

리니악 사진의 영상 개선에 관한 연구

허 수 진

= Abstract =

A Study on the Image Enhancement of Lineacgram

Soo Jin Huh

Lineacgrams are diagnostic films taken using X-ray from the linear accelerater with the patient in the treatment position to assure that the treatment is being delivered in accordance with the treatment prescription. But the image quality of the lineacgram is so bad because of the high X-ray energy.

This paper presents a new algorithm that enhances the image of lineacgram. This algorithm calculates optimal threshold value which is used for segmentation of lineacgram using co-occurrence matrix and enhances the image inside and outside treatment area preserving treatment boundary.

1. 서 론

방사선 치료에 있어서 방사선 치료 부위의 결정과 반복되는 치료에 있어서 요구되는 재현성의 문제는 중요한 문제의 하나이다. 이를 위해 몇가지 보조적인 방법들 즉, distance indicator, field light, skin marking, 레이저 등이 치료에 적절히 이용되고 있다. 그러나 이러한 것은 치료 전의 환자의 위치와 자세를 정하는 방법은 되어도 실제 치료의 정확성을 가늠하는 방법은 되지 못한다.

리니악 사진(lineacgram) 또는 port film이라고 부르는 X선 필름은 선형 가속기의 고 에너지 X선으로

촬영된 필름으로서 환자의 치료계획과 실제치료 부위가 일치 하는가 확인 하는데 사용되고 있으나 메가 볼트의 에너지를 이용하는 관계로 진단용 X선 영상보다 화질이 낮은 구조적인 문제점이 있다. 특히 경사각으로 방사선을 조사하는 등 치료 기법이 복잡해질 때는 치료의 정밀성이 더욱 요구 되지만 실제로 얻어지는 영상은 오히려 더 나쁜 경우가 많아 리니악 사진의 영상 문제는 오래전 부터 치료 방사선 분야의 문제점으로 대두되어 왔다.

방사선 치료를 위해 방사선 차폐 블록으로 치료 부위 이외에는 방사선을 일부 차단하고 촬영을 하며 그 결과 차폐 블록 부분은 흑화도가 낮고 방사선 치료 부위는 매우 어둡게 보이게 된다. 차폐 블록의 위치와 그 블록이 보호 해야 할 생체 부위와의 경계등이 임상 치료에서 유의하는 부분이다. X선의 에너지가 높을수록 뼈, 근육 및 지방 사이의 차 감쇠(differential attenuation)가 작아서 조직들의 식별이 더욱 어려워지며, 뼈와 장기 및 생체 조

<접수:1991년 11월 20일>

울산대학교 의과대학 의공학과
Dept. of Biomedical Engineering, College of Medicine,
Ulsan University

<본 연구는 1990년도 한국 학술진흥 재단의 지방대 육성 학술 연구조성비에 의하여 이루어졌음.>

직간의 방사선 흡수차가 거의 없는 특징이 있다 [1]. 리니악 사진은 일반적으로 방사선 치료기 당초의 계획대로 시행되는가 확인키 위해 시뮬레이터 필름과 비교 된다.

본 연구에서는 방사선 차폐 블록 부분과 치료 부위의 경계를 명확히 하면서 리니악 사진의 영상을 개선하기 위해 적절한 임계값을 결정하여 영상 분할을 하고, 분할된 영상을 개선 함으로서 방사선 치료 부위의 정확도 판정에 도움이 되고자 한다.

2. 영상 해석

2.1 전 처리

Chin등[2]은 잡음 제거와 에지 보존성능에 대하여 7가지 필터링 알고리즘들을 조사한 후, KAVE 필터와 메디안필터가 우수한 성능을 갖는다고 하였다. 메디안필터는 영상에서 급격한 변화를 보존하며 임펄스잡음을 제거하는데 효과적인 비선형 필터링 기법으로 [3] Tukey에 의해 제안되었으며 KAVE 필터보다는 처리속도가 빠르다. 본 연구에서는 5x5 윈도우를 이용한 표준 메디안필터를 사용하여 영상데이터의 전처리를 수행하였다.

2.2 영상분할을 위한 임계값의 결정

일반적으로 분할 알고리즘은 영역중심 방법과 에지중심 방법이 있다. 대부분의 경우 정확한 영상분할은 영상에 표현된 물체에 대한 사전 정보를 적용해야 가능하다[7]. 즉 그 영역에 관한 특수한 지식이 없이 완벽한 분할은 수행될 수 없기 때문에 영상분할은 본질적으로 '완벽을 기할 수 없는 문제(ill-defined problem)'이다[4]. 다행히도 리니악 사진은 밝고 어두운 부분이 뚜렷한 것이 특징이므로 임계값 선정에 따라 영상을 방사선 차폐블럭이 된 부위와 치료부위로 정확히 분할 할 수 있다.

임계값을 결정하는 방법으로서 명암 히스토그램이 두 개의 합성 정규함수의 합이라고 가정하고 이 함수의 정규대개 변수로부터 구하는 방법[5], 주어진 영상에서 명암 히스토그램보다 기운기에 대한 히스토그램을 이용하여 임계값을 구하는 방법[6], 영상에서 찾아지는 에지의 전체 평균 대조

도를 최대로 하는 값들을 이용하는 방법[7] 등 많은 방법이 연구되어 왔다. 그러나 리니악 사진의 영상 분할을 위한 임계값 계산에 이러한 방법들을 적용함에는 계산시간이 길거나, 계산결과에 부정확 등 문제점이 있어 본 연구에서는 임계값 결정에 2차원 명암 히스토그램이라고 할 수 있는 동시정보행렬(co-occurrence matrix)을 이용한다[4][8]. 일반적으로 한 물체에 속하는 화소들은 공간적으로 서로 인접해 있으며 이들 화소들이 갖는 명암값은 매우 유사하다고 생각할 수 있다. 따라서 공간적 인접성을 강조하기 위하여 특수한 구조를 갖는 윈도우를 사용하면, 이 윈도우 안에서 물체에 속하는 화소의 명암값들은 2차원 명암 히스토그램에서 높은 빈도수를 갖는 형태를 취한다.

동시정보행렬을 작성하는 방법은 행렬의 가로축과 세로축을 영상의 화소들이 갖는 명암값의 범위로 표시하고 $p(z_1, z_2)$ 를 명암값 z_1, z_2 가 윈도우 안에서 동시에 발명하는 빈도수를 표시한다. 본 연구에서는 3x3 윈도우를 사용하여 영상평면을 따라 이동해 가면서 윈도우의 중심화소의 명암값 1에 대하여 명암값 k 를 갖는 화소가 윈도우 안에 m 개 존재하면 행렬의 원소 $P(k, 1)$ 를 m 만큼 증가시킨다. 이와 같은 과정을 전체 영상 평면에 수행하면 동시정보행렬이 얻어진다.

동시정보행렬에서 명암도 i 를 갖는 화소와 다른 명암값을 갖는 화소들간의 인접성은 다음과 같이 표시할 수 있다.

$$\{ p(i,1), P(i,2) \dots P(i, k) \} \quad (1)$$

또한 명암값 i 를 갖는 화소와 명암값 j 를 갖는 화소간에 인접성은 다음과 같은 상호 상관(cross-correlation)을 나타내는 척도에 의하여 정의 된다.

$$a_{ij} = \frac{\sum_k p(i,k) * p(j,k)}{\sqrt{[\sum_k p^2(i,k) \sum_k p^2(j,k)]}} \quad (2)$$

만일 i 와 j 가 공간적으로 서로 인접하며 동일한 속성을 갖는 화소들의 명암값이며 a_{ij} 는 1에 접근한다.

동시정보행렬 $P(i, k)$ 에서 k 가 임계값을 취할 때 $\sum P(i, k)$ 의 값이 다른 경우보다 작아진다는 것을 예측할 수 있다. 즉 αk 를 다음과 같이 정의한다

$$ak = \frac{\sum_i p(i,k)}{\sqrt{[\sum_i p^2(i,k)]}} \quad (3)$$

k의 값에 따른 ak의 변화를 조사하면

- k의 값이 영상분할을 위한 임계값일 때 ak의 값이 항상 최대가 되지는 않지만,
- 1차원 명암 히스토그램에서 임계값의 범위를 추정한 후 그 범위내에서 ak의 최대가 될 때의 k값이 임계값이 된다.

그러나 리니악 사진의 명암이 전체적으로 어둡기 때문에 임계값은 명암도 128부근 또는 그 이하라고 예측되므로 이 범위에서의 ak가 최대가 될 때의 k값이 임계값이 되며 1차원 명암 히스토그램의 계산없이 직접 구할 수 있다.

2.3 영역 분할 알고리즘

이 알고리즘은 앞에서 구한 임계값을 사용하여, 리니악 사진에서 방사선 차폐분류에 의해 비교적 밝게 촬영된 부분과 실제 방사선 치료 부위인 어두운 부분을 분할하기 위해 사용한다. 본 연구에서는 리니악 사진의 영상의 특성을 감안하여 다음의 방법을 사용하여 영역 내를 검출하였다.

즉, 3×3 윈도우를 이용하여

$$M = 1/9 \sum f(i, j) \quad (4)$$

$$f(i, j) = \begin{cases} f(i, j) : M > T \\ 0 : M < T \end{cases}$$

T : 임계값

영역분할을 하는 이유는 관심 영역 내부와 외부로 원하는 확률 밀도함수를 이용하여 영상 개선을 하기 위함이다.

2.4 원하는 확률 함수를 이용한 영상 개선

관심 영역의 내부와 외부의 영상 개선을 위해 가우시안 확률 밀도함수를 이용한 히스토그램 영상 개선방법(direct histogram specification)을 사용하였다 [9-10].

1) 영상의 명암값은 이산값(discrete value)이므로 다음과 같은 관계의 확률밀도 함수를 생각할 수 있다.

$$Pr(rk) = nk/n \quad 0 \leq rk \leq 255$$

$$K = 0, 1, \dots, L-1$$

L : 명암값의 레벨의 수

Pr(rk) : 명암값이 K인 확률

nk : 명암값이 K인 화소의 갯수

n : 영상 전체의 화소의 갯수

변화되는 함수 Sk는

$$Sk = T(rk) = (L-1) \sum_{j=0}^k nj/n \quad (5)$$

$$= (L-1) \sum Pr(rj) \quad 0 \leq rk \leq 255$$

$$K = 0, 1, \dots, L-1$$

K에 따라 Sk를 구하고, 그 값에 가장 가까운 정수값을 Sk의 새로운 명암값으로 한다.

2) 원하는 확률 밀도 함수를 가우시안 분포 N(128, 1)으로 하여, 이 함수로서 변환 함수를 구한다.

$$G(Zk) = \sum_{j=0}^k Pz(zj) \quad (6)$$

3) Z=INVERSE[G(Sk)]로 역변환하여 개선된 명암값을 계산한다.

3. 실험 및 결과 검토

본 연구에서는 리니악 사진을 카메라로 입력을 받아 512 × 480 영상을 구성하고, 영상처리용 컴퓨터로는 25MHz의 main clock을 가지고 80387 coprocessor가 장치된 80386 개인용 컴퓨터를 사용하였다.

촬영부위가 각각 다른 시간 단축을 위해 주어진 영상을 1/4 면적으로 축소하여 영상처리를 하였다.

본 연구의 전체 알고리즘에 대한 흐름도는 그림 1과 같다.

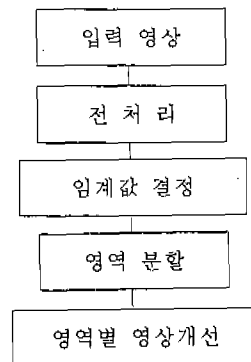


그림 1. 입력영상의 처리 알고리즘

Fig. 1 Block diagram of lineacgram enhancement algorithm

본 연구에서 사용한 영상데이터 중 2장의 시뮬레이터 필름이 그림 2이고, 그 리니악 사진이 그림 3이다. 리니악 사진으로는 배경과 물체 영상의 구별이 어렵고 진단용 X-선 장비의 일종인 시뮬레이터의 필름과 비교할 때 영상의 질이 매우 열악

함을 알 수 있다. 리니악 사진에서 어둡게 보이는 부분이 방사선 치료를 받는 부위이고 비교적 밝게 보이는 부분이 방사선 차폐블록으로 차폐된 부위이다.

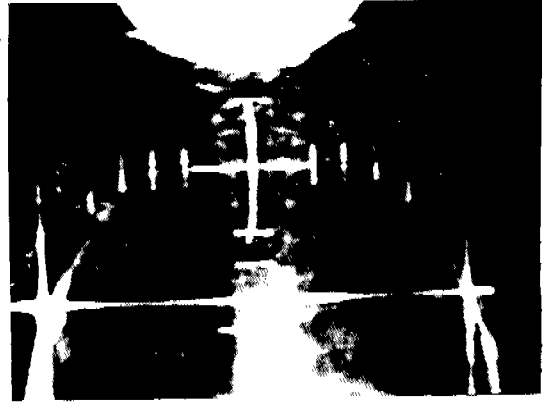


그림 2 시뮬레이터 필름 영상 a) 뇌 b) 하경부

Fig. 2 Image of simulator film a) brain b) lower neck

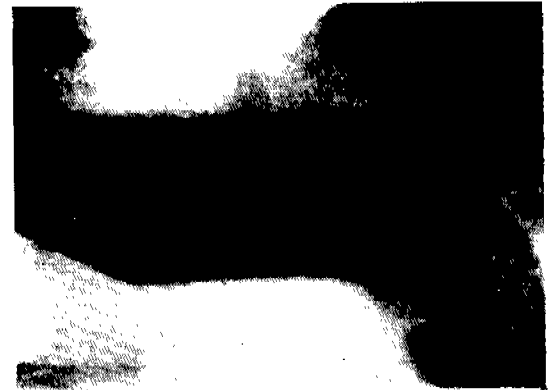
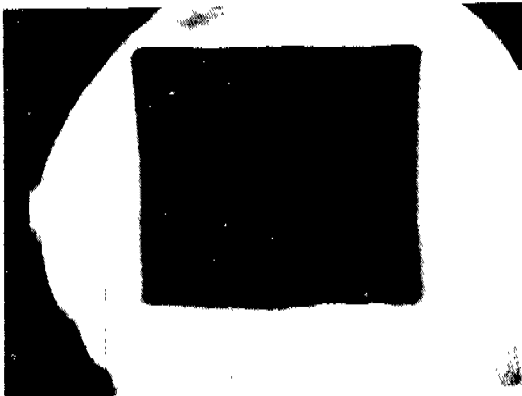


그림 3 리니악 사진의 영상 a) 뇌 b) 하경부

Fig. 3 Image of lineacgram a) brain b) lower neck

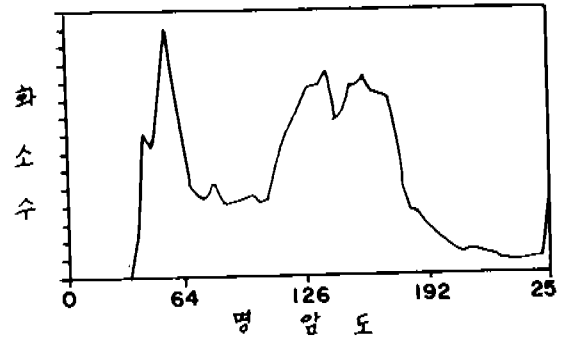
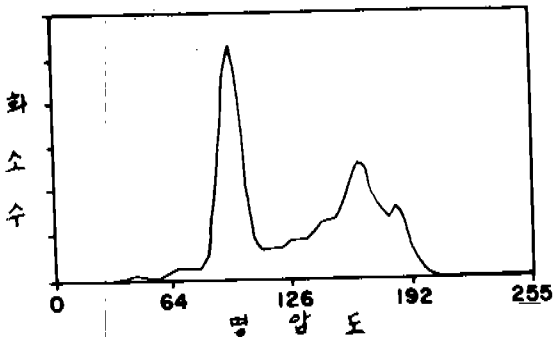


그림 4 리니악 사진의 명암도 분포 a) 뇌

b) 하경부

Fig. 4 Gray level distribution of lineacgram

a) brain

b) lower neck

그림 3에서 보인 리니악 사진의 명암도의 분포가 그림 4이고, 동시정보 행렬을 이용하여 계산한 αk 의 분포가 그림 5이다. 그림에서 보듯이 리니악 사진의 명암도 분포는 2개 이상의 첨두값을 갖는

것을 알 수 있고 두개의 첨두값 사이에 임계값이 있을 것이며, 임계값의 선정은 이 범위에서 αk 가 최대가 되는 값으로 선정하였다. 임계값이 128 부근 또는 그 이하 됨으로 명암도 분포를 고려치 않

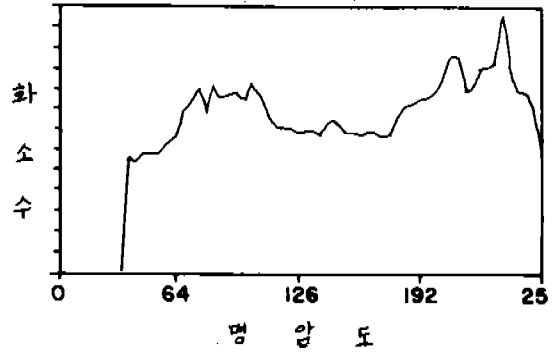
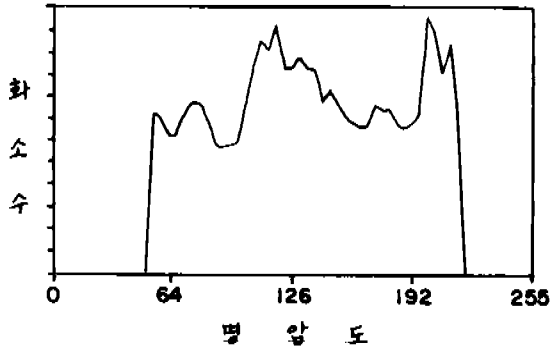


그림 5 리니악 사진의 αk 분포 a) 뇌
Fig. 5 αk distribution of lineacgram a) brain

b) 하경부
b) lower neck

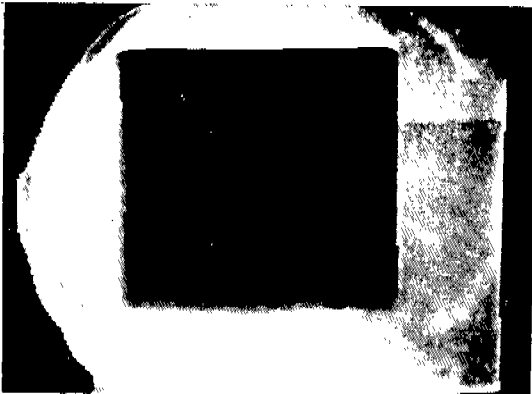


그림 6 리니악 사진의 분할영상 a) 뇌
Fig. 6 Segmented image of lineacgram a) brain

b) 하경부
b) lower neck

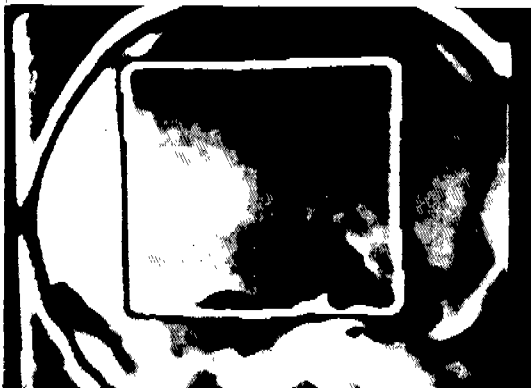


그림 7 리니악 사진의 개선 영상 a) 뇌 b) 하경부
Fig 7 Enhanced image of lineacgram a) brain b) lower neck

고 dk 의 분포에서 직접 임계값을 구해도 된다.

선택된 임계값을 사용하여 영역분할을 한 것이 그림 6이며, 분할된 영역별로 Direct Histogram Specification 방법으로 개선된 영상이 그림 7이다. 여러가지 확률 밀도함수를 고려하였으며, 가우시안 분포에서 영상이 가장 개선이 되었다.

4. 결 론

방사선 치료에서 있어서 중요한 고려 요인 중의 하나가 치료 위치의 선정 및 확인문제이다. 특히 치료의 정확성 여부를 판정하는데 중요한 방법인 리니악 사진의 영상이 구조적으로 선명하지 못한 관계로 큰 불편을 겪어오고 있다. 본 연구에서는 리니악 사진의 영상개선을 위한 알고리즘을 제안하였다. 특히 영상분할을 위한 임계값 결정방법은 간결하고 효율적이며, 치료부위의 경계를 명확히 하면서 영상이 개선되었다.

추후로 연구할 과제로 리니악 사진은 하나의 임계값으로 영상분할이 가능하나, 일반적으로 임의의 영상을 조사하여 하나의 임계값으로 영상분할가능 여부 판정 알고리즘의 연구가 필요하며, 리니악 사진 영상의 수집시 보통 view box보다 3배 정도의 균일한 밝기를 갖는 view box를 이용하여야 한다.

참 고 문 헌

- 1) John G. Webster : Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. John Wiley & Sons, Inc., pp. 1784-1785, 1988.
- 2) R.T.Chin and C. L. Yeh, "Quantitative evaluation of some edge preserving noise-smoothing technique", CVGIP, Vol. 23, pp. 67-91, 1983.
- 3) E. Ataman, V. K. Aatre, and K. M. Wong, "Some statistical properties of median filter," IEEE Trans. ASSP-29 pp. 1073-1075, Oct., 1981.
- 4) 최형일 : 컴퓨터 비전 입문, 홍릉과학출판사, pp. 33-74, 1991.
- 5) Chow, C. K. and T. Kanenko, "Automatic boundary detection and volume determination of the left ventricle from cineangiogram," Computers in biomedical research 5, pp. 388-410, 1972.
- 6) J. S. Weszka, R. N. Nagel and A. Rosenfeld, "A Threshold selection technique," IEEE Trans. on Computers, pp. 1322-1326, Dec. 1974.
- 7) R. Kohler, "A segmentation system based on thresholding," CVGIP, Vol. 15, pp. 113-129, 1981.
- 8) R. J. Schalkoff : Digital Image Processing and Computer Vision. John Wiley & Sons, Inc., pp. 272-275, 1989.
- 9) R. C. Gonzalez and P. Wintz : Digital Image Processing. Addison-Wesley, pp. 127-132, 1983.
- 10) D. H. Ballard and C. M. Brown : Computer Vision. Prentice-Hall, pp. 790-73, 1982.