 레이지 압축계수와 증강계수의 정의는 다음과 같다.

$$\text{If}(I_L < T) \ D(I_L) = a I_L + b, \ 0.0 < a < 1.0 \ \text{그리고} \ 0 < b < T.$$

$$g(I_L) = -v(I_L - T) + w, \ 0.0 < v < 1.0 \ \text{그리고} \ 0.0 < w < 1.0$$

else

$$D(I_L) = I_L$$

$$g(I_L) = w$$

Local 잡음을 계수  $g(I_L)$ 에 반영하기 위하여 중심픽셀  $I_s$ 와 주위  $N$ 개의 픽셀들 사이의 호환성을 분석하였다. 픽셀 호환도를 나타내는  $\mu_{I_s}$ 는 다음의 퍼지 멤버쉽(membership) 함수에 의해 결정되었다.<sup>9,10</sup>

$$\mu_{I_s} = \exp\left(-\frac{I_s - I_p}{\beta_{I_s}}\right)^2, \ \beta_{I_s} = \frac{1}{N} \sum_{I_p \in A} (I_s - I_p)^2 \quad (10)$$

중심픽셀  $I_s$ 의 잡음 정도를 파악하기 위해 영역  $A$ 에 속하는 주변 픽셀들과의 호환도를 고려해야 한다. 이것은  $\mu_{I_s}$ 의 평균을 취함으로써 다음과 같이 결정되었다.

$$\mu_c = \frac{1}{N} \sum_A \mu_{I_s}, \ (0 \leq \mu_c \leq 1) \quad (11)$$

만약 중심픽셀  $I_s$ 의 비 균질 영역에 속한다면,  $\mu_c$ 는 작은 값을 가질 것이며,  $I_s$ 가 균질한 영역에 속한다면  $\mu_c$ 는 큰 값을 가질 것이다. 즉  $\mu_c$ 가 클수록 주변픽셀과의 호환도가 높다. 즉 잡음이 적다는 의미이다.

영상의 증강에 있어서 잡음이 많은 영역은 증강을 억제하여야 한다. 영역별 증강과 중심픽셀의 호환도를 고려한 영상증강 계수  $G(I_L)$ 은 다음의 수식에 의해 표현되어 질 수 있다.

$$G(I_L) = g(I_L) \cdot \mu_c \quad (12)$$

저주파 성분 영상의 선별적 압축영상  $D(I_L)$ 과 고주파 성분 영상의 선별적 증강 영상  $I_H \cdot G(I_L)$ 을 이용하여 다음의 수식에 의해 결과 영상을 획득하였다.

$$I_{out}(s) = D(I_L(s)) + I_H(s) \cdot G(I_L(s)) \quad (13)$$

Fig. 1에서 본 연구를 통한 영상처리의 결과를 얻기 위한

순서도를 나타내었다.

#### 4. Clinical evaluation

임상적 평가에 의한 주관적 견해를 정량화하기 위해 ITU recommendation 500에 따라, 흉부영상의 PA영상에서 11개, Lateral 영상에서 9개의 해부학적 영역들이 3명의 관찰자에 의해 면밀하게 평가 되었다. 이들 관찰자들은 필름을 이용한 영상판독에 익숙하며, 최소 8년의 경험을 가진 판독의 (radiologist)로 구성되었다. 각각 100장의 PA와 Lateral 영상들이 아무런 조건 없이 선택되었다. 평가환경의 객관화를

위해, 이들 영상들은 동일한 판독실에서 동일한 진단용 CRT 모니터를 통하여 평가 되었다. 판독실과 CRT 모니터의 밝기는 측정되지 않았다. 영상의 평가는 해부학적 영역들이 얼마나 잘 보이는가에 따라 excellent (5), good (4), adequate (3), poor (2), 그리고 unacceptable (0)로 점수가 주어졌다. 관찰자의 평균평가점수(mean opinion score: MOS)는 각 영역의 점수를 평균함으로써 계산되었다.

### 결과 및 토론

#### 1. Noise filtering

제안된 방법에 의한 결과의 정량적 분석을 위해 하나의 흉부영상을 임의로 선택하여, 심장과 폐영역을 가로지르는 단면 프로파일을 필터 적용 전과 후로 나누어 Fig. 2에서 비교하였다. 단면 프로파일은 Fig. 3의 (a)영상의 검정색 선에 해당한다. (a)는 노이즈 필터 적용 전의 단면 프로파일이며 (b)는 노이즈 필터 적용 후의 변화된 결과를 보여준다.

전체적인 대조도와 local edge를 보존하면서 잡음이 감소됨을 확인 할 수 있다. 제안된 방법은 local statistics를 이용한 비선형적인 비 등방성 발산 기술이라 할 수 있다. 반복 회수는 필터의 성능에 악 영향을 미칠 수 있다. 반복 회수가 증가하면 즉각적인 영상 확인을 요하는 임상환경에 시간의 문제와 직면할 뿐만 아니라 영상의 섬세도가 손실될 수 있는 우려가 있다. 즉, 임상환경에서는 빠른 영상획득과 양질의 영상품질을 요하기 때문에 노이즈 필터링과 영상증강을 포함하여 전체적인 영상처리 시간이 3초를 초과하지 않도록 하였다. 이를 위해 노이즈 필터링 반복 회수를 5번

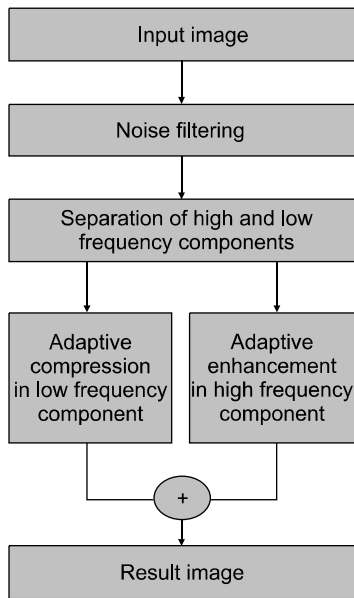
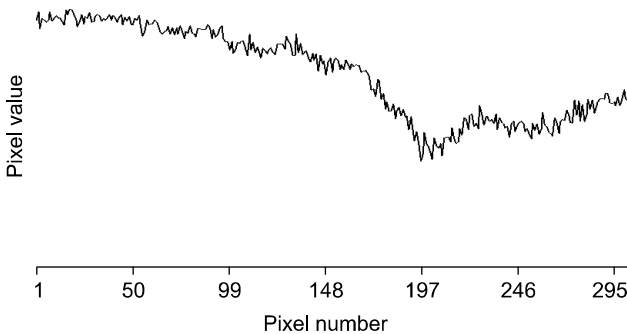


Fig. 1. The scheme for image processing.

a Before noise filtering



b After noise filtering

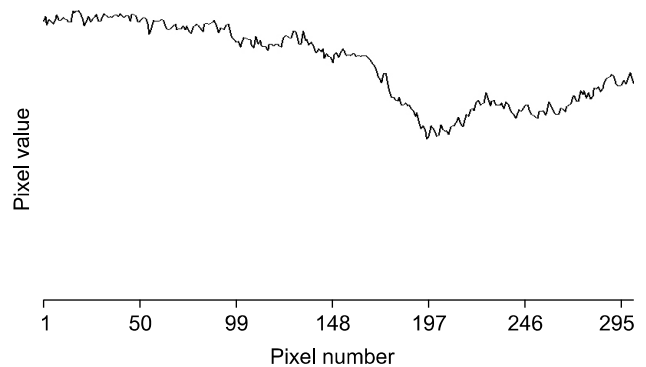
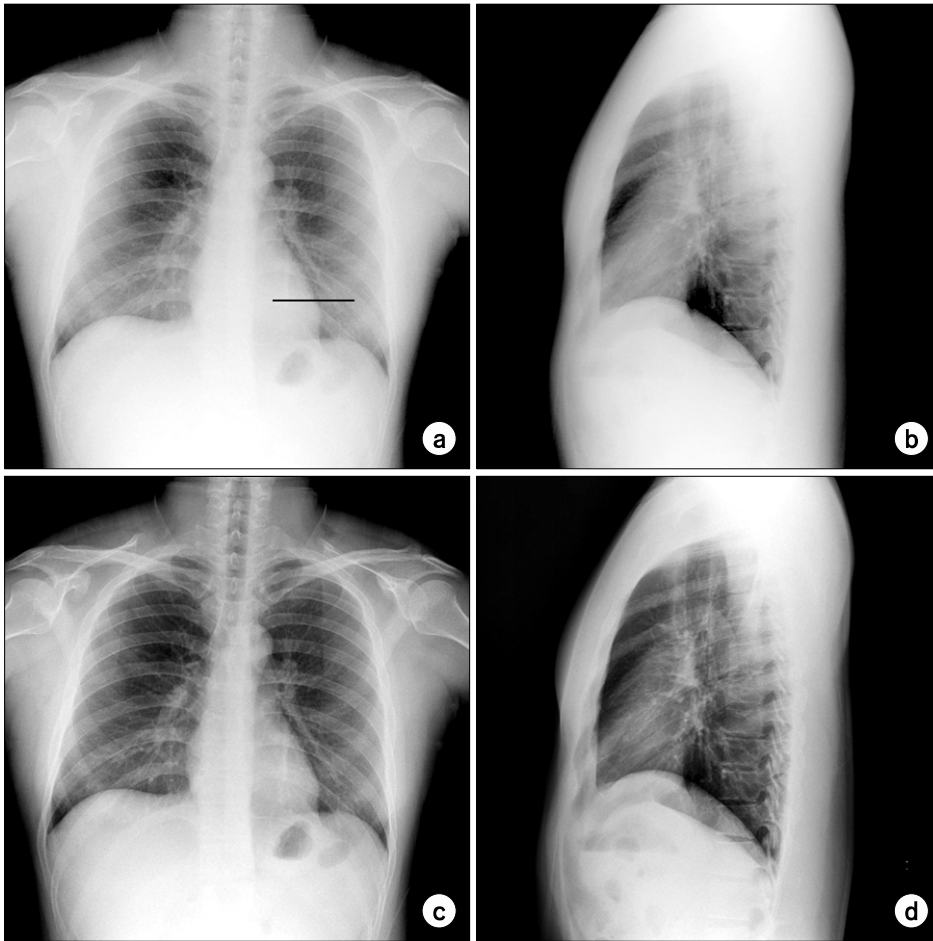


Fig. 2. Comparison of lineplots (black line in Fig. 3) across the heart and lung field, (a) before/(b) after filter application to image.



**Fig. 3.** (a) and (b) are unprocessed images of chest PA and Lateral radiographs. (c) and (d) are enhanced images by the proposed method. (c) and (d) show clear visualization of the nodules and vessels behind the heart and diaphragm. The lung fields were enhanced appropriately to visualize vascular tissue, the bronchus, and lung tissue at the same time the desired mediastinum enhancement.

함으로써 영상처리 속도와 영상품질의 적정성을 유지하였다. 모든 영상처리는 Pentium (R) 4 CPU 3.2 GHz 컴퓨터에서 C++를 이용하여 구현 하였다.

## 2. Image enhancement

흉부영상의 적응적 증강(adaptive enhancement)이 이루어졌다. 본 연구에서는 선별적 영상증강을 위해 폐와 종격동 영역을 분할 하였으며, 저주파 성분의 선별적 압축과 고주파 성분의 선별적 증강을 이루었다. 이는 흉부 전역에서의 가시도를 개선하여 진단의 효율성을 향상시킨다. 그림 3은 본 연구에서 제안된 영상증강방법에 의한 전과 후를 비교한 것이다. 심장과 횡격막 뒤의 혈관들과 nodule들이 뚜렷이 보이며, 폐 영역에서의 혈관, 기관지, 그리고 조직의 시각화가 적절하게 이루어 졌음을 확인할 수 있다.

## 3. Clinical evaluation

본 연구에서 제안한 영상처리 알고리즘을 적용한 결과영

상은 3명의 판독의에 의해 평가 되었으며 Fig. 4에 나타내었다. 평가 결과는 3.4 정도로서 good과 adequate사이에 존재하였다. 이는 제안한 영상처리의 임상적 유용성이 최소한 양호함 이상의 가치를 제공한다 할 수 있다. 보다 의미 있는 임상적 평가를 위해서는 필름영상과 같은 비교대상을 사용하는 것이 바람 직 하지만, 본 연구에서는 다른 종류의 영상과의 비교 우위를 평가하기<sup>11)</sup> 보다는 제안한 영상처리의 임상적 유용성만을 가늠 하고자 하였다.

Fig. 4을 통하여 PA에서의 overall appearance가 Lateral과 비교하여 점수가 다소 낮음을 확인할 수 있다. 이는 추가적인 영상처리 연구를 통하여 극복할 수 있으리라 사료되며, 보다 정확하고 객관적인 평가방법론 연구가 이루어 져야 할 것이다.

## 결 론

의료용 디지털 방사선 영상에 있어서 인체부위별로 해부

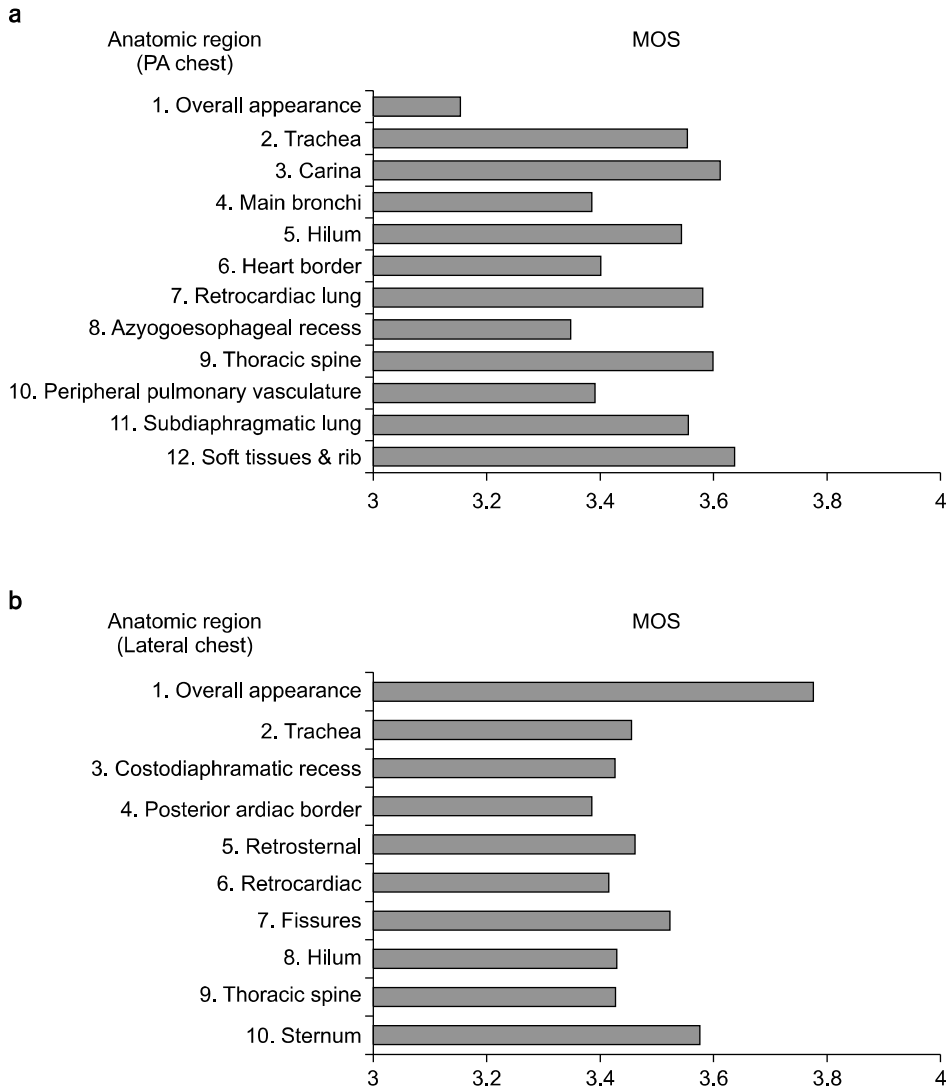


Fig. 4. (a) Evaluation for 11 anatomic regions and overall appearance on PA chest radiograph. (b) Evaluation for 9 anatomic regions and overall appearance on Lateral chest radiograph.

학적 특성에는 큰 차이가 있으며 이에 따라 영상표시계 및 시각인지계의 전달 특성도 달라진다.<sup>12,13)</sup> 본 연구는 방사선 촬영 시 가정 많은 빈도를 차지하는 흉부촬영 영상의 경우에 있어서, 종격동 영역에는 국부 대조도를 개선하고, 폐 영역에는 병변 부위가 영상표시 영역의 고감도 영역상에 표시되도록 함으로서 흉부의 전 영역에서의 가시도 개선을 이루었다. 이는 진단의 효율성을 향상시킬 것으로 의심치 않는다. 본 연구에 따른 디지털 방사선 영상처리 방법은 CR, CCD, a-Si, a-Se 등을 이용한 다양한 디지털 영상기기와 디지털 유방촬영기, 비과과검사용 촬영기 등등 의료계나 산업계의 모든 디지털 방사선 영상기기의 영상개선에 폭넓게 응용될 수 있을 것으로 사료된다.

### 감사의 글

본 연구를 위해 많은 도움을 주신 가톨릭의과대학 성모 병원 방사선과 선생님들과 피닉스비전 연구원님들에게 감사의 말씀을 전합니다.

### 참 고 문 헌

1. Neitzel U, Maack I, Kohfahl SG: Image quality of a digital chest radiography system based on a selenium detector. Med Phys 21:509-516 (1994)
2. Siewerdsen JH, Antonuk LE, El-Mohri Y, Yorkston J, Huang W, Cunningham IA: Signal, noise power spectrum, and detective quantum efficiency of indirect-detection flat-panel

- imagers for diagnostic radiology. *Med Phys* 25:614-628 (1998)
3. **Rong XJ, Shaw CC, Liu X, Lemacks MR**: Comparison of an amorphous silicon/cesium iodide flat-panel digital chest radiography system with screen/film and computed radiography systems - A contrast-detail phantom study. *Med Phys* 28:2328-2335 (2001)
  4. **Nawfel RD, Chan KH, Wagenaar DJ, Judy PF**: Evaluation of video gray-scale display. *Med Phys* 19:561-567 (1992)
  5. **McNitt-Gray MF, Huang HK, Sayre JW**: Feature selection in the pattern classification problem of digital chest radiograph segmentation. *IEEE Trans. Med Imag* 4:537-547 (1995)
  6. **Ballard DH, Brown CM**: *Computer Vision*. Prentice-Hall Inc New Jersey (1982), pp. 123-124
  7. **Gonzalez RC, Woods RE**: *Digital Image Processing*. Addison Wesley (1992), pp. 279-281
  8. **Yu Y, Action ST**: Speckle reducing anisotropic diffusion. *IEEE Trans. Image Proc* 11:1260-1270 (2002)
  9. **Russo F**: An image enhancement technique combining sharpening and noise reduction. *IEEE Trans. Instrum Meas* 51:821-828 (2002)
  10. **Choi YS, Krishnapuram R**: A robust approach to image enhancement based on fuzzy logic. *IEEE Trans. Image Proc* 6: 808-825 (1997)
  11. **Biemans JM, Van Heesewijk JP, Van Der Graaf Y**: Selenium radiography versus storage phosphor imaging. comparison of visualization of specific anatomic regions of the chest. *Invest Radiol* 37:47-51 (2002)
  12. **Richard DN, Karen HC, Douglas JW, et al**: Evaluation of video grayscale display. *Med Phys* 19:561-567 (1992)
  13. **Granrath DJ**: The role of human visual models in image processing. *Proce IEEE* 69:552-561 (1981)

## Image Enhancement and Clinical Evaluation in Digital Chest Radiography

Sung-Hyun Kim, Tae-Suk Suh, Bo-Young Choe, Hyung-Koo Lee

Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, The Catholic University of Korea, Seoul, Korea

The aim of this study is to suggest the method for image enhancement of digital chest radiograph and evaluate clinically the quality of the resultant image. A nonlinear iterative filter was developed in order to reduce quantum noise preserving edge. Dynamic range was adjusted and adaptive image enhancement was performed based on the property of anatomic region and the degree of compatibility with neighboring pixels. The lung fields were enhanced appropriately to visualize effectively vascular tissue, bronchus and lung tissue with the desired mediastinum enhancement. Clinic evaluation was performed by three radiologists with at least 8 years experience. The anatomic regions of 11 in PA and 9 in Lateral were observed carefully in each 100 radiographs according to ITU (International Telecommunication Union) recommendation 500 protocol. The result showed the mean 3.4 between good and adequate. This means that the clinical utility of the image quality is enough. In this study, image enhancement was carried out considering image display device and human perceptual system to prevent the loss of useful anatomic information. In order to increase the diagnostic accuracy in digital radiograph, the continuous study on image enhancement is needed.

---

**Key Words**: Digital chest radiograph, Image enhancement, Noise