

논문 2015-52-10-11

흉부 엑스레이 영상을 위한 화질 개선 알고리즘

(Image Quality Enhancement for Chest X-ray images)

박 소 연*, 송 병 철**

(So Yeon Park and Byung Cheol Song[Ⓒ])

요 약

디지털 엑스레이 기기로부터 처음 획득된 엑스레이 영상은 데이터 범위가 일반 영상에 비해 넓고 밝기 레벨이 고르지 못하다. 특히 흉부 엑스레이 영상의 경우 다양한 이유로 촬영하기 때문에 갈비뼈와 혈관, 척추 뼈 등 특성이 다른 모든 부위들을 자연스럽게 개선할 필요가 있다. 이러한 엑스레이 영상의 경우 일반 영상과 특성이 다르기 때문에 기존의 화질 개선 알고리즘으로는 진단에 적합한 화질을 얻을 수 없다. 따라서 본 논문은 특정 밝기에 밀집된 정보들의 히스토그램 범위를 확장시키고, 주파수 대역 별 가중치 조절을 통한 선명도 개선 및 고주파 성분의 특성을 이용한 영상 융합 기법을 통해 최종적으로 영상의 대비를 적절하게 개선하는 흉부 엑스레이 영상용 화질 개선 방법을 제안한다. 또한 기존의 기법들과 비교하여 흉부 엑스레이 영상을 보다 자연스럽게 개선하는 것을 확인하고 discrete entropy와 saturation을 통해 정량적 평가 결과를 보인다.

Abstract

The initial X-ray images obtained from a digital X-ray machine have a wide data range and uneven brightness level than normal images. In particular, in Chest X-ray images, it is necessary to improve naturally all of the parts such as ribs, spine, tissue, etc. These X-ray images can not be improved enough from conventional image quality enhancement algorithms because their characteristics are different from ordinary images'. This paper proposes to eliminate unnecessary background from an input image and expand the histogram range of the image. Then, we adjust the weight per frequency band of the image for improvement of contrast and sharpness. Finally, jointly taking the advantages of global contrast enhancement and local contrast enhancement methods we obtain an improved X-ray image suitable for effective diagnosis in comparison with the existing methods. Experimental results show quantitatively that the proposed algorithm provides better X-ray images in terms of the discrete entropy and saturation than the previous works.

Keywords: X-ray image, contrast enhancement, detail enhancement, multi-scale, image fusion

I. 서 론

최근 세계 의료기기 시장의 고속 성장에 따라 의료기기 및 관련 기술의 발전이 중요한 이슈가 되고 있다. 여러 의료기기들 중에서도 엑스레이 기기는 현재 가장 널

리 보급되어있고 수요가 많은 만큼 많은 관련 연구가 진행되고 있다. 엑스레이 기기로부터 처음 획득된 엑스레이 영상은 밝기 레벨이 고르지 못하여 영역별 구분이 어렵기 때문에 의사의 정밀한 진단과 정확한 판단을 돕기 위해서는 보다 뛰어난 화질의 엑스레이 영상을 제공할 필요가 있다. 특히 흉부 엑스레이 영상의 경우 폐질환, 갈비뼈 골절, 기관지염 등 다양한 이유로 촬영하기 때문에 다양한 특성의 부위들을 모두 적절하게 개선해야 한다.

영상의 화질을 개선하기 위해 선명도와 대비 개선을 위한 다양한 기법들이 연구되고 있다. 크게 다중 대역

* 학생회원, ** 평생회원 인하대학교 전자공학과
(Department of Electronic Engineering, Inha University)

Ⓒ Corresponding Author (E-mail: bcsong@inha.ac.kr)

Received ; June 17, 2015 Revised ; September 10, 2015

Accepted ; September 24, 2015

기반의 선명도 개선 기법과 히스토그램 기반의 대비 개선 기법으로 분류할 수 있다. 다중 대역 기반의 선명도 개선 기법은 영상의 주파수 대역을 분리하여 각 대역에 적절한 변환커브를 적용하고, 대역 별로 적절한 이득 값을 취하여 영상의 선명도를 개선시키는 기법이다^[1~8]. 대역을 나누는 방법으로 라플라시안 피라미드, 웨이블릿 및 커브릿 변환을 사용하기도 하고^[1~5], 저역통과필터와 로그 변환을 이용하기도 한다^[6~8]. 이 기법들의 경우, 분리한 대역이 고주파 영역일수록 이득 값을 크게 주기 때문에 흉부 엑스레이 영상의 경우 혈관 및 뼈의 경계부분의 선명도가 부자연스럽게 강조된다.

히스토그램 기반의 대비 개선 기법은 영상의 히스토그램을 분석하여 적절한 변환함수를 통해 대비를 개선시키는 기법으로 전역적 기법과 지역적 기법으로 나눌 수 있다. 전역적 대비 개선 기법은 영상 전체에 대한 히스토그램을 분석하여 영상의 특성에 따라 적응적인 변환함수를 설계한다. 히스토그램 평활화는 가장 기본적인 이고 널리 쓰이는 방법이다^[9~13]. 히스토그램 평활화의 경우 영상의 히스토그램을 기반으로 변환커브를 설계하는 방식이기 때문에 밝기 값이 밀집된 경우 밝기의 급격한 변화로 부자연스러워지거나 대비 개선이 제대로 되지 않는다. 이러한 단점을 보완하기 위해 히스토그램의 급격한 변화를 완화시키는 방법이 제안되었다^[13]. 이러한 전역적 대비 개선 기법은 영상에 적합한 변환함수를 통해 전체적인 영상의 대비를 개선할 수 있지만, 어두운 폐 부분과 밝은 뼈 부분을 모두 개선해야 하는 흉부 엑스레이 영상을 개선하는 데에는 한계가 있다. 지역적 대비 개선 기법은 영상을 블록 단위로 분할한 후, 각 블록 별 히스토그램을 이용하여 영상의 대비를 개선한다^[14~15]. 이러한 지역적 대비 개선 기법은 블록 단위로 계산하기 때문에 지역적 대비 개선에 효과적이지만 흉부 엑스레이 영상에 적용했을 때 폐와 피부 부분에서 블록 경계가 부자연스럽게 나타난다. 이러한 전역적 대비 개선 기법과 지역적 대비 개선 기법의 단점을 보완하기 위한 영상 융합 방식 또한 제안되고 있다^[16~17]. 그러나 이러한 영상 융합 방식 또한 영상을 다중 대역으로 나누어 이득 값을 정하고, 기저의 영상을 단순히 평균합을 하기 때문에 흉부 엑스레이 영상에 대해서 큰 효과를 얻기가 힘들다.

본 논문에서는 대비와 선명도가 떨어지는 원본 흉부 엑스레이 영상으로부터 선명도와 대비를 향상시켜 양질

의 영상을 획득할 수 있는 흉부 엑스레이 영상을 위한 화질 개선 알고리즘을 제안한다. 먼저 혈관과 뼈, 피부 등이 포함된 관심 영역의 히스토그램을 확장하여 흉부 엑스레이 영상에 알맞게 설계한 변환커브를 적용시키고 주파수 대역 별 가중치를 조절하여 대비와 선명도를 자연스럽게 향상시킨다. 그 후 고주파 성분의 특성을 이용한 영상 융합 방식을 통해 전역적 대비 개선 기법과 지역적 대비 개선 기법의 장점을 적절하게 취하여 최종적으로 영상의 대비를 적절하게 개선하는 흉부 엑스레이 영상용 선명도 및 대비 개선 방법을 제안한다. 또한 몇 가지 흉부 엑스레이 영상에 대한 실험을 통해 기존의 기법들에 비해 자연스럽게 개선된 결과 영상을 확인하고, 이산 엔트로피와 포화도(saturation)를 통해 정량적 평가 결과를 보인다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. II장에서는 주파수 영역 별 가중치를 통한 선명도 개선 및 영상 융합을 통한 대비 개선 기법을 제안한다. 다음으로 III장에서는 제안하는 기법을 실제 흉부 엑스레이 영상에 대해 실험하고 다른 기법들의 결과 영상과 비교하여 더욱 자연스럽게 선명도와 대비가 개선됨을 보인다. 마지막으로 IV장에서 결론을 낸다.

II. 제안 기법

본 논문은 흉부 엑스레이 영상의 화질을 개선하기 위해 그림 1과 같이 크게 세 가지 단계를 제안하였다. 초기 대비 개선 단계에서는 불필요한 배경성분을 제거하고 좁은 영역에 몰려있는 정보를 확장하여 변환커브를 통해 일차적으로 전체적인 대비를 개선할 수 있도록 한다. 이 단계는 너무 좁고 어두운 영역에 정보가 몰려있는 엑스레이 영상의 특성 상 원본 영상에 바로 대비 개선을 적용했을 때 원하는 효과를 얻기 힘들기 때문에 관심 있는 정보에 대한 대비 개선을 효과적으로 할 수 있도록 선행적으로 수행되는 단계이다. 다음으로 다중 대역 기반의 선명도 개선 단계에서는 주파수 대역을 분리하여 대역 별로 적절한 이득 값과 흉부 엑스레이 영상 특성에 적합한 가중치를 통해 보다 자연스럽게 선명도를 개선한다. 마지막으로, 영상 융합 기반의 대비 개선 단계에서는 전역적 대비 개선 기법을 적용한 영상과 지역적 대비 개선 기법을 적용한 영상을 융합하여 적절하게 개선된 흉부 엑스레이 영상을 얻는다.

2.1. 초기 대비 개선

흉부 엑스레이 영상은 보통 12비트 이상의 넓은 다이 나믹 레인지를 가지고, 관심 영역의 정보가 좁은 영역에 밀집해있기 때문에 일반 영상에 알맞게 설계된 변환 커브로는 적절하게 대비를 개선할 수 없다. 또한 넓은 다이 나믹 레인지에 비해 좁은 영역에 정보가 밀집해있기 때문에 알맞은 변환커브를 새롭게 설계하는 것에도 한계가 있으며, 영상을 블록 단위로 나누어 지역적으로 대비를 개선하는 데에 있어서도 큰 효과를 얻기가 힘들다. 따라서 본 논문은 불필요한 성분을 제거하고 특정 밝기에 밀집되어 있는 정보들의 히스토그램 범위를 확장하여 흉부 엑스레이 영상의 대비 개선에 적합한 변환 커브를 설계하기 용이하도록 하였다. 흉부 엑스레이의 히스토그램은 그림 1의 형태를 크게 벗어나지 않기 때문에 히스토그램만으로도 영역 구분이 가능하다.

그림 2에서 문턱값 θ 이상의 불필요한 배경 성분을



그림 1. 제안 기법의 순서도
Fig. 1. Flowchart of the proposed method.

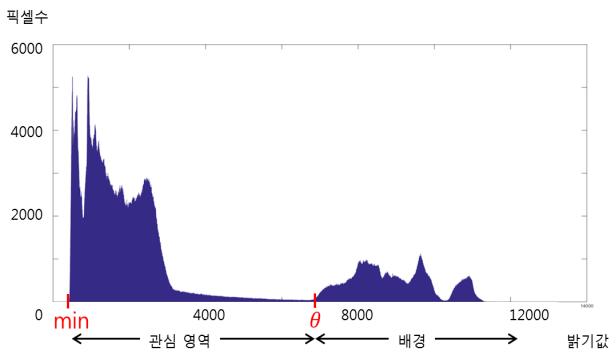


그림 2. 원본 흉부 엑스레이 영상의 히스토그램
Fig. 2. Histogram of an original chest X-ray image.

제거하고, 식 (1)을 통해 그림 3과 같이 관심 영역의 히스토그램을 확장한다.

$$l_o = \frac{l_i - \min}{\theta - \min} * 2^n \quad (1)$$

여기서 l_i 는 입력 밝기 값, \min 은 관심 영역이 시작되는 밝기 값이고 l_o 는 결과 밝기 값, n 은 비트 수이다. 다수의 흉부 엑스레이 영상 데이터의 히스토그램을 분석했을 때, 몸으로 인식된 화소는 밝기 값이 작은 영역에 밀집되어 분포하고 배경으로 인식된 화소는 밝기 값이 큰 영역에 분포한다. 그리고 히스토그램의 중간 밝기는 몸과 배경의 경계에 속한 화소가 분포한다. 따라서 중간 밝기 영역에서 히스토그램의 기울기가 급격히 커지는 지점을 문턱값 θ 로 지정하였다^[18]. 이렇게 확장한 히스토그램에 대해 그림 4와 같은 로그함수 기반의 변환 커브를 설계하여 전체적인 흉부 엑스레이 영상의 대비

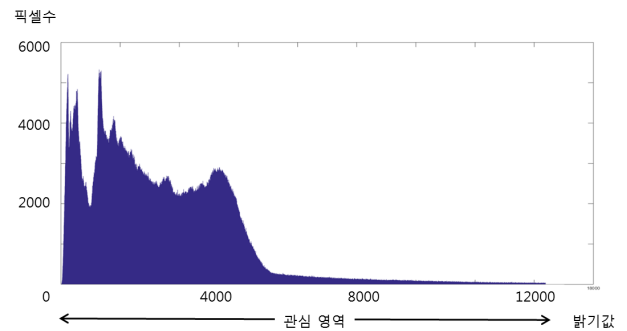


그림 3. 히스토그램 확장 후 영상의 히스토그램
Fig. 3. The result of histogram stretching of the chest image.

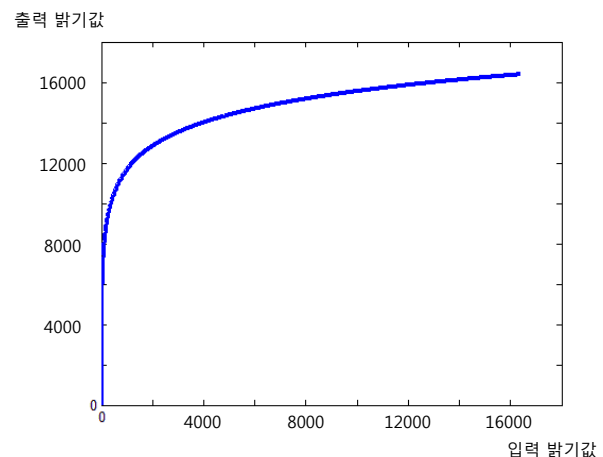


그림 4. 흉부 엑스레이 영상에 적합하게 설계된 변환 커브
Fig. 4. Transformation curve for chest X-ray image.

를 적절하게 개선시킨다. 변환커브의 기울기가 급격하게 증가하는 부분에 해당하는 복부 부분의 대비가 특히 잘 개선된다. 그러나 나머지 영역의 경우 여전히 만족할 만큼 개선되지 않기 때문에 추가적인 대비개선이 필요하다.

2.2. 다중 대역 기반의 선명도 개선

히스토그램 확장 및 변환커브 적용을 통해 기본적인 대비를 개선한 뒤, 다중 대역을 기반으로 주파수 대역별 특성을 이용한 이득 값을 통해 선명도를 개선한다. 주파수 대역으로 나눌 때, 고주파 대역일수록 날카로운 디테일 정보가 많다. 혈관이 많은 흉부 엑스레이 영상의 경우 고주파 대역에 이득 값이 크게 주어질수록 선명도가 날카롭게 강조되기 때문에, 각 대역별로 가중치 α_N 를 주어 부자연스러운 부분을 완화한다. 먼저 그림 5와 같이 영상 I에 대해서 저역통과필터(LPF)를 적용한 이미지 R_1 을 빼서 고주파 성분 \bar{R}_1 을 만들고, R_1 에 대해 다시 저역통과필터를 적용하고 같은 과정을 반복하여 대역이 겹치지 않도록 분리하였다.

이렇게 나눈 N개의 대역은 각 대역끼리 정보가 서로 겹치지 않기 때문에 대역별 특성에 따라 효과적으로 이득 값을 조절할 수 있다. 이득 값은 기존의 SD-MSR (Subband Decomposed Multi Scale Retinex) 기법^[8]과 마찬가지로 각 대역 별 이득 값을 정규화 된 대역 값과 주파수 영역에 따라 식 (2)~(4)와 같이 결정하였다.

$$G_N(x,y) = \left(\frac{1}{NR_N(x,y) + \epsilon_g} \right)^{1-\tilde{\sigma}_N} \quad (2)$$

$$NR_N(x,y) = \frac{|\overline{R_N}(x,y)|}{|\overline{R_N}|_{\max}} \quad (3)$$

$$\tilde{\sigma}_N = \frac{\sigma_N}{\sigma_{\max} + \epsilon_\sigma} \quad (4)$$

$NR_N(x,y)$ 는 대역 $\overline{R_N}(x,y)$ 의 절댓값을 $\overline{R_N}$ 의 절댓값 중에 가장 큰 값 $|\overline{R_N}|_{\max}$ 로 나누어 정규화한 값이다. $\epsilon_g, \epsilon_\sigma$ 는 0.1과 0으로 설정하였고, $\tilde{\sigma}_N$ 은 필터 탭을 결정하는 가우시안 주변 공간 상수 σ_N 을 정규화한 값이다. 식 (2)에 따르면 이득값 $G_N(x,y)$ 은 정규화된 대역 값에 반비례하도록 나타나고, 지수 $1-\tilde{\sigma}_N$ 에 의하여 저주파 영역보다 고주파 영역에 더 큰 이득 값을 준다. 기존의 식을 그대로 흉부 엑스레이 영상에 적용했을 경우, 고주파 성분이 밀집된 폐의 혈관이나 뼈의 테두리 부분의 선명도가 부자연스럽게 강조된다. 특히 혈관의 경우 의사의 진단에 영향을 줄 수 있기 때문에 문제가 될 수 있다. 따라서 우리는 고주파 성분을 보다 자연스럽게 강조하기 위해, 분리한 대역을 고주파 영역, 중간 영역, 저주파 영역으로 구분 짓고 가중치를 다르게 주었다. 저주파 영역에 가중치를 크게 주면 선명도 개선의 효과가 적기 때문에 중간 영역에 가중치를 주어 보다 자연스럽게 선명도를 개선하였다.

$$R^s = \left(\sum_{n=1}^4 \overline{R_n} \right) * \alpha_h + \left(\sum_{n=5}^7 \overline{R_n} \right) * \alpha_m + \left(\sum_{n=8}^{10} \overline{R_n} \right) * \alpha_l \quad (5)$$

주파수 대역의 개수 N을 10으로 나누고, \overline{R}_1 에서 \overline{R}_4 까지를 고주파 영역, \overline{R}_5 에서 \overline{R}_7 까지를 중간 영역, \overline{R}_8 에서 \overline{R}_{10} 까지를 저주파 영역으로 결정하였다. 주파수 대역을 10개 이상으로 나눌 경우 \overline{R}_{10} 이후의 대역은 모두 저주파 영역으로 결정한다. α_1 부터 α_4 까지는 고주파 영역에 대한 가중치로 α_h 값, α_5 부터 α_7 까지는 중간 영역에 대한 가중치 α_m , α_8 부터 α_{10} 까지는 저주파 영역에 대한 가중치 α_l 이다. 고주파 영역이 강조되면 영상이 부자연스러워지므로 α_h 값은 0.5 이하로 설정한다. 저주파 영역에 가중치를 크게 주면 선명도 개선의 효과가 적기 때문에, 중간 영역의 가중치인 α_m 를 1.5 이상으로 설정하여 보다 자연스럽게 선명도를 개선한다. 저주파 영역

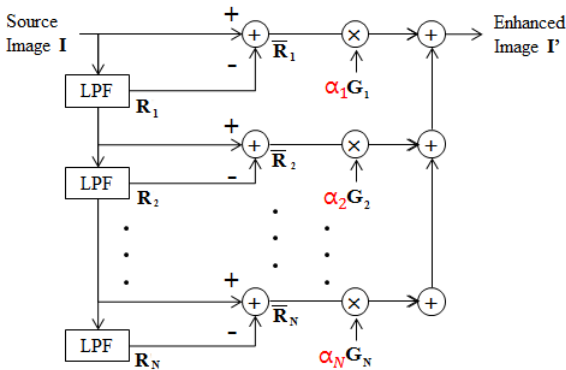


그림 5. 다중 대역 기반의 선명도 개선 블록도
Fig. 5. Block diagram of the multi-scale based detail enhancement.

에 대한 가중치 α_l 는 α_1 부터 α_{10} 까지의 합이 10이 되도록 α_h 값과 α_m 값에 영향을 받게 된다. 이러한 선명도 개선 과정을 통해 폐의 혈관 부분과 뼈의 결을 자연스럽게 개선하여 진단 시 병변 및 골절을 찾는 데 용이하도록 한다.

2.3. 영상 융합 기반의 대비 개선

기본적인 대비 개선 및 선명도 개선까지 수행한 영상은 정보가 좁은 영역에 몰려있던 원본 영상에 비해 화질이 개선되지만, 영상의 밝기가 고르지 못하고 중요한 폐 부분의 대비가 여전히 낮다. 따라서 마지막 단계로 영상의 전체적인 밝기 레벨을 적절하게 조절하고 대비를 효과적으로 개선하기 위하여 전역적 대비 개선 기법을 적용한 영상과 지역적 대비 개선 기법을 적용한 영상을 융합한다. 전역적 대비 개선 기법은 가중치 분포 (weighting distribution)와 감마 커브를 이용하여 영상에 따라 적응적인 변환 커브를 설계하는 AGCWD (Adaptive Gamma Correction with Weighting Distribution) 기법^[13]을 사용한다. 먼저 영상의 히스토그램을 식 (6)의 가중치 분포 식을 통해 급격한 변화를 보완한다.

$$pdf_w(l) = pdf_{max} \left(\frac{pdf(l) - pdf_{min}}{pdf_{max} - pdf_{min}} \right)^\beta \quad (6)$$

$pdf(l)$ 는 원래 히스토그램 값이고 pdf_{max} 와 pdf_{min} 은 각각 히스토그램의 최댓값과 최솟값, $pdf_w(l)$ 은 급격한 변화가 줄어들어 부드러워진 히스토그램이고 β 는 상수 값이다. 부드러워진 히스토그램 $pdf_w(l)$ 의 누적 히스토그램을 식 (7)과 같이 감마 커브에 적용시킨다.

$$cdf_w(l) = \sum_{l=0}^{l_{max}} pdf_w(l) / \sum pdf_w \quad (7)$$

$$\sum pdf_w = \sum_{l=0}^{l_{max}} pdf_w(l) \quad (8)$$

$$\gamma = 1 - cdf_w(l) \quad (9)$$

$$agc(l) = l_{max} \left(\frac{1}{l_{max}} \right)^\gamma \quad (10)$$

$cdf_w(l)$ 는 $pdf_w(l)$ 에 대한 누적 히스토그램이고 l_{max} 는

최대 밝기 값, $agc(l)$ 은 영상에 적합하게 설계된 변환 커브이다. 이 기법은 영상의 특성에 따른 변환 커브를 통해 전체적인 영상의 대비를 자연스럽게 개선할 수 있지만, 어두운 폐 부분과 밝은 뼈 부분을 모두 개선해야 하는 흉부 엑스레이 영상을 개선하는 데에는 한계가 있다.

지역적 대비 개선 기법은 영상을 블록 단위로 분할한 후, 각 블록 별 히스토그램을 계산하는 CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization) 기법^[14]을 사용한다. 이 때, 블록 별 히스토그램에서 대비 한계 문턱 값을 설정하여 대비 한계 문턱 값 이상의 개수를 갖는 영역을 나머지 영역으로 분배하여 특정 구간에 밝기가 몰리는 것을 방지하면서 영상의 대비를 개선시킨다. 이 기법은 블록 단위로 계산하기 때문에 대비 개선에 효과적이지만 흉부 엑스레이 영상에 적용했을 때 폐 내부와 피부에서 블록 경계가 부자연스러운 경향이 있다. 따라서 우리는 전역적 대비 개선 기법과 지역적 대비 개선 기법의 단점을 보완하기 위해 두 가지 기법의 결과 영상을 융합하는 기법을 제안한다.

흉부 엑스레이 영상의 경우 폐 부분의 혈관이 중요하기 때문에 폐 영역은 지역적 대비 개선이 우세하도록 융합하는 것이 좋고, 피부 부분은 혈관이 없고 비교적 평탄한 영역이기 때문에 전역적 대비 개선이 우세하도록 융합하는 것이 좋다. 이러한 특성을 반영하기 위해 흉부 엑스레이 영상의 주파수 대역의 특성을 이용하였다. 그림 6(b)는 그림 6(a)의 원본 영상에 대한 두 번째 고주파 대역에 절댓값을 취한 영상이다. 흉부 엑스레이 영상의 경우 고주파 성분이 주로 폐 영역에 밀집되어 있기 때문에 주로 폐 영역에서 높은 값을 가진다. 이 주파수 대역 영상에서 평균값보다 높은 값을 1, 낮은 값을 0으로 하여 2진화시킨 뒤, 주변 픽셀에서 1이 존재

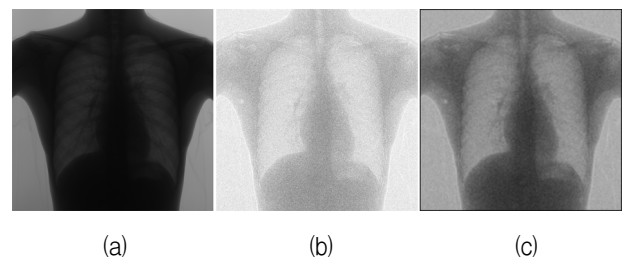


그림 6. (a) 원본 영상, (b) 두 번째 고주파 대역에 절댓값을 취한 영상, (c) 가중치 영상

Fig. 6. (a) Original image, (b) the second band taken by absolute value, (c) the weight map.

하는 비율 t 를 지역적 대비 개선에 대한 가중치로 사용하여 식 (11)과 같이 영상을 융합하였다.

$$I_f = I_1 * 0.2 + I_1 * t + I_2 * (0.8 - t) \quad (11)$$

$$t = \frac{0.8}{|w|} \sum_{i \in w} I_b(i) \quad (12)$$

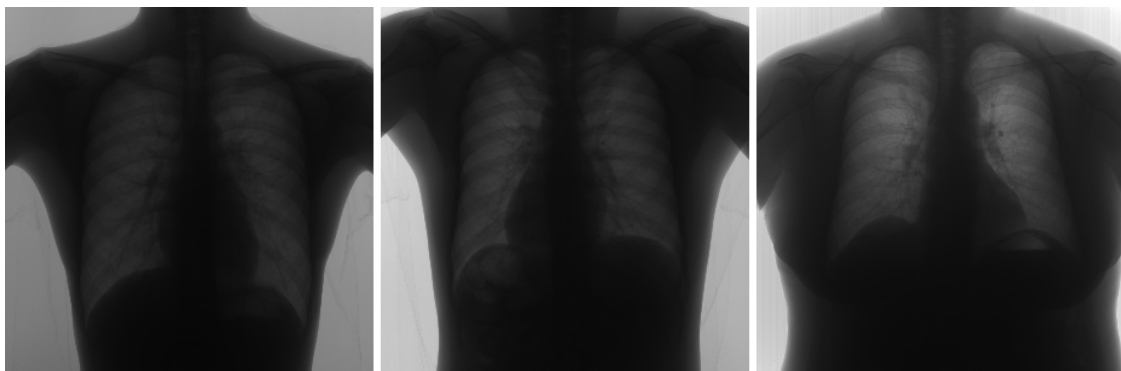
I_1 은 지역적 대비 개선 결과 영상, I_2 는 전역적 대비 개선 결과 영상, I_b 는 주파수 대역을 2진화 한 영상이고 I_f 은 융합 결과 영상이다. 원본 영상의 고주파 성분은 폐 부분에 밀집되어 있고 복부 부분에는 거의 없지만, 복부 부분의 대비도 어느 정도는 개선되어야 하기 때문에 영상 전체적으로 I_1 에 대해 0.2의 가중치를 기본적으로 적용하고 식 (12)의 가중치 t 에는 0.8을 곱한다. 가중치 t 는 그림 6(c)와 같이 나타난다. 이렇게 각각의 영역에 적절한 가중치를 통해 영상을 융합한 결과 모든 중요한 영역에 대해 대비가 효과적으로 개선되고, 전체적인 밝기 레벨이 적절하게 조절된 영상을 얻을 수 있다.

III. 실험 결과

제안하는 기법의 성능을 검증하기 위해 3052x3052 크기의 14비트 흉부 엑스레이 영상에 대하여 실험하였다. 주파수 대역은 9x9 크기의 저역통과필터를 이용하여 10개의 겹치지 않는 대역으로 나누었고, 1에서 4번째 대역을 고주파 영역, 5에서 7번째 대역을 중간 영역, 8에서 10번째 대역을 저주파 영역으로 정하였다. 영역별 가중치는 a 는 0.6, b 는 1.8, c 는 1.2로 설정하였고 관

심 영역과 배경 성분을 구분짓는 문턱값 θ 는 영상별로 6700, 8300, 11000으로 설정하였다. UM (Unsharp Masking) 기법은 MATLAB 내장함수 `imsharpen`을 사용하여 세기를 0.8로 설정하였다. 가중치 t 를 구할 때 윈도우 크기는 25x25로 설정하였다. CLAHE[14]는 책에 제시된 코드를 14비트용으로 바꾸어 블록 크기를 16x16으로, 대비 한계 값은 코드 상에서 2.8로 설정하였고, AGCWD[13]의 β 값은 0.8로 설정하였다. 또한 실험에 앞서 에지 부분을 보존하면서 잡음을 제거하는 LLSURE 기법을 전처리 과정으로 수행하였다^[19].

제안 기법의 선명도 개선 성능 평가를 위해 SD-MSR 기법 및 UM (Unsharp Masking) 기법과 비교하였다. 입력 영상은 초기 대비 개선까지 한 영상을 사용하였고, 시각적 편의를 위해 선명도 개선 이후에 영상을 반전하고 폐 부분을 잘라냈다. 그림 8(a)는 초기 대비 개선만 했기 때문에 폐 혈관이 제대로 드러나지 않는 상태이다. 그림 8(b)는 MATLAB을 이용하여 UM을 적용한 결과 영상이다. 간단하고 빠른 기법이지만 의료 영상에서는 크게 효과가 나타나지 않는 것을 확인할 수 있다. 그림 8(c)는 SDMSR 기법을 적용한 결과 영상이다. SDMSR은 고주파 대역일수록 이득 값이 크고, 따로 가중치를 주지 않기 때문에 고주파 대역이 크게 강조되어 폐를 둘러싼 뼈와 혈관이 부자연스러워진다. 그림 8(d)는 본 논문에서 제안하는 기법의 선명도 개선 결과 영상이다. 고주파 영역의 가중치를 적게 주고 중간 영역의 가중치를 크게 주기 때문에 원본 영상의 자연스러움을 유지하면서 뼈와 혈관의 선명도가 개선되는 것을 확인할 수 있다.



(a)

(b)

(c)

그림 7. 실험 영상들 (a) 실험 영상 1, (b) 실험 영상 2, (c) 실험 영상 3
Fig. 7. Test images (a) test image 1, (b) test image 2, (c) test image 3.

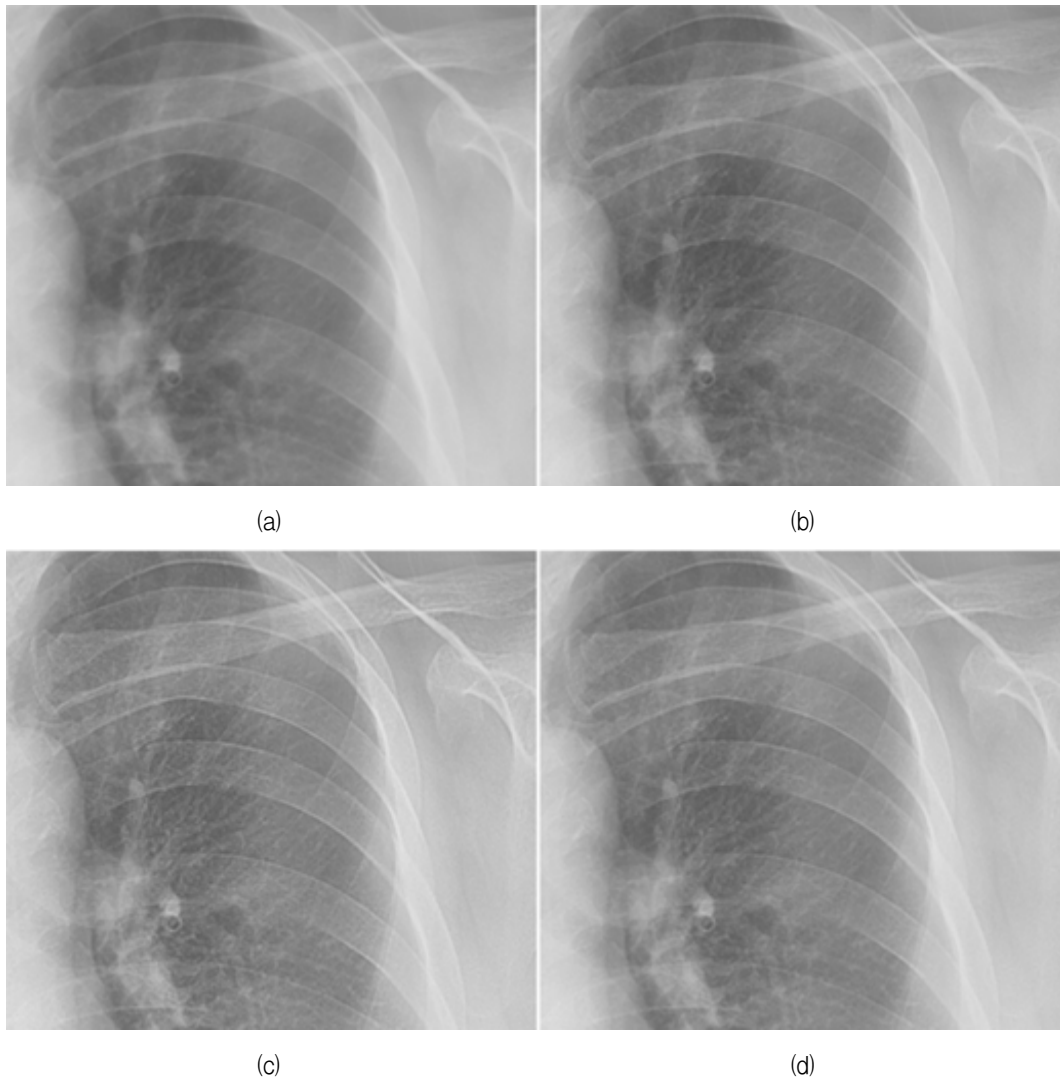


그림 8. 실험 영상 3에 대한 선명도 개선 결과(폐 부분) (a) 실험 영상 3, (b) UM 결과, (c) SD-MSR 결과, (d) 제안 기법 결과

Fig. 8. Contrast enhancement result for a cropped region in the test image 3 (a) test image 3, (b) UM, (c) SD-MSR, (d) the proposed method.

또한, 제안 기법의 대비 개선 성능 평가를 위해 CLAHE 기법 및 AGCWD 기법과 비교하였다. 입력 영상은 초기 대비 개선과 선명도 개선까지 한 영상을 반전하여 사용하였다. 그림 9(a)에서 보듯이 초기 대비 개선을 하더라도 원본 영상이 워낙 좁은 영역에 정보가 몰려있기 때문에 여전히 대비가 좋지 못하다. 그림 9(b)는 AGCWD 기법을 적용한 결과 영상을 보여준다. AGCWD 기법의 경우 입력 영상에 비해 전체적으로 영상이 밝고 자연스럽게 개선되었지만 여전히 폐 부분의 대비가 만족스럽지 못하고, 복부 부분은 오히려 대비가 나빠지는 경향을 보인다. 그림 9(c)는 CLAHE 기법을

적용한 결과 영상을 보여준다. CLAHE 기법의 경우 폐와 복부 모두 대비가 잘 개선되었으나 영상이 어둡고 블록간의 경계가 얼룩덜룩하게 나타난다. 또한 폐 부분이 지나치게 어두워지면서 영상이 전체적으로 부자연스러워진다. 그림 9(d)는 본 논문에서 제안하는 기법의 대비 개선 결과 영상이다. 제안하는 기법은 AGCWD 기법과 비교했을 때 폐의 혈관 부분과 척추 부분의 혈관, 복부 부분의 대비는 개선되면서 영상의 밝기와 자연스러움은 유지한다. 또한 CLAHE 기법과 비교했을 때 전체적으로 대비가 감소하지만 흉부 엑스레이 영상에서 중요한 폐 부분의 대비가 알맞게 유지되고 피부 부분이

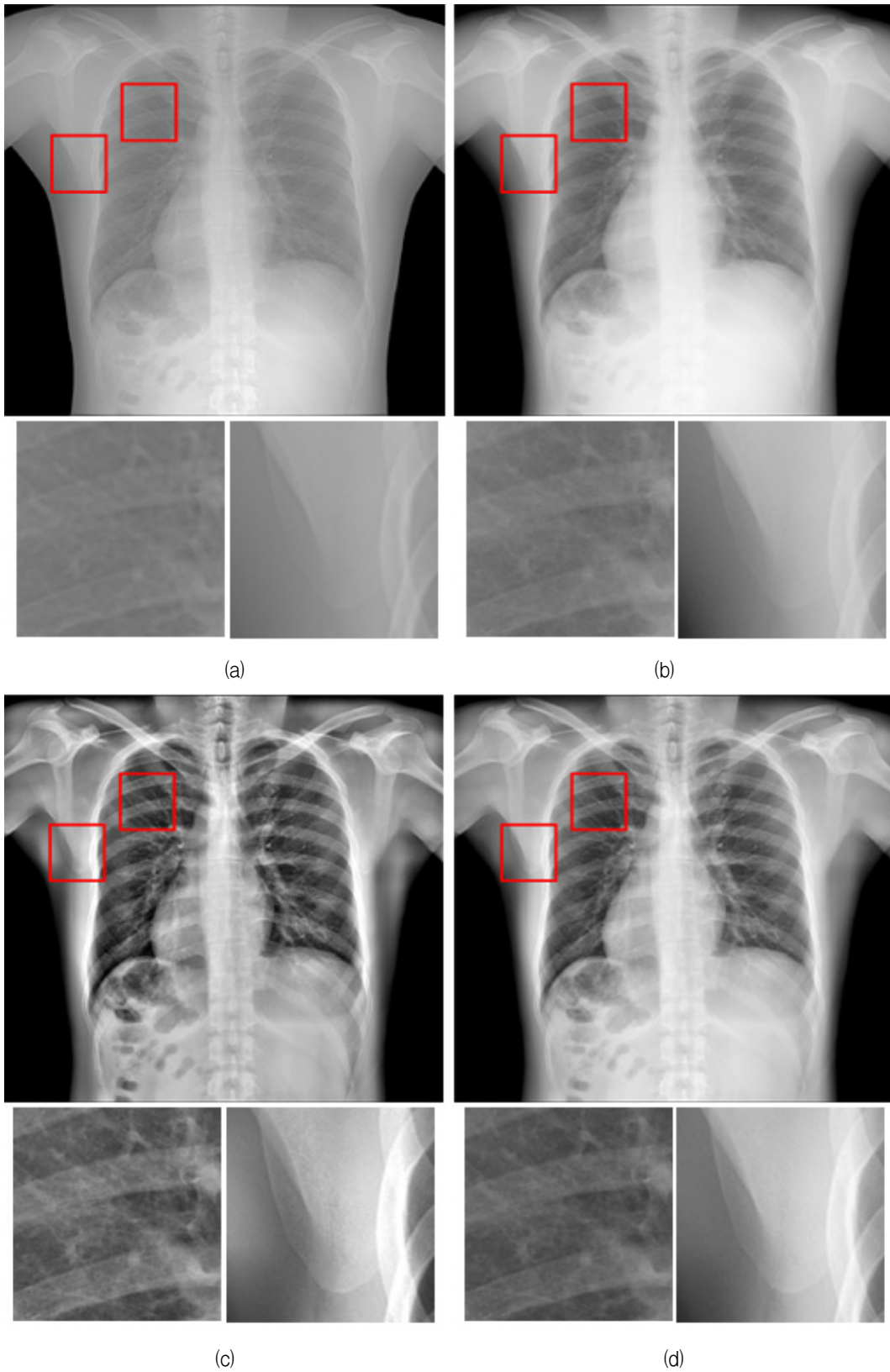


그림 9. 실험 영상 2에 대비 개선 결과 (a) 실험 영상 2, (b) AGCWD, (c) CLAHE, (d) 제안 기법
 Fig. 9. Contrast enhancement results for test image 2 (a) test image 2, (b) AGCWD, (c) CLAHE, (d) the proposed method.

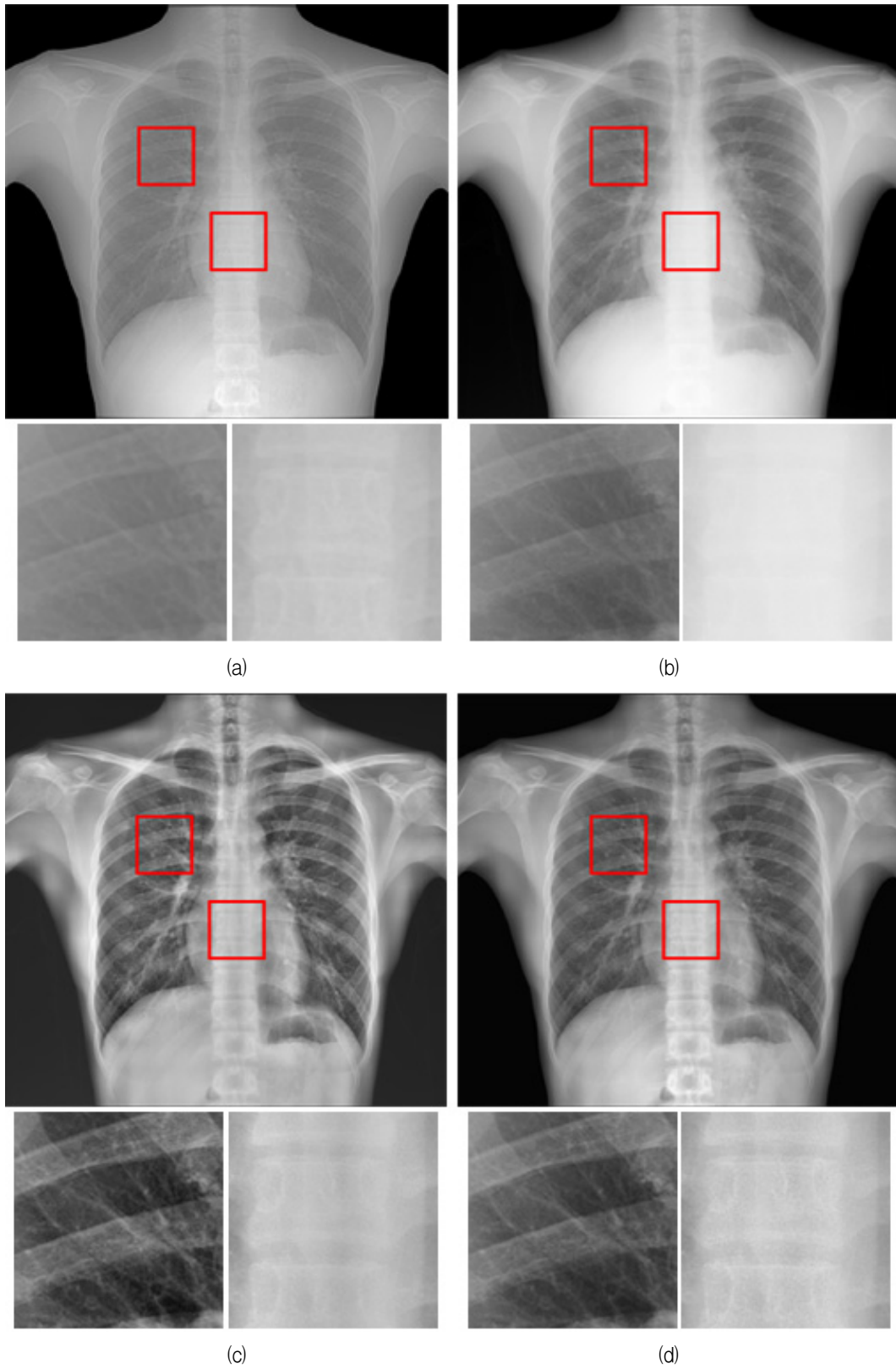


그림 10. 실험 영상 1에 대비 개선 결과 (a) 실험 영상 1, (b) AGCWD, (c) CLAHE, (d) 제안 기법
Fig. 10. Contrast enhancement results for test image 1 (a) test image 1, (b) AGCWD, (c) CLAHE, (d) the proposed method.

표 1. 여러 기법들에 대한 DE 및 포화도 비교

Table 1. Comparison of several algorithms in terms of DE and saturation.

		DE	saturation
Test image 1	Original	6.0884	-
	AGCWD	6.2928	0.0101
	CLAHE	6.4790	0.0001
	Proposed	6.5698	0.0001
Test image 2	Original	6.5004	-
	AGCWD	6.5973	0.0129
	CLAHE	6.8792	0
	Proposed	6.9307	0.0001

자연스러우며, 전체적으로 밝고 자연스럽다. 그림 10 또한 비슷한 경향을 나타낸다.

본 논문이 제안하는 기법의 화질 개선도를 정량적으로 평가하기 위하여 이산 엔트로피 (discrete entropy; 이하 DE)와 포화도 (saturation)를 이용한다 [17, 20]. DE는 디테일 성분이 많을수록 크게 나오고, 포화도는 원본 영상에 대한 포화도이기 때문에 DE가 크게 나오고 포화도는 작게 나오는 것이 더 대비 개선이 잘 된 영상이라고 할 수 있다. 표 1은 실험 영상에 대한 DE와 포화도 결과이다. DE의 수치는 제안 기법이 가장 높고, 포화도의 수치는 영상에 따라 CLAHE보다 높기도 하고 낮기도 하지만 대체로 낮은 수치이기 때문에 다른 기법들에 비해 개선이 잘 되었다고 할 수 있다.

IV. 결 론

본 논문은 대비와 선명도가 크게 떨어지는 원본 흉부 엑스레이 영상의 화질을 개선하기 위해 일차적으로 불필요한 배경 성분을 제거하고 관심 영역의 히스토그램을 확장하여 적절한 변환커브를 통해 기본적인 대비 개선을 수행하고, 영상을 여러 대역으로 분리한 후 주파수 영역 별 가중치를 조절하여 고주파 성분이 과도하게 부각되는 현상을 방지하였다. 또한 흉부 엑스레이 영상의 고주파 성분의 특성을 이용하여 전역적 대비 개선 기법의 결과 영상과 지역적 대비 개선 기법의 결과 영상을 적절하게 융합하여 전체적으로 영상을 자연스럽게 개선하는 알고리즘을 제안하였다.

REFERENCES

- [1] P. J. Burt and E. H. Adelson, "The Laplacian pyramid as a compact image code," IEEE Trans. Communications, vol. com-31, no. 4, pp. 532-540, April 1983.
- [2] E. H. Adelson, C. H. Anderson, J. R. Bergen, P. J. Burt, and J. M. Ogden, "Pyramid methods in image processing," RCA Engineer, vol. 29, no. 6, pp. 33-41, Nov/Dec. 1984.
- [3] S. Paris, S. W. Hasinoff, and J. Kautz, "Local Laplacian filters: edge-aware image processing with a Laplacian pyramid," ACM Trans. Graphics, 2011.
- [4] H. Demirel, C. Ozcinar, and G. Anbarjafari, "Satellite image contrast enhancement using discrete wavelet transform and singular value decomposition," IEEE Geoscience and Remote sensing, vol. 7, no. 2, pp. 333-337, April 2010.
- [5] J. L. Starck, F. Murtagh, E. J. Candès, and D. L. Donoho, "Gray and color image contrast enhancement by the curvelet transform," IEEE Trans. Image Processing, vol. 12, no. 6, pp. 706-717, June 2003.
- [6] L. Tao and V. K. Asari, "Modified luminance based MSR for fast and efficient image enhancement," in Proc. IEEE AIPR, 2003.
- [7] B. Sun, W. Chen, H. Li, W. Tao, and J. Li, "Modified luminance based adaptive MSR," in Proc. IEEE ICIG, 2007.
- [8] J. H. Jang, B. Choi, S. D. Kim, and J. B. Ra, "Sub-band decomposed multiscale retinex with space varying gain," Proc. IEEE Int. Conf. Image Process, pp. 3168-3171, 2008.
- [9] R. C. Gonzalez and R. E. Woods, Digital Image Processing, 2nd ed. Reading, MA: Addison-Wesley, 1992.
- [10] J. B. Zimmerman, S. M. Pizer, "Evaluation of the effectiveness of adaptive histogram equalization for contrast enhancement," Proc. 25th Fall Symposia - Imaging, 17-22, Nov. 1985, Soc. of Photographic Scientists and Engineers, pp. 189-190, 1985.
- [11] Y. T. Kim, "Contrast enhancement using brightness preserving bi-histogram equalization," IEEE Trans. Consumer Electron, vol. 41, no. 1, pp. 1-8, 1997.
- [12] H. Ibrahim and N. S. P. Kong, "Brightness preserving dynamic histogram equalization for image contrast enhancement," IEEE Trans.

Consumer Electron, vol. 53, no. 4, pp. 1752-1758, Nov. 2007.

- [13] Huang et al, "Efficient contrast enhancement using adaptive gamma correction with weighting distribution," IEEE Trans. Image Processing, vol. 22, no. 3, pp. 1032-1041, Mar. 2013.
- [14] K. Zuiderveld, "Contrast limited adaptive histogram equalization," in Graphics Gems IV, P. Heckbert, Ed. New York: Academic, 1994, ch. VIII.5, pp. 474 - 485.
- [15] J. Y. Kim, L. S. Kim, and S. H. Hwang, "An advanced contrast enhancement using partially overlapped sub-block histogram equalization," IEEE Trans. Circuits and Systems for Video Technology, vol. 11, no. 4, pp. 475-484, April 2011.
- [16] T. Mertens, J. Kautz, and F. V. Reeth, "Exposure fusion: a simple and practical alternative to high dynamic range photography," Comput. Graph Forum, vol. 28, no. 1, pp. 161-171, Mar. 2009.
- [17] A. Saleem, A. Beghdadi, and B. Boashash, "Image fusion-based contrast enhancement," EURASIP Journal on Image and Video Processing, May 2012.
- [18] J. W. Park, and B. C. Song, "Body and ROI segmentation algorithms for Chest X-ray images," submitted to Journal of the Institute of Electronics and Information Engineers, August 2015.
- [19] T. Qiu, A. Wang, N. Yu, and A. Song, "LLSURE: local linear SURE-based edge-preserving image filtering," IEEE Trans. Image Processing, vol. 22, no. 1, pp. 80-90, Jan. 2013.
- [20] S. S. Agaian, B. Silver, and K. A. Panetta, "Transform coefficient histogram-based image enhancement algorithms using contrast entropy," IEEE Trans. Image Processing, vol. 16, no. 3, pp. 741-758, Mar. 2007.

— 저 자 소 개 —



박 소 연(학생회원)
2014년 인하대학교 전자공학과
학사 졸업.
2014년~현재 인하대학교 전자
공학과 석사 과정.
<주관심분야 : 영상처리, 선명도
개선, 대비 개선>



송 병 철(평생회원)
1994년 한국과학기술원 전기 및
전자공학과 졸업 (학사).
1996년 한국과학기술원 전기 및
전자공학과 졸업 (석사).
2001년 한국과학기술원 전기 및
전자공학과 졸업
(공학박사).
2001년~2008년 삼성전자 디지털미디어연구소
책임연구원
2008년~현재 인하대학교 전자공학부 교수
<주관심분야: 영상 신호처리, 영상시스템/SoC>