

적응 알고리즘에 의한 흉부 방사선 영상의 국부 대조도 개선

이세현* · 조병길* · 이용천*** · 유선국** · 김남현** · 박상희*

= Abstract =

Local Contrast Enhancement of X-ray Chest Image using Adaptive Algorithm

S.H. Rhee*, B.G. Cho*, Y.C. Rhee***, S.K. Yoo**

N.H. Kim**, S.H. Park*

Because the amount of radiation emerging from the thorax behind the lungs is often literally thousands of times that exiting behind the mediastinum, the dynamic range of X-ray chest image is very large. In order to solve the dynamic range problem, we propose a signal adaptive algorithm which enhances the local contrast and contracts the enhancement of quantum noise by local mean/variance estimator.

1. 서 론

의공학분야에 대한 디지털 영상처리의 적용은 방사선 진단장치(X-ray Radiography) 뿐만 아니라, CT, NMR, DSA 등에 많은 발전을 가져왔다. 특히 의료용 영상중 흉부 방사선 영상이 많은 비중을 차지하기 때문에, 다양한 디지털 처리기법을 적용하여 진단의 효과와 정확도를 향상시키는 연구가 활발히 진행되고 있다.

실제로 흉부 방사선 영상처리의 중요한 문제점은 종격(mediastinum)을 투과한 X-선과 폐를 투과한 X-선 사이의 넓은 동적범위(dynamic range)인데, 인간의 흉부가 지닌 복잡한 구조때문에 널리 소개된 히스토그램 평활법(histogram equalization), 호모몰픽(homomorphic) 필터링등의 일괄적인 처리방법은 큰 효과를 보지

못하였다.

따라서 흉부 방사선 영상을 개선시키는데는 다음 사항을 고려해야 한다. 종격과 subdiaphragm에서의 구조들은 개별적으로 개선되어야 하며, 폐에서의 처리는 최소화하여야 한다. 처리된 영상에서 종격과 폐사이 부분의 정보는 손실이 없어야 한다. Subdiaphragm 지역으로부터 발산되는 X-선에는 양자잡음(quantum noise)이 존재하기 때문에 이 지역에서의 SNR(signal to noise ratio)은 아주 작다. 따라서 전체 알고리즘은 잡음의 개선을 제한하여야 한다.

본 연구에서는 Peli와 Lim이 제안한 국부평균을 이용한 국부 대조도의 개선법을 흉부 영상에 도입하여, 양자잡음의 개선을 억제하면서 종격의 정보를 개선하는 알고리즘을 제시함으로써 임상적용에의 가능성을 검토하고자 한다.

2. 흉부 방사선 영상의 특성고찰

일반적인 흉부방사선 영상의 구조는 전체의 50% 이상 이 폐부위로서, 이 지역에는 복잡한 결합을 한 늑골, 작

<접수 : 1988년 5월 20일>

연세대학교 전기공학과*, 의용공학과**

Yonsei Univ. Electrical Eng.*, Medical Eng.**

한국전기통신공사 연수원***

KTA***

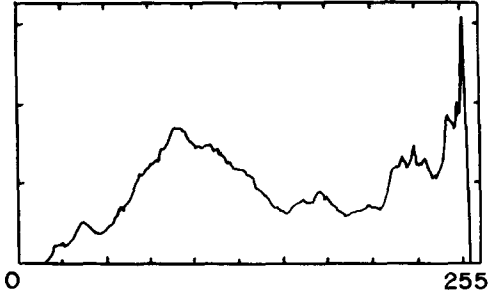


그림 1 일반적인 흉부 영상의 히스토그램

은 폐혈관들, 폐조직들이 존재한다. 반면 종격은 상대적으로 특징이 없는 지역으로 척추와 심장이 있으며, 횡경막 하부는 폐조직과 혈관을 포함하는 부분이지만 2차원 영상에서는 낮은 대조도 때문에 간과되어진다.

일반적인 흉부 영상의 히스토그램은 그림 1과 같이 표현되는데, 두개 이상의 첨두값과 그 사이에 첨저값을 갖는 형태가 됨을 알 수 있다. 폐부위에서는 화소(pixel)에 대한 휘도(gray level)가 상대적으로 낮으며 히스토그램이 완만하고 넓게 분포하고 있음을 알 수 있다.

이러한 특성 및 조건으로 미루어 흉부 영상의 디지털 처리 범위는 종격과 횡경막 하부에서의 구조들은 개별적으로 개선되어야 하며, 종격과 폐사이의 정보는 손실이 없어야 하며, 또한 잡음을 제거하여 영상의 SNR을 높여야 한다.

3. 흉부 영상의 국부 대조도의 개선

3-1 동적 영역 축소를 위한 알고리즘의 고찰

일반적으로 동적 영역을 축소하는 방법으로 호모몰픽 필터(homomorphic filter)와 국부 평균을 이용하여 국부대조도를 조종하는 적응필터를 들 수 있다. Peli와 Lim은 국부 평균을 이용하여 국부 대조도를 확장함으로써 동적 영역을 축소하는 적응필터를 제시하였는데, 그림 2는 전체 알고리즘의 블록선도이다.

원래의 영상 $f(n1, n2)$ 는 저역통과 필터에 의한 $f_L(n1, n2)$

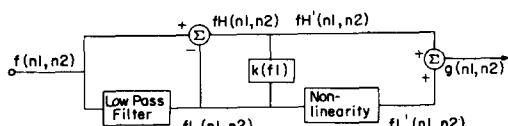


그림 2 Peli와 Lim의 적응 필터의 블록선도

$1, n2)$ 와 $fh(n1, n2)$ 로 나누어지며, 국부 대조도를 의미하는 $fh'(n1, n2)$ 는 $fh(n1, n2)$ 를 기준으로 한 수정함수(modification function) $k(f1)$ 에 의해 변형된다.

$$fh'(n1, n2) = k(f1) \times fh(n1, n2) \quad (3-1)$$

그러므로

$$g(n1, n2) = f_L'(n1, n2) + fh'(n1, n2) \quad (3-2)$$

로 표현되며, 축소된 동적 영역에서 국부 대조도를 조정하는 결과를 얻을 수 있다.

3-2 임계값의 결정

흉부 방사선 영상의 히스토그램은 이중으로 분리되는 형태를 가지고 있으므로 $k(f1)$ 함수의 특성 결정은 Otsu가 제시한 임계값 선택 알고리즘을 도입하여 해결할 수 있다.

Otsu는 집단 분리도(class separability) 측정법을 도입한 집단간 분산값(between class variance)이 최대인 점을 임계값으로 선택하는 방법을 제안하였다.

주어진 영상의 화소를 L 개의 휘도로 분포되어 있다고 가정하면 집단간 분산 $\sigma_B^2(k)$ 가 최대인 점을 찾으면 된다.

$$\sigma_B^2(k) = \frac{[\mu_T w(k) - \mu(k)]^2}{w(k)[1 - w(k)]} \quad (3-3)$$

$\mu(k)$: 집단의 평균 휘도

$w(k)$: k 번째 레벨의 0차 누적 모멘트

결국 최적의 임계값 k 는

$$\sigma_B^2(k^*) = \max_{1 \leq k \leq L} \sigma_B^2(k) \quad (3-4)$$

3-3 적응 평균화 필터

본 연구에서는 경계부분의 정보를 비교적 덜 둔화시키고 평탄한 형태부분에서의 상대적인 신호대 잡음비를 크게 하는 적응평균화 필터를 제시하였는데 그 블록선도는 그림 3과 같다.

잡음이 신호와 독립적인 경우 평균화 필터에서의 SNR은 window 크기에 비례한다. 영상데이터는 식 3-5의 평균/분산 추정자(mean/variance estimator)에 의해 경

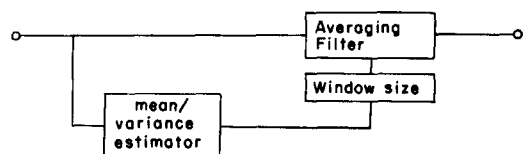


그림 3 적응 평균화 필터의 블록선도

제를 보존하면서 랜덤 잡음을 제거하는 평균화 필터를 거치게 된다.

$$bg = \frac{\bar{x}^2}{Vx} \text{ for total data} \quad (3-5)$$

$$bg > b_l \text{ 이면 } M \rightarrow M - 1 \geq M_{\min}$$

$$bg < b_l \text{ 이면 } M \rightarrow M + 1 \leq M_{\max}$$

$$b_l = \frac{\bar{x}'^2}{Vx'} \text{ for local data}$$

3-4 흉부 방사선 영상의 국부 대조도 개선을 위한 적응 알고리즘

그림 4는 흉부 방사선 영상의 국부 대조도 개선을 위한 적응 알고리즘을 나타낸 것으로, 영상 데이터는 평균/분산 추정자에 의해 경계를 보존하면서 양자 잡음을 제거하는 평균화 필터를 통과하게 된다.

한편, 저역 통과 필터링된 $Xl(i, j)$ 와 고주파 성분의 $Xh(i, j)$ 는 Otsu의 임계값 선택 방법에 의해 폐와 종격 부분이 구분되어, 여기서 결정된 비선형 함수 1, 2에 의해 국부 대조도를 개선하며 동적 영역을 축소하게 된다.

여기서, 출력 $Y(i, j)$ 는 비선형 함수를 통과한 $Xl'(i, j)$ 와 $Xh'(i, j)$ 의 합으로 표현되며 최적의 임계값 k 를 기준으로 한 일반적인 비선형 함수의 특성은 그림 5와 같다.

4. 실험 및 결과의 분석

4-1 실험장치의 구성

그림 6은 본 연구에서 사용한 영상처리 시스템을 나타내고 있으며, 영상의 재구성은 고해상도 아날로그 R.G.B 모니터를 통해서 수행하였다.

4-2 결과의 분석

이상의 알고리즘을 흉부 영상에 적용한 결과를 그림 7에 나타내었다.

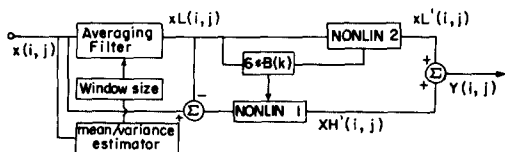


그림 4 흉부 방사선 영상의 개선을 위한 적응 알고리즘

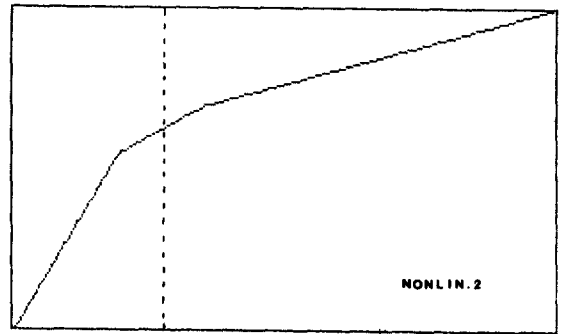
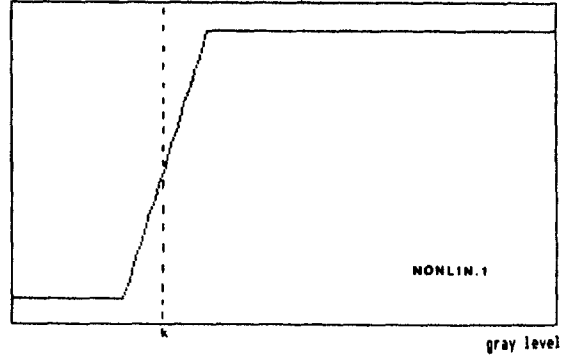


그림 5 임계값을 기준으로 구성된 비선형 함수의 특성곡선

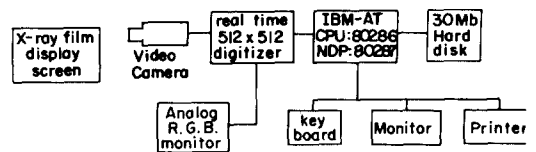


그림 6 영상처리 시스템

본 연구에서 제시한 알고리즘을 적용하였을 때 그림 8의 (a)를 고찰하면, 흉부 방사선 영상의 히스토그램은 폐부위와 종격부위에서 각각의 첨두치를 가지며 첨두치를 기준으로 이중으로 분리되는 형태를 나타내고 있음을 알 수 있다. 따라서 집단간 분산값을 구하면 (b)와 같이 나타낼 수 있는데, 실험에 사용한 영상에서의 최적의 임계값은 집단간 분산값이 최대점을 갖는 80으로 구하여진다.

그림 9는 Peli와 Lim의 적응필터가 갖는 문제점인 횡경막 하부에서의 잡음의 강화를 400번째 주사선을 일차원적으로 도시함으로써 나타낸 것인데, 이를 통하여 Peli

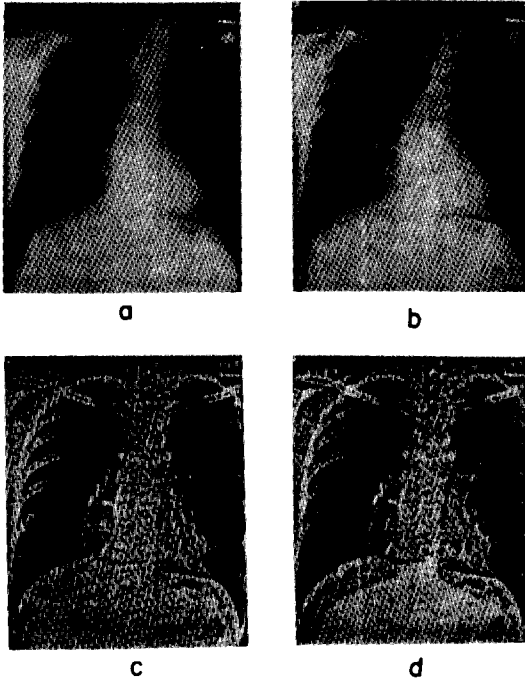


그림 7 원래의 영상과 처리된 영상
 (a) 원래의 영상 (b) 호모몰픽 필터링된 영상
 (c) Peli와 Lim의 적응 필터에 의해 처리된 영상
 (d) 제시된 알고리즘에 의한 결과

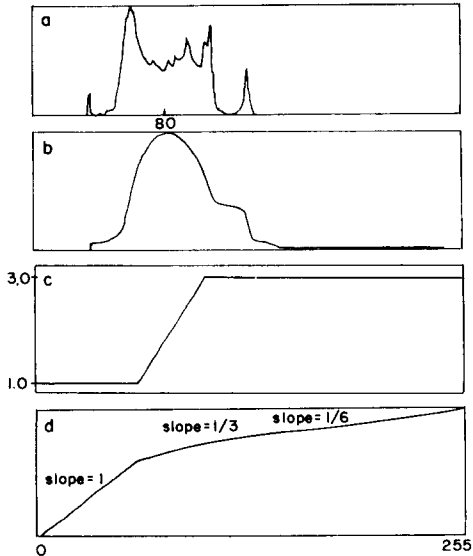


그림 8 (a) 평균화 필터링된 영상의 히스토그램
 (b) 집단간 분산값
 (c) 국부 대조도를 증가시키는 비선형 함수
 (d) 동적 영역을 축소하는 비선형 함수

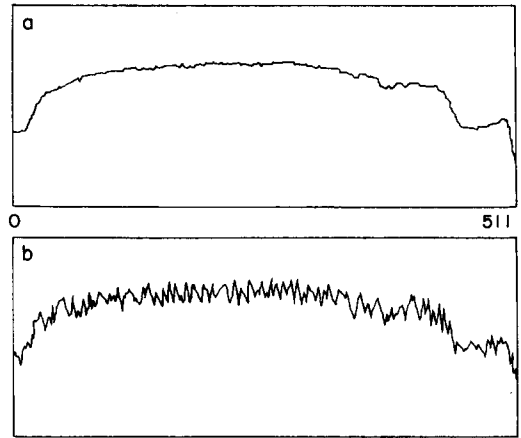


그림 9 (a) 원래 영상의 400번째 주사선
 (b) Peli와 Lim의 적응필터에 의해 처리된 영상의 400번째 주사선



그림 10 원래 영상의 3차원적 구성

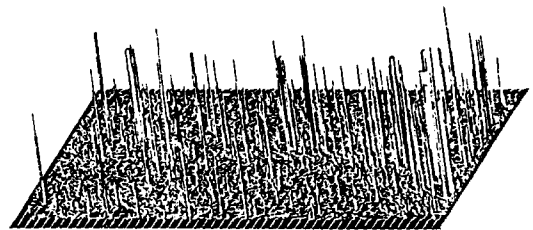


그림 11 평균/분산 추정자의 변화

와 Lim의 적응필터는 잡음이 섞인 영상에 대해서는 그 효율이 떨어짐을 알 수 있다.

그림 10은 원래영상을 3차원적으로 표현한 것이며, 그림 11은 평균/분산 추정자의 변화를 그림 10의 형태에 맞추어 도시한 것으로 횡경막 하부에서 대체로 큰 값을 갖고 있음을 알 수 있다.

표 1은 본 연구에서 제시한 알고리즘과 Peli와 Lim의 적응필터의 성능을 비교 분석한 것으로, Peli와 Lim의 적응필터에 의한 결과는 본 연구에서 제시한 알고리즘에 의한 결과보다 횡경막 하부에서 큰 표준 편차를 갖고 있음을 알 수 있다. 따라서 원래의 영상을 기준으로 신호 대 잡음비를 추정하면 본 연구에서 제시한 알고리즘이 더 큰 값을 갖게 된다.

한편, 평균 창함수의 크기를 비교하면 본 연구에서 제시된 알고리즘에 의한 결과가 Peli와 Lim의 적응필터에 의한 결과보다 작은 값을 갖고 있음을 알 수 있다. 따라서 본 연구에서 제시된 알고리즘은 Peli와 Lim의 적응필터보다 경계에 대한 정보를 더욱 효과적으로 보존하게 된다.

표 1 본 연구에서 제시된 알고리즘과 Peli와 Lim의 적응필터의 성능 비교

	원래의 영상	Peli와 Lim의 적응필터에 의한 결과	본 연구에서 제시된 알고리즘에 의한 결과
횡경막 하부에서의 국부 평균	203.1	179.4	198.7
횡경막 하부에서의 국부 표준 편차	4.6	31.3	8.1
전체 영상에 대한 평균화 창함수의 크기		7×7	(평균) 6.4×6.4
처리 시간		150 sec	230 sec

5. 결 론

본 연구에서는 흉부 방사선 영상이 갖는 특성을 고찰하였으며, 512×512 8 bit로 흉부 영상에 국부 대조도를

개선하는 적응 알고리즘을 적용하여 다음과 같은 결과를 얻을 수 있었다.

- 1) 흉부 방사선 영상은 bimodal하며 폐부분의 히스토그램은 넓게 분포되어 있는 반면 종격의 히스토그램은 좁게 분포되어 있다.
- 2) Peli와 Lim의 알고리즘을 적용하였을 때, 종격의 정보를 훌륭히 개선할 수 있었지만 잡음의 영향을 고려하지 않았기 때문에 결국 잡음이 강화되었다.
- 3) 국부 평균과 분산으로 평균화 필터의 window 크기를 조정하여 잡음의 강화를 억제하고 경계를 강화할 수 있었다.
- 4) 국부 평균과 분산을 이용한 적응 알고리즘을 적용함으로써 폐부위의 정보를 손상시키지 않고 종격부위의 대조도를 향상시킬 수 있다.

참 고 문 헌

- 1) Tamar peli, Jae S. Lim, "Adaptive filtering for image enhancement", *Opt. Eng.*, Vol. 21, pp. 108-112, 1982.
- 2) Nobuyuki Otsu, "A threshold selection method from graylevel histograms", *IEEE trans. on System, Man, and Cyb.*, Vol. SMC-9, No. 1, pp. 62-66, 1979.
- 3) G.A. Johnson, C.E. Ravin, "A survey of digital chest radiography", *Radiologic C-linics of North America*, Vol. 21, No. 4, pp. 655-665, 1983.
- 4) R. Berstein, "Contrast enhancement of noisy image by signal adptive two-dimensional filtering", *digital signal processing 84*, pp. 519-523, 1984.
- 5) H.P. Mc Adams, G.A. Johson, S.A. Suddarth, "Histogram directed processing of digital chest image", *investigative radiology Vol. 21*, 1986.