

경계-적응 칼만필터를 이용한 Port Films의 영상개선에 관한 연구

박 순 옥

= Abstract =

A Study on the Image Enhancement of Port Films using Edge-Adaptive Kalman filter

Soon Ok Park

The primary purpose of port filming is to verify the treatment volume under actual conditions of treatment. Although the image quality with the megavoltage x-ray beam is poorer than with the diagnostic or the simulator film.

This paper proposes an edge-adaptive Kalman filter for the image enhancement of port films. Suggested filtering procedure preserves edge information and eliminates edge noise and enhances the image inside and outside treatment area preserving treatment boundary.

서 론

치료장치에 의한 조사부위 확인 촬영을 linacgraphy라고 하는 것으로, 촬영된 필름을 라이낙사진(linacgram) 또는 port film이라고 한다. 라이낙사진은 환자의 치료 계획과 실제 치료가 정확히 일치하고 있는가를 확인한다. 즉, 조사야(field size)내에 treatment volume이 들어 있는가, 정상 조직의 차폐가 정확한가 등을 확인해서 미비한 점이 있으면 원인 분석하여 수정하고, 정확히 일치할 때 치료가 시행된다. 그러나 라이낙 사진의 영상은 메가볼트 단위(MV Unit)의 고 에너지 X선에 의해 촬영된 영상인 관계로 킬로볼트 단위(KV Unit)로 촬영된 진단용 X-선 사진보다 화질이 떨어지는 구조적인 문제점[1]을 영상 분할을 위한 임계값 결정 방법으로 2차원 명암 히스토그램이라고 할 수 있는 동시정보행렬(co-occurrence matrix)을 이용하여 라이낙 사진의 영상 개선 방법이 연구되어 왔다[2]. Droege등에 의하면 일반적인 진단용 증감지를 사용하지 않고 앞면이 납으로 된 증감지(front lead screen)인 single emulsion film을 사용하거나[3], Kodak XV-2필름등이 방사선치료 확인필름으로 사용된

다[4].

본 논문에서는 방사선 치료를 시행함에 있어서 치료 부위와 주위 관계를 명확히 구별하고, 라이낙사진의 떨어지는 화질의 문제점을 개선하기 위하여 입력 영상을 NSHP (Non Symmetric Half Plane)영상 모델로 모델링하고, Wood등이 NSHP영상 모델을 이용한 이차원 칼만 필터를 제안하였다[5]. 여기서 제안된 이차원 Kalman 필터는 영상의 경계부분이 스무딩(smoothing)되는 단점이 생긴다. 그러므로 영상의 배경과 경계 부분에 따라 적응적으로 변화하는 경계-적응 칼만필터를 구현하여 영상의 잡음을 제거하고, 흐려진 영상의 경계 및 선 정보의 구별을 뚜렷이 하여 영상을 개선함으로써 방사선치료 경계 부위의 정확도 판정에 도움이 되고자 한다.

NSHP 영상 모델

디지털영상 처리는 영상에 관한 정보를 밝히는데 사용되는 특수한 형태의 2차원 신호로서 $N \times M$ 화소로 정의되며, 영상 또는 영상 데이터가 요구된다.

본 논문에서 NSHP모델을 사용하여 주사처리를 하면

각 화소들은 주사 되어지는 NSHP영역에서 구분된다. NSHP모델을 AR(antoregressive)모델에 의해 잡음 신호 $v(m,n)$ 이 포함된 신호를 $z(m,n)$ 라 하면, 실제 영상에서 현재의 화소들과는 상관 관계가 매우 적으므로 현재의 화소에서 인접한 화소들만 고려하여 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$z(m,n) = s(m,n) + v(m,n)$$

$$s(m,n) = \sum_{(k,l) \in P} c(k,l) s(m-k, n-l) + w(m,n) \quad (1)$$

여기서 $s(m,n)$ 은 현재 화소를 나타내고 있으며 $c(k,l)$ 은 NSHP모델 계수이며 $w(m,n)$ 은 오차로서 평균이 0인 분산 σw^2 을 갖는 백색가우시안이다. 이 모델의 자기상관 함수는,

$$R_w = E[s(m,n)s(m+k,n+l)]$$

$$= \sigma^2 \exp [a_1 |k| - a_2 |l|] \quad (2)$$

로 나타낼 수 있다. 여기서 σ^2 은 분산이고 a_1, a_2 화소 처리시 수직과 수평 방향의 상관 정도를 나타내는 계수이다.

Kalman 필터

1. 일차원 Kalman 필터

상태 모델을 $x(k+1)$ 로 하고 상태 잡음을 $w(k)$ 로 하는 이산시간 스토캐스틱 시스템(Stochastic System)의 모델에서 구성할 때 시스템의 상태 모델과 관측 모델의 방정식은 다음과 같이 표시된다.

$$x(k+1) = F(k)x(k) + w(k)$$

$$z(k+1) = H(k+1)x(k+1) + v(k+1) \quad (3)$$

여기서 $z(k+1)$ 은 관측모델, $v(k+1)$ 은 관측 잡음이고, $w(k)$ 과 $v(k+1)$ 은 둘 다 평균이 0인 백색 가우시안 과정으로 서로 비상관이다. 또한 $F(k)$ 는 상태 모델의 시스템 함수이고 $H(k+1)$ 은 관측 모델의 시스템 함수이다.

스토캐스틱 시스템 모델의 상태 $x(k)$ 를 추정하기 위해서 모든 관측치를 이용해야 하며 각 시간 단계에서 시스템 상태 $x(k)$ 가 변함에 따라 관측치 $z(k)$ 의 새로운 값이 구해지고 $x(k)$ 의 선형 최소자승 추정을 각 단계에 따라 행해야 한다.

추정의 개념을 정의하면 다음과 같다. 관측치 $z(1), z(2), \dots, z(k)$ 에 의한 상태 $(k+1)$ 의 최소자승오차(Minimum Square Error) 추정은 $\hat{x}(k+1 | k)$ 로 표시하고 관측치 $z(1), z(2), \dots, z(k+1)$ 에 의한 메시지 모델 $x(k+1)$ 의 최소자승오차 추정을 $\hat{x}(k+1 | k+1)$ 로 표시하며 관측치 $z(1), z(2), \dots, z(k)$ 에 의한 관측모델 $z(k+1)$ 의 최소자승오차 추정을 $\hat{z}(k+1 | k)$ 로 표시하며, 실제로 1

차원 Kalman필터에 이용되는 알고리즘이다[6-7].

$$\hat{x}(k+1 | k) = F(k) \hat{x}(k | k), x(0 | 0) = 0$$

$$P(k+1 | k) = F(k)P(k | k)F^T(k) + Q(k),$$

$$P(0 | 0) = P_0$$

$$K(k+1) = P(k+1 | k)H^T(k+1)[H(k+1)P(k+1 | k)H^T(k+1) + R(k+1)]^{-1}$$

$$\hat{x}(k+1 | k+1) = \hat{x}(k+1 | k) + K(k+1)\Delta z(k+1 | k)$$

$$P(k+1 | k+1) = [1 - K(k+1)H(k+1)]P(k+1 | k) \quad (4)$$

여기서 P_0 는 초기상태 공분산 행렬이고, $Q(k)$ 는 상태오차 공분산 행렬, $R(k)$ 는 관측오차 공분산 행렬이다.

2. 이차원 kalman 필터

이차원Kalman 알고리즘은 하나의 화소를 받아들여 화소 주변의 화소치(상태변수)를 추정하여 관측모델로부터 하나의 스칼라값을 출력하는 것이다.

본 논문에서 사용된 이차원Kalman 필터를 대표하는 방정식이다[8-9].

$$\hat{s}(m,n) = Fs(m-1,n)$$

$$P(m,n) = FP(m-1,n)F^T + Q(k)$$

$$K(m,n) = P(m,n)H^T [HP(m,n)H^T + \sigma v^2]^{-1}$$

$$\hat{s}(m,n-1) = \hat{s}(m,n) + K(m,n) [r(m,n) - Hr(m,n)]$$

$$P(m) = [I - K(m,n)H] P(m,n) \quad (5)$$

상태벡터 $s(m,n)$ 의 순차에 의해 결정된 시스템 행렬이고, $Q(k)$ 는 상태오차 공분산 행렬, H 는 관측행렬이며, $r(m,n)$ 은 관측모델이다. 따라서 이차원 Kalman 필터는 평균자승 오차가 최소가 되는 $s(m,n)$ 을 추정해 가는 식 (5)의 알고리즘을 수행하는 것이다.

3. 경계-적응 Kalman 필터

경계정보 추출법은 영상에서 화소들의 국부적(local) 특성을 이용하는 경계 연산자(edge operator)에 의해 추출된 경계를 이용하는 방법으로서 입력 영상으로부터 경계 정보를 얻기 위해 입력 영상에 방향성을 갖는 경계검출 마스크를 사용하였다.

그레이 레벨(gray level)의 차에 따라 적응적으로 연산할 수 있는 연산자를 사용하면 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$D_v(i,j) = (1/w_1) \sum_{u=j}^{j+w} g(i,u) - (1/w_2) \sum_{u=j-w}^j g(i,u)$$

$$D_H(i,j) = (1/v_1) \sum_{u=i}^{i+v} g(u,j) - (1/v_2) \sum_{u=i-v}^i g(u,j) \quad (6)$$

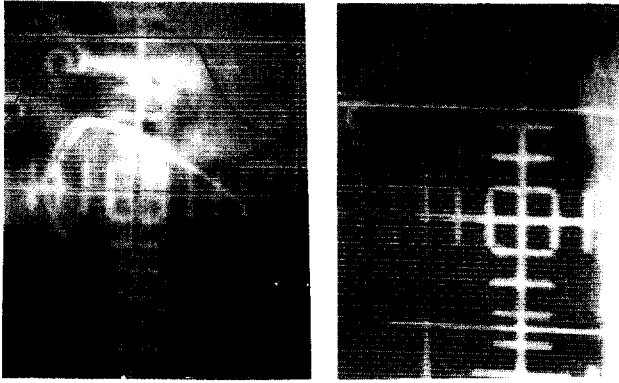


그림 1. 시뮬레이터필름의 영상 (a) 두경부 (b) 폐
Fig. 1. Image of simulator film (a) head & neck (b) lung

여기서 그레이 레벨의 수직기울기 $DV(i, j)$ 라 하고, 수평기울기를 $DH(i, j)$ 라 했을 때 w_1, w_2 와 v_1, v_2 는 각각 수직 및 수평 방향의 범위를 나타내고, 화소 (i, j) 에서 그레이 레벨을 $g(i, j)$ 라 하면, 수직기울기와 수평기울기를 포함한 2차원 마스크 함수 M_{ij} 는 다음과 같다.

$$M_{ij} = \sum_{n=i-1}^{i+1} \sum_{t=j-k}^{j+k} \alpha^{(n,t)-(i,j)} [1/2(|D_v(n,t)| + D_H(n,t)|)] \quad (7)$$

여기서 $(n, t) - (i, j)$ 는 유클리디안 거리(ucclidean distance)이고 α 는 가중치의 값이다.

라이낙 사진은 고 에너지 발생장치에 의해 촬영된 관계로 전체적으로 영상이 어둡기 때문에 뼈와 장기 및 생체 조직간의 경계를 시각적으로 명확히 구별하기가 어렵다. 그러므로 본 논문에서 가시도 함수 $P(i, j)$ 을 도입하여 영상의 모든 부분에서의 가시도를 측정하여 경계 영역에서 필터링을 수행하였다. 가시도 함수와 마스크의 관계는 대체로 마스크 함수가 작을 수록 가시도 함수는 크고 마스크 함수가 클수록 가시도 함수의 크기는 작게 된다. 일반적으로 가시도 함수와 마스크 함수의 관계는 다음과 같은 식으로 정의된다.

$$P(m, n) = \exp[-\lambda M(i, j)] \quad (8)$$

여기서 $M(i, j)$ 는 마스크함수, λ 는 상수로 $-1 \sim 1$ 사이의 값을 갖는다[10]. 또한, 현재의 화소에서 인접 화소들과 상이의 상관 관계를 $a(i, j)$ 라 하면, $a(i, j)$ 의 값이 클 경우에는 화소들의 영향이 적어진다. 그러므로 $a(i, j)$ 의 값을 영상의 배경 부분에는 크게하고, 경계 부분에는 작게 해 주는 적응성이 필요하게 된다.

그러므로 영상에서 배경부분과 경계부분에 따라 적응적으로 변화하는 경계-적응 Kalman 필터를 수행하였다

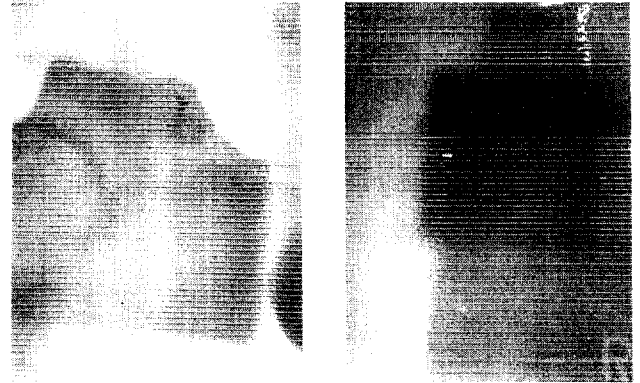


그림 2. 라이낙사진의 영상 (a) 두경부 (b) 폐
Fig. 2. Image of linacgram (a) head & neck (b) lung

실험결과 및 고찰

1. 실험 시스템

본 논문에 사용된 영상 자료는 2장의 시뮬레이터 필름(simulator film)과 라이낙 사진(Linacgram)으로 X-ray 영상으로 하였다. 실험 시스템의 구성은 영상을 CCD(charge coupled device)카메라로 획득한 후에 영상 정보의 수집 및 처리용 Data Translation사의 8bit 해상도의 Image grabber(DT-3851)로 512×512 크기의 영상을 구성하였으며, 원시 영상에 대해 효율적 저장 및 메모리 문제를 보완하기 위하여 영상 데이터는 디지털화된 256×256 IEEE 산업표준영상 데이터로 변환하여 사용하였다. 그리고 영상을 관측하기 위하여 고해상도 RGB(red, green, blue)모니터를 사용하였으며, 필터링을 위한 전반적인 처리 과정은 수치 보조 프로세서(Math-coprocessor)가 부착된 IBM PC486 시스템으로 처리하였고, 시뮬레이션software는 Borland C를 이용하였다.

2. 결과 및 고찰

본 논문에 사용된 두장의 시뮬레이터 필름의 영상(그림 1)은 진단용 X-선 촬영장치에 의해 촬영한 영상인 관계로 각 부위별 구별이 비교적 뚜렷하고 영상이 선명하다. 그러나 라이낙 사진의 영상(그림 2)은 고 에너지 x선에 의해 촬영된 영상으로서 처음 결정된 치료 부위가 계획한 그대로 일치 하는가 확인 하는데 시뮬레이터 사진과 비교를 하게된다. 이 사진에서 보면 차례블록의 위치와 그 블록이 보호해야 할 조직간의 경계가 임상 치료에서 유의하는 부분이나 라이낙 사진의 영상은 차례블록된 부분은 흑화도가 낮고 방사선 치료 부위는 어둡게 보여 조직들의 식별이 어렵다.

Chin등[11]은 잡음 제거와 에지보존 성능에 대하여 여

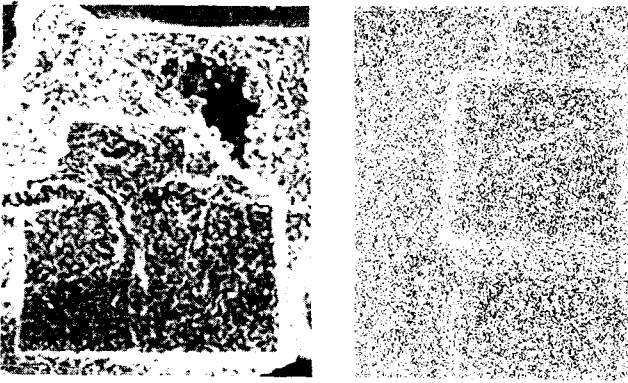


그림 3. 마스크에 의해 경계-검출된 영상 (a) 두경부 (b) 폐
Fig. 3. Edge-detected image by mask (a) head & neck (b) lung

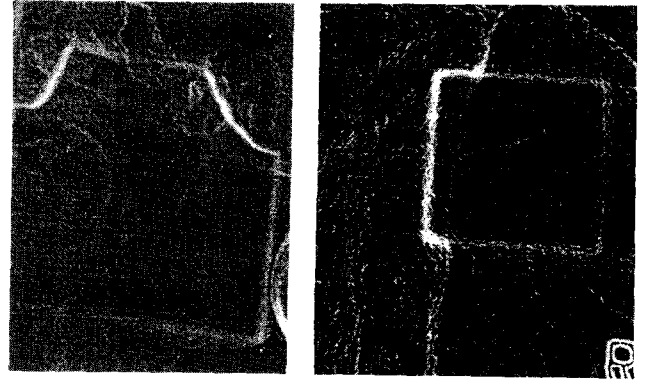


그림 5. 경계-적응 Kalman 필터에 의해 경계-검출된 영상 (a) 두경부 (b) 폐
Fig. 5. Edge-detected image by edge adaptive Kalman filter (a) head & neck (b) lung

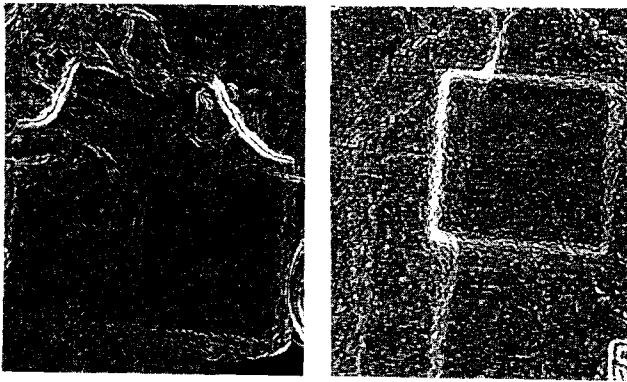


그림 4. Kalman 필터에 의해 경계-검출된 영상 (a) 두경부 (b) 폐
Fig. 4. Edge-detected image by Kalman filter (a) head & neck (b) lung

러가지 필터링 알고리즘을 조사한 후에 Kave 필터와 메디안(Median) 필터가 우수하다 하였고, 메디안 필터는 영상에서 급격한 변화를 보존하며 임펄스 잡음을 제거하는데 효과적인 비선형 필터링 기법[12,13]으로서 본 연구에서는 5×5 윈도우를 이용한 표준 메디안 필터를 사용하여 영상데이터의 전처리를 수행하였다.

영상분할 방법으로 경계정보 추출법을 이용한 것으로 입력 영상의 경계정보를 얻기 위해(식7) 입력영상에 방향성을 갖는 경계검출 마스크영상(그림 3)을 얻었다. 그림 4는 이차원 Kalman 필터에 이용되는 알고리즘(식4)가 이차원 Kalman 필터를 대표하는 방정식으로 유도되며, 이차원 Kalman 필터는 평균자승 오차가 최소가 되는 알고리즘(식5)을 수행하는 것이다. 그러나 이차원 Kalman 필터에 의해 경계를 검출한 부분이 스무딩 현상으로 정보가 퍼져 있음을 알 수 있다. 그림 5는 인간의 시각적 특성이 같은 영상내에 존재하는 잡음에 대해서 그 배경의 성질에 따라 감지하는 정도가 달라진다. 즉 선이나 경계

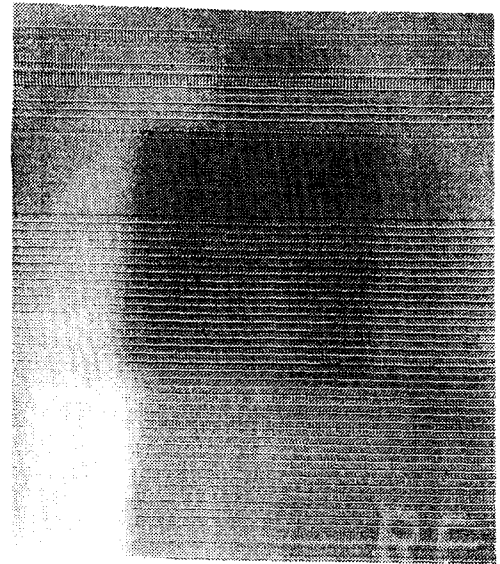


그림 6. 라이낙사진의 폐 영상
Fig. 6. Lung image of linacgram

부근에 발생한 경우에 눈에 잘 띄이지 않기 때문에 시각적으로 판별이 어렵고, 또한 영상에 표현된 물체에 대한 사전 정보를 잘 인식해야 그 물체의 형태를 나타내는 경계나 선의 구별이 더욱 쉬워지게 된다. 따라서 가시도 함수(식8)를 도입하여 영상의 모든 부분에 가시도를 측정하여 경계 영역에서 필터링하는데 잡음으로 흐려진 영상을 개선함에 있어서 영상을 전체적으로 처리하는 것보다 국소적으로 경계 특성에 따라 영상을 경계와 배경으로 구분하고, 잡음으로 눈에 띄기 어려운 부분의 잡음을 제거하면서 시각적으로 중요한 요소인 선의 경계가 흐려지지 않도록 필터링하여 보다 선예한 영상을 얻을 수 있었다.

원 라이낙사진(그림 6)의 폐 영상과, 이차원 Kalman 필터에 의해 경계가 추출된 폐 영상(그림 7), 경계-적응

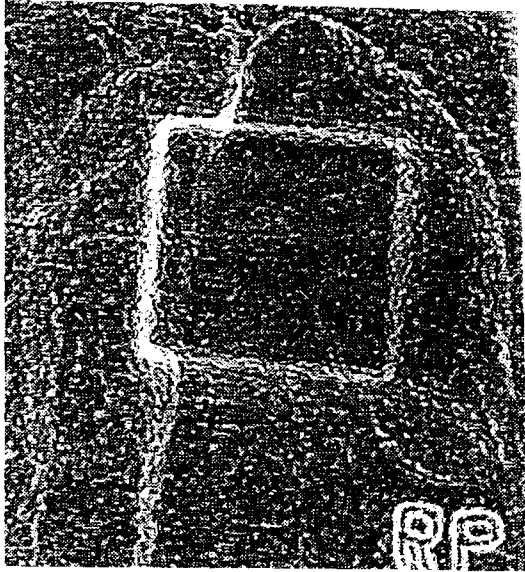


그림 7. Kalman 필터에 의해 경계-검출된 폐 영상
Fig. 7. Edge-detected lung image by Kalman filter

Kalman 필터에 의해 경계 검출된 폐 영상(그림 8)을 비교하여 볼 때, 시각적으로 이차원 Kalman 필터에 의해 경계를 검출한 영상은 스무딩 현상으로 정보가 퍼져 있음을 알 수 있으며, 경계-적응 Kalman를 수행한 영상은 선의 경계가 뚜렷하여 원 라이낙 사진에서 볼 수가 없던 폐의 늑골 부분을 볼 수 있으며 전체적으로 개선된 영상을 볼 수 있다.

결 론

암의 치료 중 중추적인 역할을 담당하고 있는 방사선 치료의 목적은 병적 조직과 정상 조직과의 효과비를 최대한으로 하여 암세포를 파괴시켜 암을 퇴치하는 것이라 할 수 있다. 따라서 방사선 치료의 목적을 달성 시키려면 중요하게 고려되어야 할 요인 중의 하나가 치료 부위의 선정 및 확인 문제이다. 특히 치료를 시행함에 있어서 정확성을 판정하는 기준 방법인 라이낙 사진의 영상이 구조적으로 선명하지 못한 관계로 큰 불편을 겪어오고 있다. 그러므로 본 논문은 라이낙 사진의 영상 개선을 위한 알고리즘을 제안하였다. 영상에 이차원 Kalman 필터를 적용하였을 때에 경계부분의 스무딩 현상으로 경계 부분의 정보가 퍼져 있음을 알 수 있다. 그러므로 경계-적응 Kalman 필터를 구현한 결과, 필터의 주파수특성 및 방향성에 적응적으로 변화하여 라이낙 사진의 그레이 레벨에 급격히 변화하는 경계 부분의 정보가 잘 보존되어 있음을 시각적으로 판별할 수 있었다.

일반 PC(Personal Computer) 환경하에서 라이낙 사진의 영상 개선이 가능하므로 치료 방사선과 영역에서 치

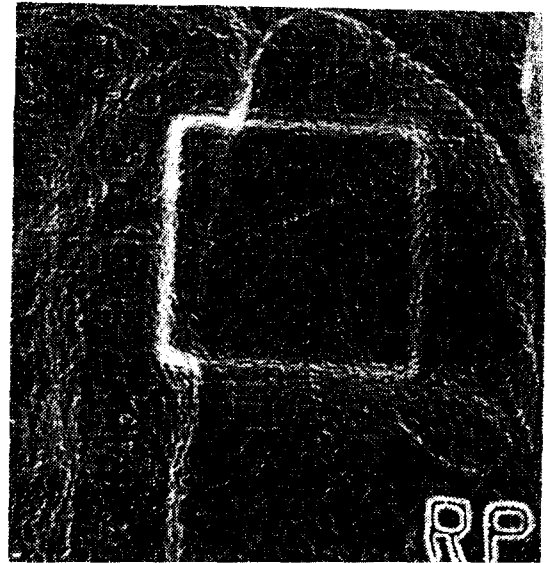


그림 8. 경계-적응 Kalman 필터에 의해 경계-검출된 폐 영상
Fig. 8. Edge-detected lung image by edge adaptive Kalman filter

료의 정확도 여부를 판정할 때 본 연구에서 제시한 알고리즘을 적용하면 보다 정확한 방사선 치료를 수행할 수 있을 것으로 사료된다. 본 논문의 알고리즘을 적용하였을 때 소요되는 처리 시간이 다소 느린 것으로 나타났으나 실제 임상에서 환자를 치료 할 때 실 시간을 요구하는 작업이 아니기 때문에 현실적으로 적용이 가능함을 알 수 있었고, 향후 연구할 과제는 on-line portal imaging의 Video techniques방법에 제안된 알고리즘의 연계 연구가 수행되어야 할 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

1. FM Khan, "The physics of radiation therapy", pp. 277-278, 1984.
2. 허수진, "리낙 사진의 영상 개선에 관한 연구", J. of KOSOMBE, vol. 13, No. 1, pp. 19-24, 1992.
3. R. T. Droegge, B. E. Bjarngard, "Metal screen-film detector MTF at megavoltage x-ray energies", Med Phys., vol. 6, pp. 515, 1979.
4. F. Ellis, C. Lescrenier, "Combined compensation for contours and heterogeneity", Radiology, vol. 106, pp. 191, 1973.
5. J. W. Woods, C. H. Radewan, "Kalman filtering in two-dimension", IEEE Trans. Inform. Theory, vol. IT-23, pp. 473-482, July 1977.
6. H. W. Rorenson, "Kalman filtering techniques advances in control systems", edited by C. T. Leon-des, Academic Press. New York 1966.

7. Douglas F. Elliott, "*Handbook of digital signal processing engineering Applications*", Academic Press Inc. 1986.
8. J. W. Woods, "*Correction to Kalman filtering in two-dimensions*", IEEE Trans. Inform. Theory, vol. It-25, pp. 628-629, Sept. 1979.
9. J. W. Woods, V. K. Ingle, "*Kalman filtering in two-dimension: Further Results*", IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing, vol. ASSP-29, NO. 2, pp. 188-197, April 1981.
10. A. N. Netravali, B. Prasada, "*Adaptive Quantization of Picture signals using spatial Masking*", IEEE Proc. No. 4, pp. 536-548, 1977.
11. R. T. Chin, C. L. Yeh, "*Quantitative evaluation of some edge preserving noise smoothing technique*", CVGIP, vol. 23, pp. 67-91, 1983.
12. E. Ataman, V. K. Aatre, K. M. Wong, "*Some statistical properties of median filters*", to be published.
13. T. S. Huang, G. T. Yang, G. Y. Tang, "*A fast two-dimensional median filtering algorithm*", IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing, vol. ASSP-27, pp. 13-18, Feb., 1979.