

Application of Wiener filter to Chest CR images

Seokyoon Choi

Department of Radiological Science, Catholic University of Pusan

Received: August 23, 2018. Revised: August 28, 2018. Accepted: August 31, 2018

ABSTRACT

Chest examinations and mass chest examinations using the CR(computed radiography) System are frequently used clinically. a factor that degrades image quality in the acquisition process is the use of unused IPs long times. this paper addresses the estimation of winer filter and improved wiener filter to restoration of Chest CR images Experimental results show that the proposed method can reduce noise. in low noise variation image wiener method was excellent than improved method and the result was the opposite at high noise varience. the application of algorithms to chest CR images effectively eliminates noise. the classic Wiener filter was better than the improved method. Multiple patients examined during the process without any erase IP(image plate) process, The proposed algorithm determines that the images can be restored to a good quality and will help to read the images.

Keywords: CR, IP, noise, PSNR.

I. INTRODUCTION

CR(computed radiography)시스템은 필름-증감지 시스템을 사용하여 검사한 후 X선 영상 정보가 축적된 IP에 레이저빔을 주사하여 영상 정보를 획득할 수 있는 영상 출력시스템이다. 이 과정에서 변환된 디지털 의료영상은 일정 화소(pixel)에 형광물질이 도포된 영상판(imaging plate. 이하 IP)을 사용 조직에 의해 흡수된 평균 방사선량에 상응하는 픽셀 값을 영상으로 출력한다.^[2]

CR시스템을 이용한 흉부검사 및 집단 흉부검사는 임상에서 자주 이용되고 있다. 임상에서 흉부영상의 진단적 가치는 매우 크고 진단정보는 광범위하게 이용되고 있다. CR을 이용한 흉부영상 획득과정에서 영상의 품질을 저하시키는 요인은 노후된 IP 사용과 장시간 방치된 IP를 IP판독기로 잠상소거를 하지 않고 사용할 때이고, 이때 노이즈가 발생한다.

DR(digital radiography)에 비해 CR을 이용한 검사에서는 화질관리에 신경을 써야한다. 임상에서는

장시간동안 사용하지 않은 IP를 사용하는 경우가 있다. 동일한 IP를 반복해 사용할 때 신뢰성 있는 영상의 획득을 위해 잠상소거 과정은 매우 중요하다. 대량의 환자 검사 시 불량 IP를 점검하면서 검사를 진행하기가 어려운 부분이 있다.^[2,4]

본 연구에서 화질의 복원을 위해서 직접적 계산 방법인 Wiener method^[5]와 개선된 Wiener method^[6]를 제안한다. 원 영상에서 잡음과 신호 성분이 얼마나 존재하는지를 결정하는 매개변수를 가지고 있고, 확률적인 방법에 기초해서 복원을 하는 방법이다.^[1,2] Yu^[1]와 Lim^[2]의 연구에서는 위너 필터의 효과에 대해서 연구하였으나 흉부 CR image 환경에 대한 구체적 비교실험과 사용가능여부에 대한 연구는 부족하였다.

집단흉부검사에서 오래된 IP를 사용한 검사에서 재검사가 필요한 경우에서 재검사가 어려울 경우 다수의 영상에 대해 화질 복원을 원할 경우, 본 연구에서 제안하는 방법을 통해서 영상복원의 성능을 평가하고자 한다.

II. MATERIALS AND METHODS

1. X-Ray System and Chest phantom

본 연구에서는 텅스텐 소재의 타깃으로 구성된 X선 발생기(REX-525RX, Listem, South Korea)를 사용하였고, CR 방식으로 영상획득을 하였다. 고식적 카세트 대신 IP(MD40 IP (10x12), Agfa, Belgium)를 사용하여 영상정보를 기록하고 CR 판독기(CR30-X CR System, Agfa, Belgium)를 통해서 영상을 획득하였다. 실험대상은 흉부팬텀(RS 310 lung/chest phantom, Fluke Biomedical, USA) 을 사용하였다. 사용된 흉부팬텀은 방사선영상시스템의 화질을 정량적으로 평가하는데 이용되고 구조는 인체조직과 거의 유사하다.

2. RESTORATION ALGORITHM

2.1 최소자승에러법 필터

잡상소거횡수에 따라 영상을 획득하였다. 주파스 영역 필터는 영상에 관한 푸리에 변환을 사용하여 작용하며, 영상에 관한 공간적 주파수에 관한 정보로 표현한다. 여기서 푸리에 변환은 훼손영상, 훼손함수, 잡음모델 정보를 입력한다. 왜곡영상은 왜곡함수수와 원영상의 곱에다 노이즈가 더해진 구조로 되어있다. 원영상을 찾기 위해서는 식 2의 반전 푸리에 변환을 가져야 한다.^[2,6]

$$D(u,v) = H(u,v)I(u,v) + N(u,v) \quad (1)$$

$$F^{-1}[I(u,v)] = F^{-1}[R_w(u,v)D(u,v)] \quad (2)$$

식 3에 의해서 위너필터가 계산되어 최종복원영상을 돕는다.

푸리에 변환에서 블러된 영상은 원영상과 $H(u,v)$ 를 곱한 것이며, 블러된 영상의 위상은 원영상과 $H(u,v)$ 의 위상들의 합이다. 원래 영상을 복원하기 위해서 $D(u,v)$ 는 $H^*(u,v)$ 과 곱해진다. 복원영상

의 위상이 원영상의 위상과 일치하고 영상복원의 위상변화는 없으며, 복원영상이 손상되지 않는다. 잡음이 증가할수록 분모가 증가한다. 따라서 $R_w(u,v)$ 의 값은 감소하게 된다, 잡음이 증가할수록 필터의 값은 감소한다.^[1-2]

$$R_w(u,v) = \frac{H^*(u,v)}{|H^*(u,v)|^2 + \left[\frac{S_n(u,v)}{S_l(u,v)} \right]} \quad (3)$$

$H^*(u,v)$: $H(u,v)$ 의 복소공액

$S_n(u,v) = |N(u,v)|^2$: 잡음의 파워스펙트럼

$S_l(u,v) = |I(u,v)|^2$: 입력영상의 파워스펙트럼

2.2 개선된 최소자승에러법 필터

개선된 필터와 복원된 영상을 다음과 같이 표현한다.

$$\begin{aligned} H(\omega_1, \omega_2) &= \frac{P_f(\omega_1, \omega_2)}{P_f(\omega_1, \omega_2) + P_n(\omega_1, \omega_2)} \\ &= \frac{\sigma_f^2}{\sigma_f^2 + \sigma_n^2} \end{aligned} \quad (4)$$

$$F_w(x,y) = m + H(\omega_1, \omega_2)[G(x,y) - m] \quad (5)$$

이때 σ_f^2 는 복원 영상의 국부 영역에 대한 분산이며, σ_n^2 는 입력영상에 포함된 노이즈에 대한 분산이다. 복원영상 $F_w(x,y)$ 은 식 5와 같다. 이때 m 은 복원영상의 국부 영역에 대한 평균이고, $G(x,y)$ 는 입력영상을 가리킨다.^[1,5] 복원영상의 분산은 알 수 없기 때문에 입력영상의 모든 국부 영역에 대한 분산의 평균으로 추정한다.

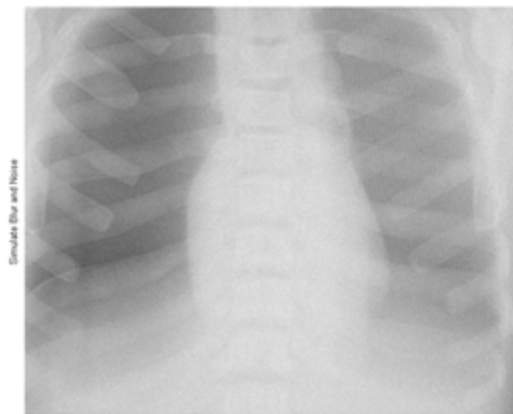
3. MIXED NOISE ANALYSIS (PSNR, MSE, SNR)

두 영상간의 정보를 이용하여 최대 신호 대 잡음비 PSNR(peak signal to noise ratio)은 화질 측정 시 사용되는 객관적인 측정방법이다. 영상간의 차이를 데시벨로 측정하고 Pixel의 1 byte최댓값 0-255값 중 최댓값인 255에 의미를 표현한다. 원본영상과 압축방법을 화질손실 차이 비교 시 이용되기도 한

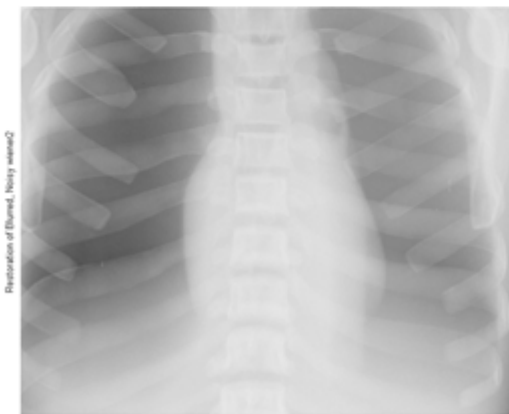
다. MSE (mean square error)는 두 영상 간 차이의 누적정보를 나타내고 작은 값일수록 차이가 없다.^[4] 신호와 잡음비 SNR (signal to noise ratio)에 대한 계산을 두 영상을 이용하여 계산한다.

$$PSNR = 10 \times \log((\text{size})^2 / MSE)$$

$$MSE = \frac{1}{MN} \sum_{m=1}^m \sum_{n=1}^n (|u(m,n) - v(m,n)|^2) \quad (6)$$



(a) Noise variance 0.0001



(b) Improved wiener filter

Fig. 1. Denoising from image plate.

III. RESULT AND REVIEW

보관기간이 오래된 IP를 잠상소거 없이 사용하면 영상판독에 지장을 주는 잡음(noise)이 대량 발생한다. 본 연구에서는 잡음이 발생한 IP에 제안한 이론을 적용하여 복원(denoising)정도를 분석하고자 하였다.

실제 열화가 발생한 IP의 영상에 대해서 실험하기 이전에 여러 단계의 잡음조건을 만들고 복원을 시

도하였다. 다음 실제의 열화가 발생된 IP에 대해서 영상의 복원 정도를 관찰하였다. 가상의 열화조건을 위해서 가우지안 노이즈(gaussian noise)를 만들어서 영상에 적용하였다. 가우지안 노이즈의 평균(mean)은 0, 변동(variance)은 0.1×10^{-4} 에서 0.1×10^{-1} 까지 적용하였다. Table 1에서 Table 3과 같이 제안한 알고리즘의 효과를 평가하기 위하여 잡음을 부가하였고 영상복원정도를 평가하기 위해서 PSNR, MSE, SNR의 지표를 분석하였다. 낮은 잡음 variance 분포에서는 잡음영상과 복원 알고리즘간 화질의 결과가 유사하게 나타났고, variance 기준 결과에 차이가 있었다.

Table 1에서 제안한 필터A와 필터B에서 노이즈가 증가할수록 PSNR은 증가하였다. 필터B에서 variance 이후 필터A보다 PSNR값이 크게 나타나 잡음이 심해질수록 필터의 효과가 더 있는 것으로 나타났다. 잡음 변동 에서는 필터 A(97.12 dB)가 필터 B (87.57dB, 87.34dB)보다 크게 계산되었다. Table 2의 MSE 분석에서 노이즈변동 이하에서 필터A와 필터 B(3×3)는 유사한 값을 보이고 필터A에서 크게 증가하였다. 필터B(3×3)는 필터B(7×7) 보다 작게 나타났다. Table 3에서 SNR 분석에서 필터A(46.03dB)가 노이즈변동 에서 가장 좋게 나타났다. 이후 필터B(33.25dB)가 크게 나타났고 윈도우 (35.45dB)에서 더 크게 나타났다.

보관기간이 오래된 IP를 잠상소거 없이 사용하면 영상판독에 지장을 주는 잡음현상이 대량 발생한다. 특히 3일 이상 지난 IP 대해서 CR에서 사용되는 IP의 특성은 잡음 소거 주기 및 보관 상태에 따라서 영상의 화질에 영향을 준다. 사용 전 반드시 CR판독기에 넣어서 잠상소거를 해야하며, 보관기간이 오래된 IP일수록 주의해야한다. 잘못된 사용은 영상판독에 영향을 준다.^[2,4]

노이즈변동이 작은 문제에서는 필터A가 복원 성능이 좋다. 노이즈 변동이 증가시 필터 B가 성능이 좋았으며, 윈도우 크기 7×7에서 더 좋게 나타났다. 3일 이상 사용하지 않은 IP의 잡음제거를 위하여 제안한 알고리즘을 적용한 결과 필터A에서 가장 좋은 효과가 나타났다. 본 연구에서는 다양한 시간 변화에 대한 잠상영상을 획득하지 않았고 노이즈

변동의 적용 범위가 한정적이었다. 향후 다양한 변수가 고려되어야 한다.

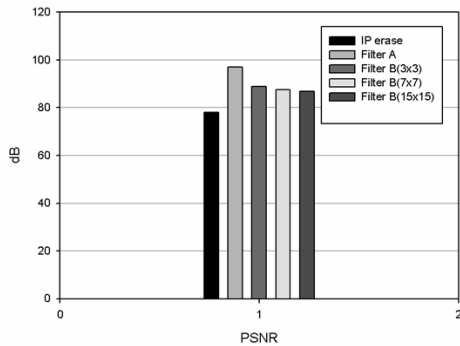


Fig. 2. Restoration of noisy image (PSNR).

Table 1. Restoration of noisy image (PSNR) [Unit : dB]

Noise variance	Filter A	Filter B (3x3)	Filter B (7x7)
0.1×10^{-4}	97.12	87.57	87.34
0.1×10^{-3}	86.79	87.30	87.26
0.1×10^{-2}	74.64	84.34	86.54
0.1×10^{-1}	60.30	75.68	81.59

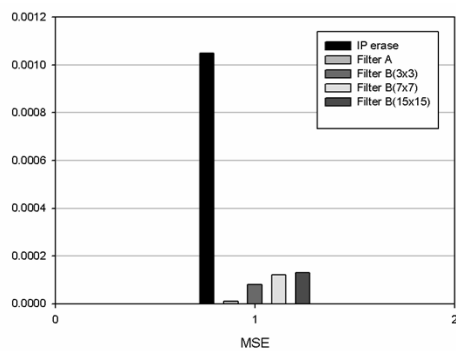


Fig. 3. Restoration of noisy image (MSE).

Table 2. Restoration of noisy image (MSE)

Noise variance	Filter A	Filter B (3x3)	Filter B (7x7)
0.1×10^{-4}	0.01	0.11	0.12
0.1×10^{-3}	0.14	0.12	0.12
0.1×10^{-2}	0.25	0.24	0.15
0.1×10^{-1}	6.09	1.77	0.45

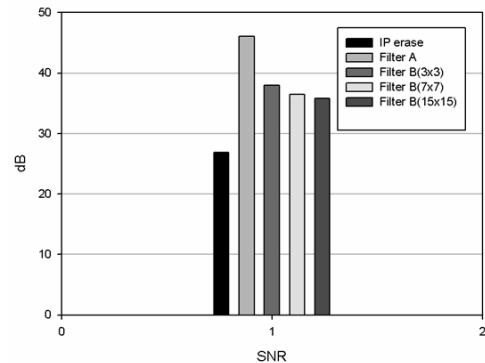


Fig. 4. Restoration of noisy image (SNR).

Table 3. Restoration of noisy image (SNR)

Noise variance	Filter A	Filter B (3x3)	Filter B (7x7)
0.1×10^{-4}	46.03	36.49	36.26
0.1×10^{-3}	35.71	36.22	36.18
0.1×10^{-2}	23.55	33.25	35.45
0.1×10^{-1}	9.23	24.60	30.51

IV. CONCLUSION

잠상소거를 하지 않은 IP를 사용할 경우 검사 전 CR 판독기를 통해서 잠상을 제거해야하지만 잠상 제거 과정 없이 검사를 했을 경우 제안하는 알고리즘으로 영상 복원을 할 수 있었다. 본 연구결과는 좋은 화질을 제공함으로써 흉부영상 판독에 도움이 될 것으로 판단한다.

Reference

- [1] W. J. Yu, S. H. Kang, Y. G. Lee, Y. Lee, "Study on Analysis of Noise Characteristics and Improvement Effectiveness using combination of two filters with Various Exposure Parameters based on Digital X-ray Imaging System", JIEIE, Vol. 55, No. 1, pp. 127-131, 2018.
- [2] B. Y. Lim, H. S. Park, J. H. Kim, H. J. Kim, "Evaluation of Unexposed Images after Erasure of Image Plate from CR System," Korean journal of medical physics, Vol. 20, No. 4, pp. 199-207, 2009.
- [3] C. H. Shin, C. Y. Jung, "A Restoration of Degraded Medicine Images Based on Optimized Parametric Wiener Filter, JKIIICE", Vol. 16, No. 5, pp.

1056-1063, 2012.

- [4] S. Choi, I. C. Im, "Noise Changes in Image Plate,"
Journal of the Korean Society of Radiology, Vol. 12,
No. 2, pp. 271-275, 2018.
- [5] Jae S. *Two-Dimensional Signal and Image
Processing*, Prentice Hall, pp. 538, 1990.
- [6] R. C. Gonzalez, R. E. Woods, *Digital Image
Processing*, 3rd Ed, Addison-Wesley Publishing,
Company, Inc., pp. 353, 2008.

흉부 CR영상에 대한 위너필터의 적용

최석윤

부산가톨릭대학교 방사선학과

요 약

CR시스템을 이용한 흉부검사 및 집단 흉부검사는 임상에서 자주 이용되고 있다. 흉부영상 획득과정에서 영상의 품질을 저하시키는 요인은 노후된 IP의 사용과 장시간 방치된 IP를 사용할 때이고 보관 시간에 노이즈가 대량 발생한다. 연구에서는 화질의 복원을 위해서 본 연구에서는 직접적인 계산방법인 위너필터와 개선된 위너필터를 적용하고 평가하였다. 실험결과 잡음의 변동이 작은 곳에서는 wiener의 방법이 우수하였고 잡음의 변동이 큰 곳에서는 개선된 방법이 우수하였다. 3일간 CR판독기로 잡상처리 않은 IP를 사용시 흉부CR 영상에 대해서 알고리즘 적용한 결과 잡음은 효과적으로 제거되었다 개선된 방법보다 고전적인 위너필터의 결과가 좋았다.

CR영상 프로세스 과정에서 잡상처리를 하지 않고 다수의 환자를 검사했을 경우 제안한 알고리즘은 좋은 화질의 영상으로 복원가능하고 영상판독에 도움을 줄 것으로 판단한다.

중심단어: 컴퓨터 방사선, 이미징, 노이즈, 최대신호대잡음비