

시각특성을 고려한 디지털 흉부 X-선 영상의 적응적 향상기법 (Adaptive image enhancement technique considering visual perception property in digital chest radiography)

金鐘曉*, 李忠雄*, 閔丙九**, 韓萬青***

(Jong Hyo Kim, Choong Woong Lee, Byoung Goo Min, Man Chung Han)

要約

흉부 X-선 영상은 다이내믹 레인지가 넓어 영상의 효과적인 표시가 어려우며, 종격동 부위의 구조물에 대한 대조도의 감쇠가 심해 폐질환의 효과적인 진단에 어려움이 있어왔다.

본 논문에서는 디지털 흉부 X-선 영상법에 있어서 영상처리를 통하여 이같은 문제를 해결하고 관찰능을 향상시킬수 있는 새로운 적응적 영상향상기법을 제안한다.

제안된 방법에서는 영상특성의 차이가 큰 폐야와 종격동에 대해 각각 적절한 매개변수로 처리가 이루어 지도록 하는 적응적 영상처리 기법을 적용한다. 이를 위해 누적 히스토그램을 이용하여 흉부 X-선 영상을 폐야와 종격동으로 분할하며, 종격동 영역에 대해 선별적으로 다이내믹 레인지 압축 및 국부 대조도 개선을 실시한다. 또한 CRT 모니터 상의 효과적인 영상표시를 위해 CRT 모니터의 JND(just noticeable difference) 특성을 고려한 그레이 스케일 변환을 실시한다.

처리된 영상들은 종격동의 가시도가 뚜렷이 개선되었고 폐야의 밝기도 적정 수준을 유지하였으며 처리에 의한 artifact 도 발생하지 않았다. 5 명의 방사선과 의사가 참여한 가시도 평가실험에서는 흉곽내 5 가지 해부학적 구조물 모두에 대해 처리된 영상의 가시도가 현저히 개선된 것으로 나타났다.

Abstract

The wide dynamic range and severely attenuated contrast in mediastinal area appearing in typical chest radiographs have often caused difficulties in effective visualization and diagnosis of lung diseases.

This paper proposes a new adaptive image enhancement technique which potentially solves this problem and thereby improves observer performance through image processing. In the proposed method, image processing is applied to the chest radiograph with different processing parameters for the lung field and mediastinum adaptively, since there are much differences in anatomical and imaging properties between these two regions. To achieve this, the chest radiograph is divided into the lung and mediastinum by gray level thresholding using the cumulative histogram, and the dynamic range compression and local contrast enhancement are carried out selectively in the mediastinal region. Thereafter, a gray scale transformation is performed considering the the JND(just noticeable difference) characteristic for effective image displa.

The processed images showed apparently improved contrast in mediastinum, and maintained moderate brightness in the lung field. No artifact could be observed. In the visibility evaluation experiment with 5 radiologists, the processed images with better visibility was observed for the 5 important anatomical structures in the thorax.

*正會員, 서울大學校 電子工學科
(Dept. of Elec. Eng., Seoul Nat'l Univ.)

** 正會員, 서울大學校 醫工學科
(Dept. of Biomedical. Eng., Seoul Nat'l Univ.)

*** 正會員, 서울大學校 放射線學科
(Dept. of Radiology, College of Med. Seoul Univ.)

接受日字 : 1993年 1月 5日

I. 서론

흉부 X-선 촬영은 방사선학 검사중 가장 빈도가 높고 또 흉과내 병변의 표출에 민감하므로 그 중요성은 아무리 강조해도 지나치지 않으며 폐암을 비롯한 많은 질병의 기초적인 진단과정으로 사용되고 있다. 그러나 흉부는 부위별로 X-선 투과율의 차이가 커서 투과 X-선의 다이내믹 레인지가 매우 넓어 촬영상에 난점을 지니고 있다. 즉 투과 X-선의 범위가 X-선 필름의 수용역을 넘어서는 경우가 자주 발생하며, 이때는 촬영상이 부위별로 너무 어둡거나 밝게 되므로 적은 대조도를 갖는 초기 병변이 시각적으로 분별되지 못하고 지나치는 경우가 생기게 된다. 실제로 폐암등의 X-선 표출인 폐결절의 경우 회고 판독시 식별 가능한 결절의 약 30% 정도는 처음 판독에서 식별치 못하고 지나친다고 한다.^[1]

최근에는 흉부 X-선 촬영에도 디지털 영상기술이 적용되기 시작하여 보다 넓은 수용역을 갖는 X-선 검출기로 영상을 획득하는 것이 가능하게 되었다. 이와 같은 디지털 X-선 촬영 시스템의 다이내믹 레인지는 수천에서 수만에 이르므로 실제적으로 X-선 촬영시 수용역의 포화로 인한 영상의 열화는 일어나지 않는다.^[2,3] 그러나 영상의 표시 단계에 있어서는 획득된 X-선 영상의 다이내믹 레인지가 영상표시기의 표시역보다 넓기 때문에 영상의 다이내믹 레인지 압축이 불가피하게 된다.^[4] 이과정에서 진단에 유용한 정보를 잃지않고 관찰자에게 전달할 수 있게 하는 영상표시 기법이 디지털 X-선 촬영술에서 새로운 과제로 대두되고 있다.

최근에는 방사선 영상의 획득, 보관, 전달, 표시등의 전 과정을 디지털 영상처리 기술로 일원화하는 PACS(Picture Archiving and Communication Systems)에 대한 관심이 높아지고 있는바, 이 경우 영상을 CRT 모니터상에 표시하게 되는데 CRT는 기존의 필름표시기 보다 어두우며 표시역도 적어 영상표시에 특히 주의가 요구되고 있다.^[5] 이와같은 영상표시의 문제를 해결하는데 있어서는 영상처리 기법을 적용하는 것이 가장 효과적인 것으로 여겨지고 있다. Ishida 등은 단순한 모의 X-선 영상을 이용한 실험에서 영상처리를 적용함으로써 관찰자에게 감지된 영상의 신호대 잡음비가 개선될수 있다는 것을 보였으며^[6], 실제 임상 실험에서도 몇몇 영상처리 기법은 관찰자의 판독 능력을 향상시켜 준다고 보고되었다.^[7]

흉부 X-선에 대한 영상처리 기법으로 가장 널리 알려진 것은 unsharp masking 기법으로서^[7], 이

는 주파수 성분의 고역을 강조함으로써 국부 대조도를 향상시키는 효과를 가져온다. 그러나 이 방법은 폐영역에 있는 폐혈관과 폐조직, 늑골의 골소조직등 고역 주파수 성분이 많은 정상 구조물들을 모두 강조시키기 때문에 결절등과 같은 병변의 가시도를 오히려 약화시키는 경향이 있고, 때로는 정상구조물이 지나치게 강조되어 병변으로 잘못 인식되는 경우도 유발한다. McAdams 등은 이와같은 점을 개선하고자 흉부 X-선 영상에서 히스토그램 문턱값을 이용하여 영상을 폐야와 종격동으로 구분한후 종격동에 대해서만 선택적으로 대조도를 개선하는 적응형 unsharp masking 기법을 제안하였다.^[8] 한편 Sherrier 와 Johnson 등은 국부 히스토그램 등화기법을 흉부 X-선 영상에 적용하였는데, 이방법에서도 역시 폐영역에서의 지나친 대조도의 증강을 막기 위하여 단지 종격동 영역에서만 처리가 이루어 졌다.^[9]

흉부 X-선 분야에 있어서 영상처리의 목적은 방사선 진단에 있어서 유용한 정보가 도중에 손실됨이 없이 관찰자에게 충실히 전달되게 함으로써 궁극적으로 진단의 정확성을 기하는 것이다. 이를 위해서는 정보원인 신체로부터 영상획득, 표시, 그리고 관찰로 이어지는 정보전달 경로의 종합적인 특성이 고려된 영상처리가 이루어져야 할 것이다. 그러나 이제까지 시도되었던 영상처리 방법들은 기존의 필름 촬영방식을 염두에 두고 개발됨으로써, 영상의 획득및 표시가 전자매체로 대체되는 디지털 X-선 시스템에 그대로 적용하기에는 적절치 못하다.

본 논문에서는 디지털 흉부 X-선 촬영술에 있어서 X-선 영상신호의 검출특성및 영상표시 특성을 고찰하고, 이를 고려한 적응적 영상처리 기법을 제안한다. 제안된 방법에서는 주어진 영상의 누적 히스토그램을 이용하여 영상을 폐야와 종격동으로 분할하며, 종격동에 대해 선택적으로 다이내믹 레인지 압축및 국부 대조도 개선을 적용하고, 영상표시기인 CRT의 가용 범위를 최대로 이용하여 영상을 표시할수 있도록 그레이 스케일을 변환한다. 또한 흉부의 주요 해부학적 구조물들에 대한 가시도 측정으로써 제안된 방법의 임상적 유용성을 평가한다.

II. 디지털 흉부 X-선 촬영의 물리적 특성

흉부 X-선 영상은 본질적으로 X-선에 대한 흉부의 2차원적 투과특성을 나타낸다. X-선관에서 발생된 X선이 흉부를 투과하여 검출기에 입사하면 검출기에서는 이에 상응하는 응답신호가 발생하고, 이를 디지털 변환함으로써 디지털 흉부 X-선 영상이 얻어진다. 흉

부의 투과율은 흉부 각부위의 감쇠계수와 X-선 진행 방향의 깊이, 그리고 입사 X-선의 에너지 등과 관련 되는데, 단일에너지를 갖는 X-선을 가정할 경우 투영 평면상의 한점 (x, y) 에서의 흉부의 투과율 $T(x, y)$ 는

$$T(x, y) = e^{-\beta(x, y)l} \quad (1)$$

$$\beta(x, y) = \int u(x, y, l) dl$$

와 같이 나타내어진다.^[10] 여기서 l 은 X-선 투영 방향의 축이며 u 는 투과진행 경로상에 있는 각점에 해당하는 물질의 감쇠계수이고 $\beta(x, y)$ 는 투영된 점 (x, y) 에서의 감쇠지수이다.

흉부에 입사하는 X-선의 강도를 I_0 라 할때 흉부를 투과한 X-선의 점 (x, y) 에서의 강도 $I(x, y)$ 는

$$I(x, y) = I_0 T(x, y) \quad (2)$$

$$= I_0 e^{-\beta(x, y)l}$$

가 되며, 입사 X-선에 대해 선형응답 특성을 가지는 검출기의 응답신호 $R(x, y)$ 는

$$R(x, y) = k I(x, y) \quad (3)$$

$$= k I_0 e^{-\beta(x, y)l}$$

가 된다. 여기서 신체의 해부학적 특성과 직접 관계 되는 것은 감쇠지수 β 이다.

흉부에는 폐, 심장, 종격동(척추 및 관련 구조물), 그리고 횡경막 아래쪽의 복부 등 다양한 조직이 있는데, 폐의 감쇠지수 β 는 1-3.5 정도로 낮으며 종격동 및 기타부위는 3-6 정도로 높은 값을 갖는다. 본 논문에서는 척추 관련 구조물뿐만 아니라 심장, 횡경막 하부 등 X-선 감쇠지수가 높은 부위를 통털어 종격동이라 지칭하기로 한다.

어떤 질병에 의해 신체의 해부학적 구조가 변화하면 그 부위의 감쇠지수 β 는 주변과 차이가 생기며 이는 X-선 영상에서 음영의 변화로 나타난다. X-선 진단은 영상으로부터 신체의 해부학적 이상을 발견해 내는 것이므로, X-선 촬영 시스템은 관심부위에서 β 의 주변과의 차이 $\Delta\beta$ 를 관찰자에게 효과적으로 전달할 수 있어야 한다.

그림 1은 감쇠지수 β 에 대한 전형적인 디지털 및 필름 촬영 시스템의 응답특성을 보여준다.

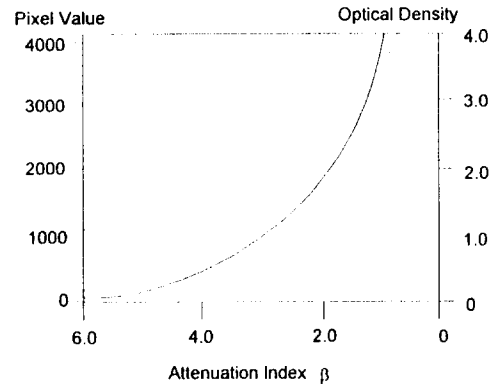


그림 1. 감쇠지수에 대한 디지털 및 필름 촬영 시스템의 응답특성. 실선은 디지털 시스템의 응답특성으로서 디지털 단위인 그레이 값으로 나타내어지며, 점선은 필름 촬영 시스템의 응답특성으로서 필름의 광학밀도 단위로 나타내어진다.

Fig. 1. The response characteristics of digital and film imaging system to the attenuation index. The solid line is for the digital imaging system represented as gray levels in digital unit, and the dotted line is for the film imaging system represented as optical density of film.

두가지 방식 모두에서 감쇠지수가 높을 수록 응답 곡선의 경사가 완만해 지는 것을 볼수 있는데, 이로써 감쇠지수가 높은 종격동 부위에서는 감쇠지수의 변화 $\Delta\beta$ 에 대한 검출 감도가 저하됨을 알수 있다. 이는 왜 심장후위나 횡경막 하부에 발생한 폐질환의 X-선 진단율이 폐야의 경우에 비해 저조한지를 설명해 준다.

III. CRT 의 영상표시 성능

흉부 X-선 진단에 있어서 정보의 최종적인 전달은 영상표시기와 관찰자의 시각계 사이에서 이루어지므로, 이 과정에서 정보의 손실이 일어나지 않도록 영상표시단의 성능을 평가 및 보상하는 일이 중요하다. 특히 CRT는 필름표시 방식보다 어두우며 CRT 표면의 반사광에 의한 대조도 감소 등 약점이 있어 적절한 보상방법이 강구되어야 한다.

CRT 모니터의 밝기는 CRT의 특성지수에 의해 특

징지워지는 비선형 응답특성을 갖는다. 즉 모니터의 휘도 L 은 신호전압 V_s 와 오프셋 전압 V_g 에 대해

$$L = k (V_s + V_g)^\gamma \quad (4)$$

와 같은 관계를 가진다.⁵⁾ 여기서 k 는 비례상수이고 γ 는 모니터의 특성 지수로서 영상표시용 그레이스케일 모니터의 경우 2.2 - 2.5 정도의 값을 갖는다. 그림 2는 전형적인 영상표시 모니터의 계조도대 휘도의 관계를 보여준다.

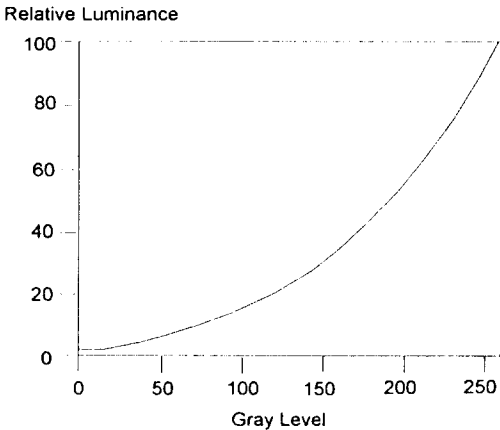


그림 2. 전형적인 CRT 모니터의 계조도대 휘도 응답특성

Fig. 2. Gray level vs. luminance response characteristic of a typical CRT monitor.

현재 사용되는 X-선 영상 표시용 CRT 모니터의 최대 휘도는 약 70 fL 정도 이며, 256 단계의 계조도를 지원하고 있어 0 - 255 사이의 계조도 범위에서 0.1 - 70 fL의 휘도 변화를 보인다.⁵⁾ 이는 재래식 필름 표시의 변화 범위 20 - 400 fL 에 비해 상당히 낮은 영역에 머물러 있는 것이다.

사람의 시각계는 상당히 넓은 휘도 범위에 걸쳐서 대조도에 대해 일정한 감도를 유지한다. Weber-Fechner 의 법칙이라 불리우는 이 현상은 약 25 fL 의 휘도에서부터 일어난다.¹¹⁾ 따라서 필름표시의 경우는 관찰자의 시감도를 Weber-Fechner 범위내에 유지시키는 반면, CRT 표시의 경우는 상당부분의 표시범위가 Weber-Fechner 범위를 벗어나게 되어 관찰자의 시감도가 떨어지게 된다. 그러므로 CRT 표시의 경우 낮은 대조도를 갖는 초기 병변이 어두운 배경에 있을 때는 그 검출률이 저하될 가능성이 높으

며, 이는 CRT 표시를 사용하는 PACS 환경에서의 방사선 진단에 심각한 문제가 될수 있다.

저자들은 선행된 연구에서 CRT 의 영상표시 성능을 객관적으로 평가하기 위해 심리-물리적(psychophysical) 실험을 수행한바 있다. 그 상세한 내용은 다른 논문에 기술되어 있는데¹²⁾, 간략하게는 각각 70 fL(type I) 및 45 fL(type II) 의 최대 휘도를 갖는 두 종류의 영상표시 모니터에 대해 10단계의 배경 계조도 하에서 1cm 크기의 정사각형 표적을 식별하는 AFC(alternative forced choice) 실험을 실시하였으며, 이를 통해 CRT의 동작 범위 내에서의 JND(just noticeable difference) 특성을 조사한 것이다. 그림 3에 그 결과를 도시한다.

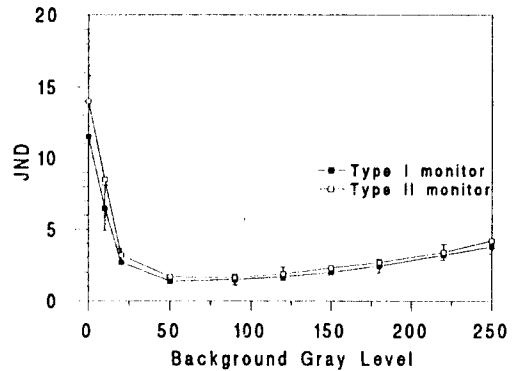


그림 3. 심리-물리적 실험에서 얻은 CRT 의 JND 곡선. JND 값은 계조도의 어두운 쪽 한에서 최대이며 중하 정도 계조도에서 최소였다. JND는 계조도가 증가함에 따라 다시 증가하였다.

Fig. 3. JND curves obtained from the psychophysical experiment. JND was highest at the dark end of gray level, and lowest in the mid low range of gray scale. JND increased slowly as the gray level increased to the bright end.

그림에서 보는 바와 같이 CRT 모니터의 JND 는 낮은 계조도 영역에서 가장 높으며 50 - 80 부근의 중저 계조도 영역에서 가장 낮아졌다가 그이상의 영역에서는 계조도 값의 증가에 따라 다시 서서히 증가하는 특성을 나타내었다. 높은 JND 값은 곧 목표물의 시각적 검출률의 저하를 의미하므로, JND 값이 높은 계조도 영역에서는 낮은 대조도를 갖는 초기 병

변의 판독이 어려워짐을 알수 있다. 본 연구에서는 그림 3과 같은 JND 특성에 근거하여 CRT 모니터의 가용 계조도 범위를 15 - 240으로 제한하였다.

IV. 적응적 영상향상 처리

디지털 X-선 촬영 시스템에서 신체의 정보는 영상 획득, 변환, 그리고 표시등의 과정을 거쳐 관찰자에게 전달된다. 그런데 앞서 살펴본 바와같이 종격동 부위는 감쇠지수의 변화 $\Delta\beta$ 에 대한 검출 감도가 저하된 상태로 영상획득이 이루어지며, 영상 표시 과정에서 역시 전반적으로 JND 가 높은 계조도 영역에 사상된다. 그리고 획득된 영상의 다이내믹 레인지는 영상표시 모니터의 다이내믹 레인지보다 훨씬 넓기 때문에 영상표시시에 다이내믹 레인지의 압축이 일어나게 된다. 이러한 일련의 과정을 거치면서 진단에 유용한 정보가 손실되지 않고 관찰자에게 충실히 전달되도록 해주는 것이 디지털 X-선 촬영술에 있어서의 영상처리의 역할이다. 그러기 위해서는 다음과 같은 몇가지 요건이 만족되어야 한다. 첫째 영상획득시 검출 감도가 저하된 종격동 부위의 대조도를 선별적으로 보상해야 하며, 둘째 영상 표시역을 효과적으로 이용하여 진단에 민감한 정보를 가급적 JND가 낮은 영역에 표시할수 있어야 하며, 셋째 처리된 영상이 원 영상에 비해 왜곡됨이 없이 자연스러워야 한다.

흉부 X-선 영상에서 진단에 유용한 정보는 폐야와 종격동 영역에 들어 있다. 폐야에는 늑골과 기관지, 폐혈관및 폐조직등 고주파 성분이 많은 구조물들이 주종을 이루고 있고, 종격동에는 기관, 척추, 심장, 그리고 복부등 큰 구조물들이 많으며 심장 뒷편과 횡경막 하의 폐조직이 일부 존재한다.

폐야는 비교적 높은 감도로 영상획득이 이루어져서 일반적으로 대조도가 좋으며 고주파 성분이 많은 까닭에 국부대조도 개선 처리등이 이루어질 경우 대조도가 과도해져 부자연 스러울뿐 아니라 오히려 오 검출까지 유발하는 경향이 있으므로 제안된 방법에서는 별도의 처리를 하지 않는다.

종격동의 구조물들은 X-선의 감쇠가 큰 관계로 전체적인 영상의 다이내믹 레인지를 넓게하는 주 원인이다. 공간적인 변화가 적은 큰 구조물들의 저주파 성분은 진단에는 그다지 기여하지 않는다. 따라서 제안된 방법에서는 종격동 영역의 저주파 성분을 선별적으로 감쇠시킴으로써 영상의 다이내믹 레인지를 줄임과 동시에 종격동의 고주파 성분을 증강시켜 줌으로써 효율적인 진단 정보의 전달을 꾀한다.

제안된 방법은 다음과 같은 순서로 영상처리를 수행한다. 즉,

- 1) 영상을 폐야 /종격동 영역으로 나누는 계조도상의 문턱값을 누적 히스토그램을 이용하여 설정하고, 2) 영상을 저주파 성분과 고주파 성분으로 분할하며,
- 3) 1) 에서 설정된 문턱값을 이용하여, 종격동 영역에 대한 선별적인 저주파 성분의 압축및 고주파 성분의 증강을 실시하고,
- 4) 3) 에서 처리된 영상의 히스토그램을 조사하여 CRT의 가용 표시역에 적절히 표시되도록 그레이 스케일 변환을 실시한다.

본 연구에서는 서울대학교 병원에 설치된 디지털 X-선 촬영시스템(DR-1000)을 사용하여 획득한 50매의 환자영상들을 사용하였으며, 이 영상들은 1024 x 1024 의 해상도및 12 bit 데이터로 구성되어있다.

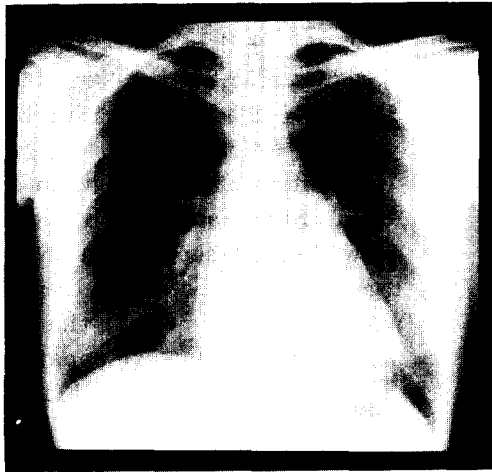
1. 문턱값의 설정

흉부 X-선 영상은 크게 나누어 폐야와 종격동및 어깨, 목등의 기타 신체부위, 그리고 신체의 영역등으로 나눌수 있다. 그림 4(a) 에 전형적인 흉부 X-선 영상을 보였다. 폐야는 좌우의 크고 어두운 물체이고, 종격동은 그 사이및 폐 아래쪽의 밝은영역을 가리키며, 이 두 주요 영역외에 환자의 신체 크기에 따라 목, 어깨, 팔및 옆구리등이 나타나고 신체가 작을경우는 신체밖의 단순노출 영역도 보여진다.

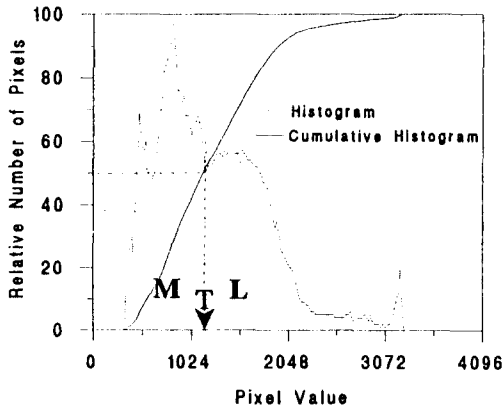
흉부 X-선 영상은 흉부 각 구조물의 X-선 투과 특성에 따라 명암의 차이가 크며, 또한 각 영역은 계조도의 일정한 범위를 차지한다. 특히 흉부의 두 주요 구조물인 폐야와 종격동은 각각 어둡고 밝은 계조도 범위를 차지한다. 따라서 흉부 X-선 영상의 히스토그램은 빈번히 쌍봉 특성을 가지기도 한다.

Sezan등은 이와 같은 쌍봉 특성을 이용하여 히스토그램 상의 극대점및 골짜기를 검출함으로써 폐야/종격동의 문턱값을 결정하였다.¹³⁾ 그러나 저자들의 경험에 의하면 흉부 X-선 영상들은 반드시 쌍봉특성을 가지지 않으며, 뚜렷한 골짜기를 발견할수 없는 경우도 자주 있었다. 따라서 본 연구에서는 좀더 간편하고 안정된 방법, 즉 누적 히스토그램을 사용하는 방법을 이용하였다.

누적 히스토그램은 히스토그램의 적분값이며 한 계조도에서의 그 값은 영상내에서 그 계조도 이하의 값을 갖는 화소의 수를 나타낸다. 제안된 방법에서는 폐야/종격동 문턱값을 누적 히스토그램에서 전체 화소수의 절반에 해당하는 계조도값으로 설정하였다. 이는 곧 이 문턱값이 영상을 같은 크기의 흑과 백 영



(a)



(b)



(c)

그림 4. 본 연구에서 사용된 문턱값 선정 방법의 도해. (a) 전형적인 흉부 X-선 영상. (b) 히스토그램(점선) 및 누적 히스토그램(실선). 폐야/종격동의 문턱값 T는 누적 히스토그램의 50% 레벨에 해당하는 계조도로 선정된다. 이 값은 폐(L)와 종격동(M) 사이의 히스토그램 골짜기와 잘 일치하고 있다. (c) 이 방법에 따라 분할된 영상

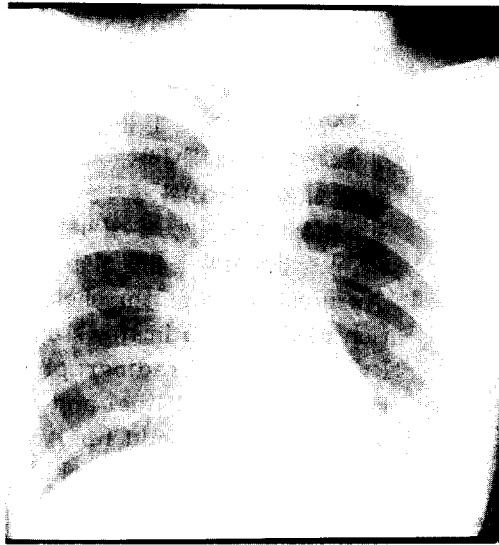
Fig. 4. An illustration of threshold selection method used in this study. (a) Routine chest radiograph. (b) Histogram(dotted line) and cumulative histogram(solid line) of (a). Lung/mediastinum threshold T was selected as the gray value that corresponds to 50% level in cumulative histogram. This value coincides well with the histogram valley between the lung(L) and mediastinum(M). (c) The thresholded image of (a).

역으로 나눈다는 것을 의미한다. 이와같은 문턱값 설정방식은 흉부 X-선 영상에서 폐야와 종격동이 거의 같은 크기를 점한다는 일반적인 관찰에 의거한 것이다. 또한 그밖의 영역에서도 밝은 영역과 어두운 영역은 대부분의 경우 비슷한 크기를 가진다.

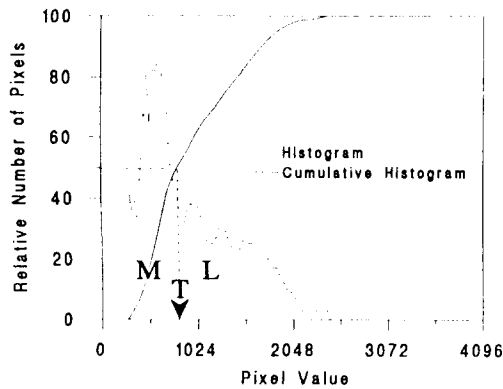
그림 4와 5는 이와같은 관계를 잘 나타내고 있다. 그림 4(b)는 그림 4(a)에 보인 전형적인 흉부 X-선 영상에 대한 히스토그램(점선) 및 누적 히스토그램(실선)을 나타낸다. 누적 히스토그램의 상대 척도상의 50%로서 설정된 문턱값 T는 폐야와 종격동 각각에 의한 히스토그램 봉우리 사이의 골짜기와 거의 일치하며, 그림 4(c)와 같이 영상을 폐야와 종격동으로 훌륭하게 분리한다. 그림 5(a)의 영상은 또 다른 흉부 X-선 영상으로서 그 히스토그램이 그림 5(b)에서와 같이 뚜렷한 봉우리나 골짜기를 보이지 않으나, 제안된 방법에 의해 설정된 문턱값은 그림 5(c)에서 영상을 잘 분리한다.

2. 적응적 영상 향상

주어진 영상을 저주파 성분과 고주파 성분으로 분할한 뒤 각각을 별도로 처리한다. 저주파 성분의 영상 f_L 은 원영상에 대해 한번이 51 pixel인 정사각형의 커널로 평활 처리를 함으로써 얻으며, 고주파 성분 영상 f_H 는 원영상에서 저주파 영상을 뺀으로써 구



(a)



(b)



(c)

그림 5. (a) 전형적인 흉부 X-선 영상 및 (b) 그 히스토그램. 이 영상에서는 폐야와 종격동의 히스토그램 봉우리가 분리되어있지 않으나 제안된 방법은 폐야와 종격동을 (c)와 같이 잘 분리하고 있다.

Fig. 5. (a) Routine chest radiograph and (b) its histogram, which doesn't show distinct separation of histogram peaks between the lung and mediastinum. However, the lung and mediastinum are separated clearly by using our method (c).

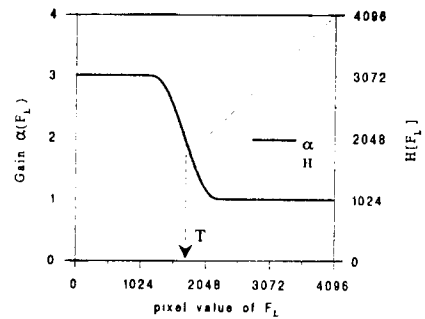


그림 6. 그림 4의 히스토그램으로부터 만들어진 계조도 변환 테이블 H(가는 선)와 증폭함수 a(굵은 선). H는 폐에 대해서는 단위 경사도를 가지며 종격동에 대해서는 0.5의 경사도를 가짐으로써, 종격동의 다이내믹 레인지를 선택적으로 압축한다. a는 문턱값 부근에서 코사인 함수로서 완만하게 변화한다. 고주파 성분을 증폭함수 a에 따라 증폭함으로써 종격동의 세부 구조들을 선별적으로 향상시키게 된다.

Fig. 6. The mapping table H(thin line) and gain function a(thick line) generated from the histogram of Fig. 4. H provides a unity slope for the lung, and 0.5 for the mediastinum, thereby compressing the dynamic range of mediastinum selectively. a varies smoothly around the threshold as a cosine function. Multiplying the high frequency component by a enhances the detailed structures in the mediastinum preferentially.

한다. 즉,

$$f_L(x, y) = \frac{1}{51 \times 51} \sum_{j=-25}^{25} \sum_{i=-25}^{25} f(x+i, y+j) \quad (5)$$

$$f_H(x, y) = f(x, y) - f_L(x, y) \quad (6)$$

저주파 영상 f_L 의 다이내믹 레인지는 그림 6과 같은 계조도 변환 H에 의해 압축된다. H는 문턱값 이후의 폐야 영역에 대해서는 단위 경사도(1.0)를 유지하고 문턱값 이전의 종격동 영역에 대해서는 0.5의 경사도를 갖는 부분 직선(piecewise linear curve)이다. 따라서 계조도 변환 H는 종격동 영역의 저주파 성분에 대한 다이내믹 레인지를 선별적으로 압축하는 효과를 가져온다.

고주파 영상 f_H 는 그림 6에 보인 증폭함수 α 에 의해 증폭된다. α 는 저주파 영상 f_L 의 함수로서 종격동에 대해서는 3, 폐야에 대해서는 1의 증폭도를 가지며, 문턱값 T 전후에서 완만히 변화하는 코사인 함수로 설계되었다. 즉,

$$\alpha(f_L) = \begin{cases} 3 & \text{for } f_L < T - 32 \\ \cos(k) + 2 & \text{for } T - 32 \leq f_L \leq T + 32 \\ 1 & \text{for } f_L > T + 32 \end{cases} \quad (7)$$

$$k = \frac{(f_L - T + 32)}{64} \pi.$$

여기서 $k = \frac{(f_L - T + 32)}{64} \pi$
 개별적으로 처리된 고주파 영상 및 저주파 영상은 식 (8)와 같이 다시 합해져 개선된 영상 f' 가 된다.

$$f(x, y) = H[f_L(x, y)] + \alpha(f_L)f_H(x, y) \quad (8)$$

f' 의 히스토그램을 조사하여 화소값의 분포 범위를 구하여, 이 범위의 그레이 스케일을 CRT의 가용 표시역에 직선적으로 사상시켜 처리된 영상 f_P 를 얻는다. 즉,

$$f_P(x, y) = G[f'(x, y)] \quad (9)$$

그림 7에서 점선으로 표시된 것은 그림 4(a)에 대한 f' 의 히스토그램이며, 실선은 영상표시 사상 테이블 G를 나타낸다. G는 처리중인 각 영상에 따라 적응적으로 생성되며, 주어진 영상내에 있는 정보를 관찰자에게 최대한 효율적으로 전달할수 있기 위하여, CRT의 가시도가 가장 좋은 범위내에 영상이 표시되도록 하는 역할을 한다.

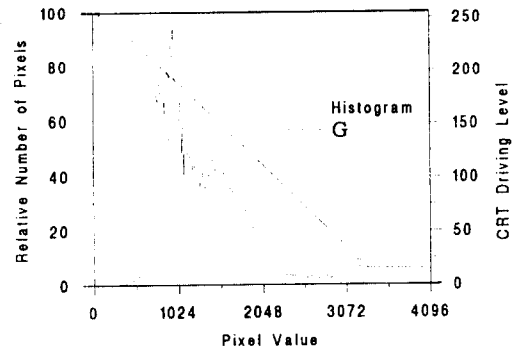


그림 7. 그림 4(a)에 대한 개선된 영상 f' 의 히스토그램(점선)과 이로부터 만들어진 영상표시 사상 테이블 G(실선). G는 CRT의 유효 표시범위를 최대한 활용하여 영상을 표시할수 있도록 그레이 스케일을 변환한다. JND 값이 큰 하한 및 상한의 15 계조도는 영상표시에서 제외되었다.

Fig. 7. The display mapping table G (solid line) generated from the histogram of the modified image (dotted line) of Fig. 4(a). G transforms the gray scale so that the processed image may be visualized with the full useful dynamic range of the CRT. The lowermost and uppermost 15 gray levels were excluded in image display because of high JNDs in these ranges.

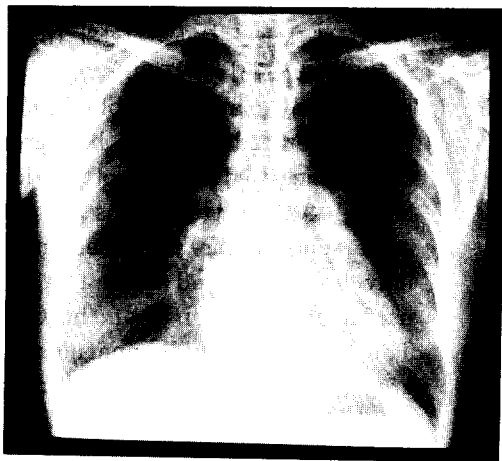
V. 가시도 평가

제안된 영상처리 방법의 목적은 흉부 X-선 영상내에 있는 유용한 정보들이 손실되지 않고 관찰자에게 전달되도록 영상의 가시도를 향상시키는데 있다. 제안된 방법에 의해 처리된 영상이 얼마나 가시도를 향상시키는지 객관적으로 평가하기 위하여 50매의 임상 환자 영상을 수집하여 가시도 평가 실험을 실시하였다. 영상의 표시에는 1024 주사선의 해상도를 갖는 그레이 스케일 모니터(Image Systems Corp., Hopkins MN, U.S.A.)를 사용하였으며 2명의 방사선과 전문의와 3명의 방사선과 수련의가 영상을 관찰하였다. 50매의 원 영상과 그 처리된 영상 50매를 합하여 컴퓨터에 저장한후 컴퓨터 프로그램에 의해 임의의 순서로 표시하였으며, 관찰자들은 각 영상

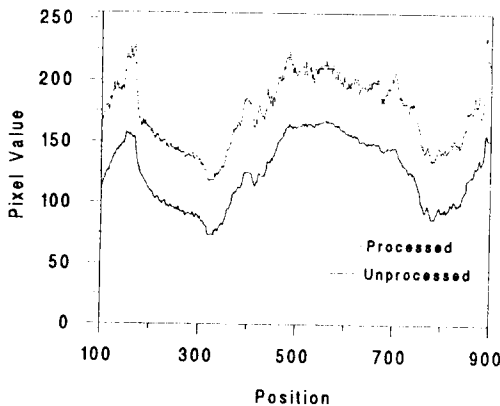
에 대해 미리정한 5 가지 해부학적 구조물에 대한 가시도를 4 등급중의 하나로 응답하였다. 5 가지 해부학적 구조물들은 1) 폐혈관(lung vessels), 2) 가려진 혈관(obscured vessels), 3) 중앙 기도(central airway), 4) 부대 식도함요부(azygoesophageal recess), 5) 흉추(thoracic vertebrae) 등이었으며, 4 등급의 가시도는 1) 관찰 불능, 2) 가시도 나쁨, 3) 가시도 적정, 4) 최적 상태 등이었다.

Ⅵ. 결과 및 고찰

제안된 방법으로 처리된 영상들은 전반적으로 종격동의 구조물들이 뚜렷이 강조되었고 폐야의 밝기는 적당한 수준을 유지하였다.



(a)



(b)

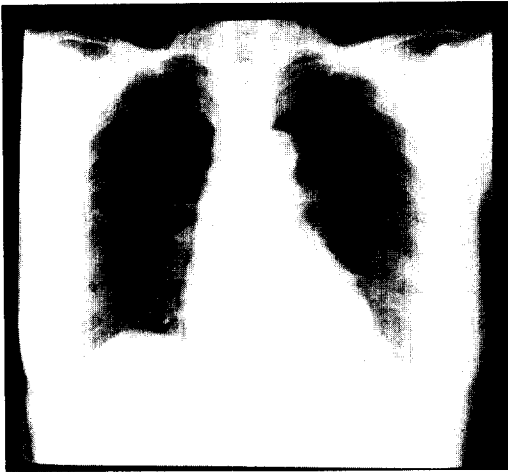
그림 8. (a) 그림 4(a) 를 처리한 영상. 기관및 기관지, 흉추, 그리고 심장후위및 횡경막하의 폐혈관 등과 같은 종격동의 구조물들의 가시도가 뚜렷이 향상되었다. (b) 원 영상 및 처리영상의 심장중심부 lineplot의 비교. 종격동의 대조도 증가를 잘 드러내 보여 준다. 비교상의 편의를 위해 원 영상의 lineplot는 아래로 이동시켰다.

Fig. 8. (a) The processed image of Fig. 4 (a). Enhanced visualization of mediastinal structures such as tracheobronchial tree, vertebral columns, and pulmonary vessels behind the heart and diaphragm is distinct (b) Comparison of the lineplots of the unprocessed and processed images across the center of the heart. The increased contrast in the mediastinum is well demonstrated. For better comparison, the lineplot of unprocessed image is shifted downward.

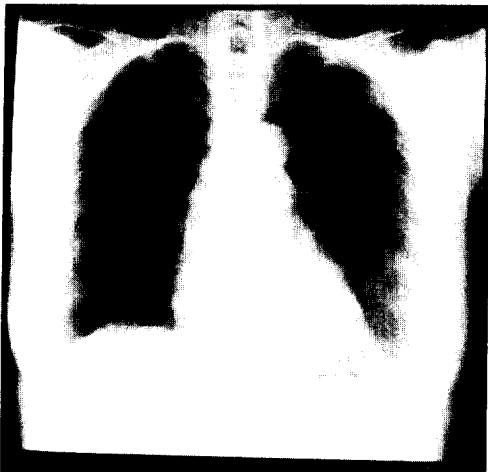
그림 8(a) 은 그림 4(a) 에 보인 흉부 X-선 영상을 제안된 방법으로 처리한 영상이다. 기관지와 척추 그리고 심장후위 혈관들의 가시도가 상당히 개선됨을 알수 있다. 그림 8(b)는 원 영상 및 처리된 영상의 심장 중심부를 가로지르는 lineplot 를 나타내며 종격동내 구조물들의 대조도가 현저히 증가되었음을 잘 나타내준다.

그림 9(a) 및 (b)는 또 다른 흉부 X-선 영상의 처리 예를 보여준다. 그림 9(a) 는 심장후위 및 횡경막하 부위에 모의 폐결절이 있는데, 대조도가 낮아 잘 보이지 않는다. 반면, 그림 9(b) 의 처리된 영상에서는 종격동 부위의 다른 구조물들과 함께 2개의 폐결절 모두가 뚜렷이 보이고 있다.

그림 10에 가시도 평가실험의 결과를 나타내었다. 5 가지 구조물 모두에 대해 처리된 영상의 가시도가 현저하게 개선되었음을 알수 있다. 종격동뿐만 아니라 폐야의 혈관들도 처리된 영상에서 가시도가 높았다는 사실은 흉곽의 전반적인 가시도를 고루 개선하였다는 것을 반영하는 고무적인 결과라 할수 있다. 또한 관찰자들은 처리된 영상에 대해 별다른 거부감을 느끼지 않고 자연스러웠으며, 영상에서 어떠한 artifact도 발견하지 못하였다고 하였다.



(a)



(b)

그림 9. (a) 여러개의 폐결절을 포함한 영상. (a) 처리전의 영상에서는 심장후위 및 횡경막하 부위에 있는 폐결절이 잘 보이지 않는 반면, (b) 처리된 영상에서는 폐 결절들이 선명하게 보이고 있다.

Fig. 9. Chest radiographs with multiple lung nodules. (a) Unprocessed image shows hardly any visible nodules behind the heart and the diaphragm. (b) Processed image shows clear visualization of the nodules.

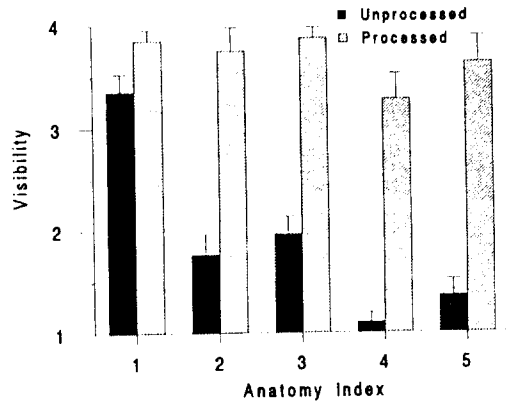


그림 10. 가시도 평가실험의 결과. 평가 대상으로 선정된 5 가지 흉곽내 주요 구조물들에 대해 처리된 영상의 가시도가 현저하게 개선되었음을 나타내고 있다.

Fig. 10. The result of visibility evaluation experiment. It is shown that the processed image provides improved visibility of the 5 important anatomical structures in the thorax evaluated.

해부학적 특성상 흉부의 투과 X-선의 다이내믹 레인지가 좁에도 불구하고 전반적으로 가시도가 좋은 흉부 X-선 영상을 얻고자 하는 노력은 오래전부터 있어 왔다. 초기에는 필름을 blurring 시켜 원 필름에 접친뒤 다시 감광시키는 사진기법상의 unsharp masking 이 시도되었으나 이는 과정이 복잡하여 거의 사용되지 않았고, 디지털화 한 영상에 디지털 unsharp mask filtering 을 적용하는 방법이 보급되었으나 이는 폐야에서 artifact 를 유발하는 문제점이 있다. 한편 X-선 촬영시 감쇠도에 따라 X-선의 발생강도를 조절하는 방식의 비임 등화 기법이 개발되어 상용화 되어있기도 하였다.^[14,15] 이 방식은 중 감쇠된 영역에 대해서도 비임의 강도가 증가되어 촬영이 이루어지기 때문에 다이내믹 레인지가 적고 신호대 잡음비가 높은 영상을 얻을수 있으나, X-선 비임의 강도를 실시간 제어하기 위한 장비가 필요하다. 또한 폐야와 종격동의 경계면에서는 ringing artifact 가 발생하는 것도 단점으로 지적되고 있다.

Peli 와 Lim^[16] 에 의해 제안된 적응적 영상 향상 기법은 영상의 일부 영역이 현저히 밝거나 어두우며 대조도가 약해진 영상을 향상하는데 효과적이며, McAdams 등은 이를 흉부 X-선 영상에 적용하였다.^[8] 그러나 이 방법에서는 종격동의 국부 대조도를

선별적으로 향상하는데 그쳤으며 종격동/폐야의 문턱값을 수동으로 지정해야 했다.

제안된 방법에서는 영상의 누적 히스토그램을 이용하여 종격동/폐야의 문턱값을 자동적으로 설정하였고, 종격동 영역에 대한 다이내믹 레인지를 줄이는 동시에 국부 대조도를 향상시켰다. 또한 영상표시기인 CRT 모니터와 시각계 사이의 감지 특성을 고려하여 계조도 변환을 함으로써 최적의 영상표시를 기하였다. 제안된 방법으로 처리된 영상들은 특별한 하드웨어 없이 컴퓨터 프로그램에 의해서 처리되었으나, 비임 등화기법으로 촬영된 영상과 마찬가지로 종격동의 대조도가 뚜렷이 개선되고 다이내믹 레인지도 줄어들었으며 artifact 도 없었다.

저주파 영상 f_L 을 얻기 위한 필터 커널의 크기와 국부 대조도의 증폭함수 α 의 설정은 영상처리의 효과에 큰 영향을 미치는 매개변수이다. 필터 커널은 흉부 X-선 영상내 해부학적 구조물중에 진단에 유용한 성분과 관심의 성분들을 선별적으로 처리할수 있는 크기라야 한다. 또한 증폭함수 α 는 가시도를 충분히 향상하면서 부자연스럽지 않을 정도의 증폭도를 가져야 하며 폐야와 종격동 사이의 경계에서 ringing artifact 를 유발하지 않기 위해서 완만한 변화를 가져야 한다.

본 연구에서는 최적의 필터 커널 및 증폭도를 선정하기 위해 커널크기 30mm - 5mm 사이에서 증폭도를 2 - 6으로 변화시켜가며 영상처리를 실시한후 방사선 진단의 견지에서 가장 적절한 상태의 영상을 선별하도록 하는 예비 실험을 실시하였으며, 그중 가장 선호도가 높은 매개변수들을 선정하였다. 필터 커널은 15mm x 15mm(51 x 51 pixels) 가 적당하였으며, 증폭도는 영상에 따라 2 - 5의 범위로 영상의 상태에 따라 달랐다. 원영상의 종격동 구조물이 비교적 잘 보이는 경우는 증폭도가 낮은 편이 선호도가 높았으며 원 영상이 희미한 경우는 좀더 높은 증폭도를 요구하는 편이었다. 본 연구에서는 중간정도인 3 으로 증폭도를 설정함으로써 다양한 영상에 대해 무난한 결과를 얻었으나, 원영상의 상태에 따라 증폭도를 가변시킬수 있다면 더 바람직할 것으로 여겨진다.

가시도 평가결과에서 흉곽내 해부학적 구조물들의 가시도가 전반적으로 개선된 것은 제안된 방법이 흉부 X-선 검사에서 관찰되는 다양한 질병들의 진단에 있어서 관찰능을 향상시키는데 기여할수 있을 것임을 시사한다. 특히 그림 9에서 나타난 바와 같이 모의 결절의 가시도가 뚜렷이 증가된 것은 폐암등의 조기 검출률을 개선하는 효과를 기대하게 해준다. 이와같은 임상 진료상의 효능을 좀더 객관적, 정량적으로 평가하기 위해서는 수신자 동작특성(receiver

operating characteristic)과 같은 방법을 사용하여 정검출률과 오검출률의 상관관계를 아울러 평가하는 것이 필요하며, 저자들은 계속해서 이 평가실험을 실시할 계획이다.

Ⅶ. 결 론

본 논문에서 저자들은 디지털 흉부 X-선 촬영술에 있어서 영상처리를 통하여 영상을 효과적으로 표시함으로써 진단시 관찰능을 높일수 있는 적응적 영상처리 방법을 제안하였다.

제안된 방법에서는 흉부 X-선 영상의 폐야와 종격동에 대해 적응적으로 영상처리를 하기 위하여 영상을 폐야/종격동으로 나누는 계조도상의 문턱값을 누적 히스토그램을 이용하여 설정하였고, 영상의 주파수 성분별 처리를 통하여 종격동 영역에 대한 선별적인 다이내믹 레인지 압축 및 대조도 개선을 이룩하였다. 또한 CRT 모니터상의 효과적인 영상표시를 위해 CRT의 JND 특성을 고려한 그레이 스케일 변환을 실시한후 영상을 표시하였다.

영상을 저주파 및 고주파 성분으로 나누는 필터 커널의 크기와 적응적인 대조도 개선을 위한 증폭함수의 선정은 영상처리의 효과를 크게 좌우하는데, 본 연구에서는 예비 평가실험을 통하여 이들을 최적화 하였다. 사용된 커널은 15mm x 15mm, 증폭도는 종격동과 폐야에 각각 3 과 1 이었으며, 폐야와 종격동사이에서 cosine 함수로서 완만히 변화하도록 하였다.

처리된 영상들에서는 종격동내 구조물들의 가시도가 뚜렷이 개선되었고 폐야의 밝기도 적정 수준을 유지하여 흉부의 전반적인 가시도가 향상되었다. 제안된 방법의 임상적 효능을 평가하기 위해 5 명의 방사선과 의사가 참여한 가운데 실시된 가시도 평가 실험에서는 흉곽내 주요 해부학적 구조물들에 대해 처리된 영상의 가시도가 원 영상에 비해 현저히 개선된 것으로 나타났다.

參 考 文 獻

- [1] L.W. Guiss and P. Luenstler, "A retrospective view of survey photofluorograms of persons with lung cancer", *Cancer*, vol.13, pp.91-95, 1960.
- [2] 김종효, 이태수, 박광석, 한만청, 이충웅, 민병구, "디지털 X-선 촬영시스템의 영상 및 물리적 특성분석", *전자공학회지*, 제 26권 제 7호, pp.112-124, 1986.

- [3] R.G. Fraser, C. Sanders, G.T.Barns, H.MacMahon, M.L.Giger, K.Doi, A. W.Templeton, G.G.Cox, S.J.Dwyer, C.R.B.Merritt, J.P.Jones, "Digital imaging of the chest", *Radiology*, vol. 171, pp.297-307, 1989.
- [4] H.P.McAdams, G.A.Johnson, S.A. Suddarth, R.H.Sherrier, C.E.Ravin, "Implementation of adaptive filtration for digital chest imaging", *Opt. Eng.*, vol. 26, pp.669-674, 1987.
- [5] R.D.Nawfel, K.H.Chan, D.J.Wagenaar, P.F.Judy, "Evaluation of video gray-scale display", *Med. Phys.*, vol. 19, pp.561-567, 1992.
- [6] M.Ishida, K.Doi, L-N.Loo, C.E.Metz, J.L.Lehr, "Digital image processing: effect on detectability of simulated low-contrast radiographic patterns", *Radiology*, vol.150, pp.569-575, 1984.
- [7] G.A.Johnson, C.E.Ravin, "A survey of digital chest radiography", *Radiol. Clin. North America*, vol.21, pp.655-665, 1983.
- [8] H.P.McAdams, G.A.Johnson, S.A. Suddarth, C.E.Ravin, "Histogram directed processing of digital chest images", *Investigative Radiology*, vol. 21, pp.253-259, 1986.
- [9] R.H.Sherrier, G.A.Johnson, "Regionally adaptive histogram equalization of the chest", *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.MI-6, pp.1-7, 1987.
- [10] E.E.Christensen, T.S.Curry, J.E. Dowdey, *An introduction to the physics of diagnostic radiology*, Lea & Febiger, Philadelphia, p.61, 1978.
- [11] V.Dreyer, "On visual contrast thresholds. III. The just perceptible and the just imperceptible stimulus", *Acta Ophthalmologica*, vol.37, pp.253-265, 1959.
- [12] 김중효, 박광석, 민병구, 이충웅, 임정기, 한만청, "CRT 모니터의 배경 조도가 영상의 시각인식에 미치는 영향", *대한 의용생체공학 회지*, 제14권 제1호, pp.63-71, 1993.
- [13] M.I.Sezan, A.M.Tekalp, R.Schaetzing, "Automatic anatomically selective image enhancement in digital chest radiography", *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.MI-8, pp.154-162, 1989.
- [14] H.Vlasbloem, L.J.Kool, "AMBER: a scanning multiple-beam equalization system for chest radiography", *Radiology*, vol.169, pp.29-34, 1988.
- [15] L.R.Goodman, C.R.Wilson, C.S.Kim, "Computed equalization radiography: preliminary clinical evaluation", *Radiology*, vol.186, pp.399-404, 1993.
- [16] T.Peli, J.S.Lim, "Adaptive filtering for image enhancement", *Optical Engineering* vol.21, pp.108-112, 1982.

 著 者 紹 介

金 鐘 曉(正會員) 第 26卷 7號 參照
 현재 서울대병원 진단방사선과
 근무중

李 忠 雄(正會員) 第 26卷 7號 參照
 현재 서울대학교 전자공학과 교수

민 병 구(正會員) 第 26卷 7號 參照
 현재 서울대학교 의과대학 교수겸
 서울대학교 병원 의공학과장

한 만 청(正會員) 第 26卷 7號 參照
 현재 서울대학교 의과대학 방사선과
 교수