

최적 문턱치 설정을 이용한 포탈영상에서의 자동 에지탐지 기법에 관한 연구

허수진

=Abstract=

Automated radiation field edge detection in portal image using optimal threshold value

Soo-Jin Huh

Because of the high energy of the treatment beam, contrast of portal films is very poor. Many image processing techniques have been applied to the portal images but a significant drawback is the loss of definition on the edges of the treatment field. Analysis of this problem shows that it may be remedied by separating the treatment field from the background prior to enhancement and using only the pixels within the field boundary in the enhancement procedure.

A new edge extraction algorithm for accurate extraction of the radiation field boundary from portal images has been developed for contrast enhancement of portal images. In this paper, portal image segmentation algorithm based on Sobel filtration, labelling processes and morphological thinning has been presented. This algorithm could automatically search the optimal threshold value which is sensitive to the variation of the type and quality of portal images.

Key words : Portal film, Radiation field, Sobel filtration, Labelling process, Morphological thinning

서론

방사선 치료시에 중요한 것은 정상조직을 보호하면서 치료부위에만 정확한 방사선량을 조사(radiation)하는 것이다. 따라서 방사선 치료의 시작전과 치료 도중에 방사선 치료 빔을 정확하게 설정하고 이를 확인해야 한다. 이러한 목적으로 높은 선량(high dose volume)의 방사선이 치료부위 주변에서 예리한 선량 기울기 (steep dose gradient)를 갖도록 방사선치료가 계획된다. 치료 위치를 잘못 설정하면 치료부위에 대한 낮은 방사선량의 공급으로 병소를 악화 또는 재발시킬 수 있을 뿐만 아니라 정상조직에 높은 방사선량의 공급으로 치료와 관련이 없는 이해할

수 없는 병의 원인이 될 수도 있다¹⁾.

방사선치료의 정확성을 판정하는데 사용되고 있는 포탈필름(portal film)영상은 고출력 X 선 에너지로 촬영된 필름으로서 방사선 치료계획과 실제의 치료부위가 일치하는가 확인하는데 사용되고 있는 가장 일반적인 방법이다. 그러나 포탈필름 영상은 방사선량이 공급되고 나서 적어도 수 분이 지나서야 확인에 사용이 가능하다는 불편함이 있어, 치료위치의 확인을 즉시 할 수 있는 고가의 실시간 포탈영상 시스템이 최근 상용화되고 있다²⁾. 그렇지만 포탈필름은 사용이 간단하고 비용도 저렴하기 때문에 방사선 빔 위치의 확인과 환자의 움직임의 확인에 여전히 보편적인 수단으로 임상에서 널리 사용되고 있다. 포탈필

울산대학교 의과대학 의공학교실

Dept. of Biomedical Engineering, College of Medicine, University of Ulsan.

본 연구는 95년도 아산생명과학연구소의 연구비 지원에 의하여 이루어 졌음.

통신저자: 허수진, (138-040) 서울시 송파구 풍납동 388-1, Tel. (02) 224-5101, Fax. (02) 224-5290

름은 시뮬레이션 필름상에 의사의 처방에 따른 차폐된 필드의 모양으로 한번 촬영되고, 치료필드의 위치를 전체적으로 보여주는 필드에서 다시 한번 촬영되어 결과적으로 이중노출(double exposure) 포탈영상이 된다. 포탈필름 영상은 참조영상, 시뮬레이터 필름 또는 다른 포탈필름과 비교할 수 있다.

높은 에너지 조사량과 소스의 크기 때문에 포탈필름은 낮은 대조도(contrast)와 나쁜 선예도(sharpness)를 가지므로 치료필드 경계(boundary)들의 식별이 대단히 어렵다는 구조적인 문제점을 갖고 있다³⁾. 즉 방사선 치료 빔의 에너지는 보통 1-20MeV이며 콤프턴효과로 인한 콤프턴산란으로 원자번호에 상관없이 빠와 연한 조직 사이에 차감쇠(differential attenuation)가 거의 없어 낮은 대조도의 영상이 된다. 또한 선형가속기(linear accelerator)의 초점(focal spot) 크기도 진단방사선 장비보다 비교적 커서 영상의 흐려짐(blurring)을 야기할 뿐 아니라 환자로부터 산란되는 전자들로 영상의 흐려짐이 증가되어 대조도가 감소된다.

방사선 치료부위 확인에 사용되고 있는 포탈영상을 쉽게 분석하기 위해 여러가지 디지털 영상개선기법이 개발되고 있다. 그러나 치료부위와 배경부분의 대조도의 차이가 매우 크므로 일반적으로 사용되는 영상처리 기법으로는 치료부위 경계가 많이 손상되어 빔위치의 정확한 확인이 불가능하게 된다. 따라서 포탈영상 전체에서 치료부위의 경계만을 추출한 후, 치료부위와 배경을 각각 영상처리를 한 후 하나로 합쳐서 개선된 영상을 만드는 것이 보편적인 방법으로 되어 있다⁴⁾.

잡음영상에서의 에지들을 탐지하기 위하여 여러가지 기법들이 연구되고 있다. 대표적인 것으로서 Canny는 가우시안 필터의 1차 미분을 구하여 그것을 근사화한 최적 에지탐지자(optimal edge detector)를 정의하였고 Detriche는 Canny의 공식을 사용하여 성능이 향상된 반복형 최적 에지탐지자(recursive optimal edge detector)를 유도하였다⁵⁾. 다른 기법들로는 형태학적(morphological)기법 또는 비선형필터들을 사용하고 있다⁶⁾. 이러한 에지 탐지자들을 적절히 선택하면 에지의 탐지와 잡음제거가 가능하지만 계산량이 너무 많다는 문제점이 있다.

최근에 발표되고 있는 포탈필름 영상에서의 치료필드 에지 탐지방법을 살펴보면 Canny 연산자들로서 경계들을 향상시키고 에지추적 알고리즘을 사용하여 필드의 윤곽을 만들어 내고 수정 알고리즘을 적용하는 방법¹⁾, 포탈영상의 화소값 히스토그램으로부터 얻어진 문턱치로 영상을 치료필드와 차폐영역으로 분리한 후 소벨 탐지자를 이

용하여 에지를 수정하는 방법⁷⁾, Canny-Detriche 에지탐지자 또는 형태학적 기법으로부터 얻어지는 에지영상을 적정한 문턱치로 분할한 후 형태학적 기법을 적용하여 치료필드를 추출하는 방법⁸⁾, 소벨 에지탐지자를 영상에 적용한 후 적당한 문턱치로서 포탈영상으로부터 치료필드를 분리하고 형태학적 방법으로 잡음을 제거하는 방법⁹⁾, 동시정보 행렬과 영상 화소의 상호 인접성을 나타내는 상호 상관관계를 이용하여 포탈영상의 분할을 위한 문턱치를 구하는 방법¹⁰⁾ 등이 있다. 포탈영상은 대조도의 변화가 매우 크므로 치료필드를 분리하는 것이 용이할 것으로 생각되지만 실제로 치료필드를 정확하게 분리하는 것이 쉽지 않은 문제점을 이상의 논문들에서 알 수 있으며 특히 영상분할을 위한 문턱치의 선정 방법에 대하여는 애매하게 설명하고 있는 경우도 많았다.

본 연구에서는 포탈영상으로부터 최적의 문턱치를 찾아내어 치료필드만을 추출하는 알고리즘을 제안한다. 이 알고리즘은 포탈영상에서 불필요한 에지들은 제거하고 치료필드 에지만을 탐지하며 촬영조건이 수시로 변하는 임상적 환경에서 얻어지는 포탈영상들에 적용하여도 균일한 결과를 얻을 수 있다.

실험 방법

후레임 그래버(frame grabber, Data Translation DT-2867-LC)와 줌 렌즈가 부착된 카메라(Panasonic WV-CD132E)로 포탈필름의 영상을 256×256×8 bit의 크기로 수집, 조정된 후 개인용 컴퓨터에 저장하고 포탈영상 에지 추출 알고리즘을 적용하여 결과 영상을 모니터에 재생한다. 터보 C로 작성된 알고리즘은 후레임 그래버가 장착된 486 PC (486DX2 50MHz)에서 구현된다. 포탈영상들을 얻은 치료장비는 선형가속기(Varian Clinac-1800)이다.

에지의 탐지

포탈영상의 개선을 위하여는 포탈영상으로부터 치료필드를 정확하게 추출할 수 있어야 한다. 더구나 치료필드의 위치 확인을 위해서도 필드의 경계는 정확히 식별되어야 한다. 지금까지 발표된 대부분의 포탈영상 분할 알고리즘들에서 경계들로서 물체를 표시하는 에지 접근방법을 이용하고 있다. 에지영상에서 나타나는 에지들은 치료필드 에지들뿐만 아니라 인체 장기들의 에지들도 섞여 존재하고 있다. 포탈영상에서의 치료필드 에지는 장기 에지(anatomy edge)들보다 일반적으로 강하게 보이며 그

세기들도 균일하다고 할 수 있다. 그러므로 어떤 적당한 문턱치로서 치료필드 에지들만을 분리할 수 있다. 그렇지만 폐 등과 같이 경계가 흐려지는 부위에서는 장기 에지들과 치료필드의 에지들의 식별이 쉽지 않은 것이 문제점이다. 문턱치를 감소시켜 가면 약한 필드 에지들을 식별할 수 있으나 장기 에지들과 함께 보이게 된다. Sobel, Prewitt, Roberts 같은 지역 에지탐지자(local edge detector)들은 그들의 작은 커널 크기 때문에 잡음에 약하다. Canny-Deriche 에지 탐지자나 형태학적(morphology gradient) 기법은 잡음에는 비교적 강하지만 결과 영상이 만족스럽지 못하고 시간도 많이 소요된다. 본 연구에서는 일반적으로 사용되는 소벨 탐지자¹¹⁾를 사용하여 포탈영상의 에지를 강조하였다. 이에 수반되는 잡음 및 이중 에지 등은 메디안 필터와 세션화기법으로 처리한다.

문턱치의 선택

이 알고리즘은 치료필드 추출에 사용될 최적의 문턱치를 자동적으로 찾으려 한다. 조건이 다른 상태에서 촬영된 포탈필름들이므로 각 영상마다 문턱치도 다를 수 밖에 없다. 문턱치의 탐색절차는 시행착오 방법으로 문턱치는 아무것도 분리하지 않는 값에서 부터 시작하여 그 값을 5씩 증가시켜 간다. 주어진 영상에서 화소값 히스토그램을 취하여 예상되는 문턱치를 추정할 수 있지만 포탈영상들의 문턱치가 35~50사이에 일반적으로 있으므로 여기서는 최적 문턱치 탐색의 시작을 20으로 하였다.

각 문턱치에서 포탈영상을 문턱치 분할(thresholding)한 후, 사전에 정한 다음 조건의 충족여부를 확인한다.

- 1) 주어진 이진 영상에서의 물체의 개수가 2 이상인가.
- 2) 영상 중심부분에 있는 치료필드의 면적이 전체 면적의 1/4 이상이고 4/5 이하인가.

보통 포탈영상들은 매우 낮은 대조도를 갖고 치료필드 에지의 세기는 장기에지(anatomy edge)들 보다 매우 크다. 문턱치 분할 후에 이진 에지영상에 주로 필드 에지들만이 남는다. 이진영상을 역으로 취한 후 분리되는 물체의 개수와 치료부위가 되는 중심에 있는 물체의 면적을 계산한다. 물체의 개수와 치료부위의 면적이 위의 조건들을 만족하지 않으면 문턱치를 증가시키면서 이러한 절차를 반복한다.

분할의 흐름도가 그림 1이다. 소벨 에지탐지자로부터 얻어진 영상을 주어진 문턱치로 분할하여 이진 에지영상을 만든다. 분할된 이진 에지영상에는 잡음이 많이 발생하고 있어 이를 메디안 필터링을 한다. 일반적으로 메디

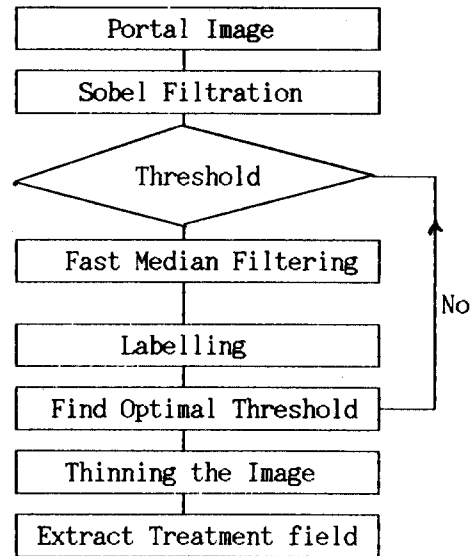


그림 1. 자동 에지탐지를 위한 문턱치 선정 및 치료필드 분리 흐름도

Fig. 1. Flow chart of the segmentation, treatment field extraction

안 필터링은 메디안 값의 계산때문에 시간이 많이 걸리지만 여기서는 이진 에지영상의 메디안 필터링이므로 내부의 1 또는 0의 개수를 조사하면 된다. 즉 5×5의 윈도우 경우는 13 번째의 값이 바로 메디안 값이 되므로 시간이 걸리지 않는다.

잡음이 제거된 이진 에지영상에서 물체의 개수와 치료필드가 되는 중심부위의 면적계산을 위해 레이블링(labeling) 알고리즘을 적용한다. 생성된 레이블의 수가 물체의 개수가 되며 중심부분의 레이블로 표시된 화소수를 계산하면 중심물체 즉 치료부위의 면적을 알 수 있다. 레이블링 알고리즘은 영상에 있는 모든 연결된 요소를 찾고, 각 요소에 레이블을 붙이는 것이다¹²⁾. 여기서 요소는 하나의 물체를 대표한다.

레이블링의 방법은 각 영역(region)들에 대해 일련번호를 부여하고 한 영역에 속하는 모든 화소들에 그 영역에 할당된 고유번호를 갖게 한다. 첫째 단계에서는 두개의 인접화소를 조사하여 출력배열 g(i,j)에 임시 영역번호를 할당한다. 다음 단계에서 g(i,j)는 각 요소들에 중복하여 부여된 번호가 있으면 수정된다. 영상의 각 영역에 고유한 레이블이 할당되면 이 레이블의 개수로서 영역의 크기와 영역의 개수를 알 수 있다. 이진 에지영상에서 레이블링 문제를 처리하는 알고리즘은 다음과 같다.

- 1) 영상을 왼쪽에서 오른쪽으로, 위에서 아래로 스캐닝

- 하면서 화소값이 1인 점 $g(i,j)$ 를 찾아내고 그 점의 4 연결(connectivity) 화소들중에서 $g(i-1,j)$, $g(i,j-1)$ 을 조사한다.
- 만일 이 화소들이 1 을 갖고 있지 않다면 $g(i,j+1)$ 도 조사하여 이것이 1 이 아니라면 새로운 레이블이 부여하고 1 이라면 $g(i-1,j+1)$ 에 부여된 레이블 값과 같게 한다.
 - 만일 이 화소들중 하나만이 1 이고 다른 하나에는 레이블 m 이 부여되어 있으면 $g(i,j)$ 는 레이블 m 을 부여하고, 서로 다른 레이블 m,n 이 부여되어 있다면 그들중에서 작은 레이블이 부여되며 두 레이블을 동치 테이블(equivalence table)에 등록한다.
 - 이러한 절차가 끝나면 두번째 단계에서 같은 방식으로 반복하여 스캐닝하면서 동치테이블에 있는 최하위 레이블로서 레이블을 재할당한다.

세 선 화

형태학적(morphology)기법은 영상의 물체에 고유한 기하학적 형태를 직접 취급하므로 영상의 분할과 분석에 특히 효과적이어서 의학영상 분석에 형태학적 처리가 많이 적용되고 있다. 선형필터는 영상의 기하학적 형태를 왜곡할 수 있으나 형태학적 필터들은 그 형태들을 그대로 둔다. 형태학적 기법은 집합연산을 이용하여 영상과 이동(mobile) 구조요소(structuring element) 사이의 상호작용(interaction)을 기본으로 하고 있다. 구조요소는 미리 정의된 크기와 기하학적 형태를 갖는 작은 커널이며 영상위를 지나면서 집합연산이 각 화소에 적용된다. 정량 분석을 위해 구조요소의 크기와 형태를 변경하여 영상의 다른 특징들을 강조할 수 있다.

연속적인 구조요소들로서 영상 A의 세선화를 다음과 같이 정의한다⁶⁾.

$$\{B\} = \{B^1, B^2, B^3, \dots, B^n\} \quad (1)$$

$$A \otimes \{B\} = (((\dots ((A \otimes B^1) \otimes B^2) \dots) \otimes B^n) \quad (2)$$

여기서 B^i 는 B^{i-1} 의 회전버전(rotated version)이다. 영상 세선화는 A를 B^1 로서 한번 처리하고 그 결과영상을 B^2 로서 처리하며 이러한 절차를 반복하여 B^n 까지 시행한다. 더 이상의 변화가 발생하지 않을 때까지 이러한 절차가 반복된다.

그림 2와 같은 8 종의 구조요소들을 사용하여 문턱치 분할된 이진영상을 세선화한다. 이때 두껍게 보이는 치료

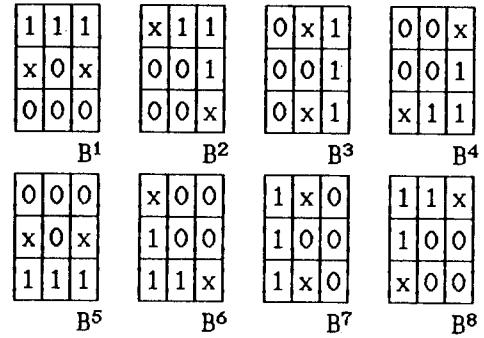


그림 2. 세선화에 사용된 회전 구조요소들 (x 는 임의 값)
 Fig. 2. Sequence of rotated structuring elements used for thinning. (x's indicate "don't care" values)

부위의 예지들은 중간 부분이 최종에지로 남게 되며 아울러 인체의 장기 예지(anatomy edge)들도 같이 나타난다.

치료필드의 분리

위에서 세선화한 결과 영상은 흰색 바탕위에 예지들만이 검게 보인다. 세선화된 영상에는 치료필드 예지들 뿐만 아니라 필요하지 않은 인체 장기의 예지들도 같이 보이게 된다. 장기 예지들은 치료필드 예지들과 연결되어 있거나 독자적으로 존재하고 있어 치료필드만을 남기고 이들을 제거해야 한다.

앞서의 레이블링 알고리즘으로써 치료부위의 레이블을 조사하고 이 레이블을 갖는 부위만을 0으로 채색한다. 이 영상을 좌우 및 상하로 스캔하여 화소값이 0 에서 1 또는 1 에서 0으로 변하는 곳을 치료필드 예지로서 인식하여 포탈영상에 표시한다. 이렇게 하면 필드에지와 관계없는 예지들은 모두 1 값을 갖으면서 제거된다.

실험 및 고찰

포탈영상으로부터 치료필드를 분리하는 방법은 두가지로 나누어 진다. 하나는 치료필드의 예지를 추적하는 방법과 다른 하나는 적정한 문턱치를 이용하는 방법이다. 그러나 복잡한 수식을 사용하는 전자보다는 비교적 알고리즘이 간단한 후자가 많이 응용되고 있다. 그러나 문턱치 선정의 실제 방법에 대하여는 애매하게 설명되고 있는 것이 많다. 본 연구에서는 레이블링 기법을 사용하여 물체의 면적과 갯수를 계산하여 얻어진 최적의 문턱치로서 포탈영상을 문턱치 분할하고 형태학적 기법을 적용하여

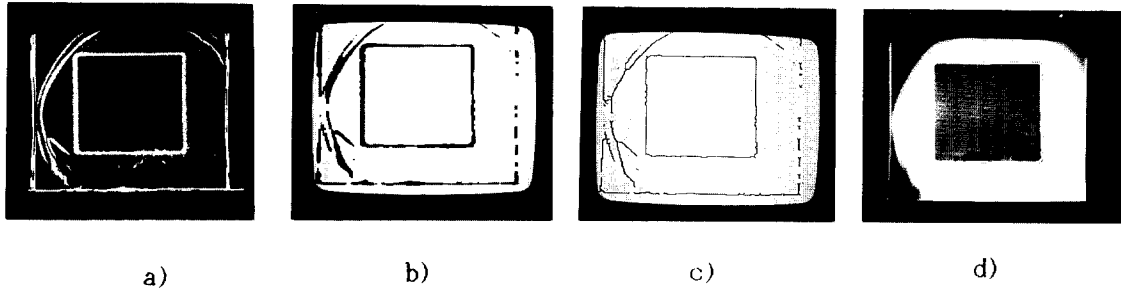


그림 3. 포탈필름(머리) 영상의 처리 a) 소벨탐지자로 처리된 영상 b) 문턱치 분할영상 c) 세션화 영상 d) 포탈필름 영상에 표시된 치료필드 에지

Fig. 3. Processing of portal images (brain) a) processed with Sobel edge detector b) with optimal threshold value c) with morphology thinning d) portal image with treatment field edge

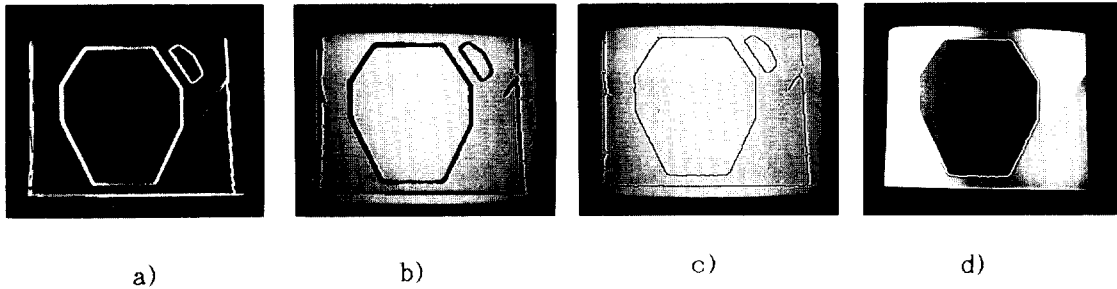


그림 4. 포탈필름(복부) 영상의 처리 a) 소벨탐지자로 처리된 영상 b) 문턱치 분할영상 c) 세션화 영상 d) 포탈필름 영상에 표시된 치료필드 에지

Fig. 4. Processing of portal images (abdomen) a) processed with Sobel edge detector b) with optimal threshold value c) with morphology thinning d) portal image with treatment field edge

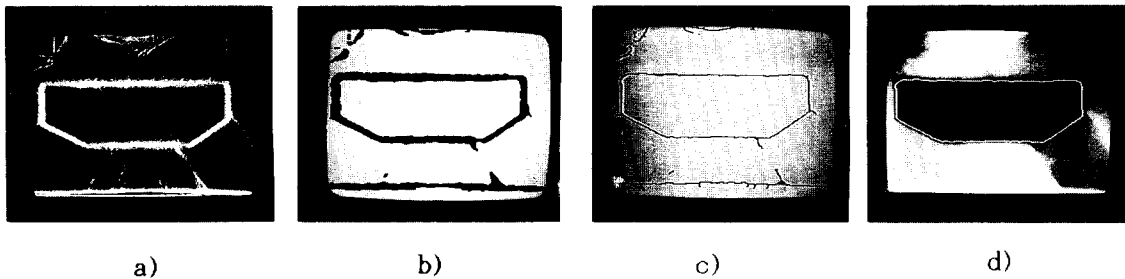


그림 5. 포탈필름(가슴) 영상의 처리 a) 소벨탐지자로 처리된 영상 b) 문턱치 분할영상 c) 세션화 영상 d) 포탈필름 영상에 표시된 치료필드 에지

Fig. 5. Processing of portal images (chest) a) processed with Sobel edge detector b) with optimal threshold value c) with morphology thinning d) portal image with treatment field edge

방사선 치료필드와 그 주변필드를 분할하는 알고리즘을 제안하고, 이를 3 종류의 포탈필름 영상에 실험을 위해 적용하였다. 그림 3, 4, 5에서 a는 소벨 에지탐지자로서 처리한 포탈영상이고 b는 이를 최적의 문턱치로 분할한 후 메디안 필터링을 한 영상이며 c는 분할된 영상을 형태학적

으로 세션화한 영상이고 d가 불필요한 에지들은 모두 제거하고 치료필드 에지만을 추출하여 원래의 포탈필름 영상위에 표시한 것이다.

소벨 탐지자에서 탐지된 에지의 두께가 두꺼우나 에지의 중간부분이 최종 에지로 남게되며 이는 필드의 명암경

계 (penumbra)의 정의와 일치한다. 영상이 분할되는 것은 하나의 문턱치에서 뿐이 아니라 다른 값을 갖는 여러 문턱치들에서도 분할이 될 수도 있다. 예를 들면 머리영상은 문턱치가 35에서부터 65에 이르기까지 영상이 분할이 되었으며 가슴영상은 문턱치가 30에서 45까지 영상 분할이 되었다. 이진 에지영상에서 물체가 2개 이상이며 치료부위 면적이 전체면적의 1/4 이상이 되어야 한다는 조건을 만족하면서 영상이 분할되는 경우에는 문턱치가 증가할수록 치료필드의 에지가 가늘어지며 장기 에지 (anatomy edge)들도 작아지거나 제거되는 것을 알 수 있다. 즉 문턱치를 증가시키면서 치료필드의 면적을 계산하여 면적이 가장 큰 경우의 문턱치를 최적 문턱치로 정하는 것이다. 세션화한 영상을 보면 치료필드 에지들 뿐만이 아니고 장기들의 에지가 연결되어 있는 경우도 있다. 필요없는 에지들을 제거하기 위하여 레이블링 프로그램으로써 중심부위의 치료필드만을 추출하였다. 그림 5와 같은 경우에는 환자 체외부위가 포탈필름에 영상화되어 어두운 구조가 되며 치료필드 경계의 부분도 어둡게 되어 치료필드 부근의 장기의 에지와 구분이 안되는 경우도 있어 여러개의 조각들로서 에지영상이 생기기도 한다. 잡음과 약한 에지들은 문턱치 분할에 의해 더 제거할 수 있으나 강한 장기 에지들은 그대로 남아 있고 일부는 치료필드 에지에 연결되어 있다. 이것은 앞에서 언급한 Canny-Deriche 에지탐지자나 형태학적 기법의 경우도 마찬가지이다. 이러한 문제점들은 문턱치 선택시에 치료부위 면적을 최대화하는 것과 중심부위의 치료필드만을 추출할 수 있는 레이블링 기법으로 해결되었다. 그림 3, 4, 5의 (d)에서 탐색된 치료필드 에지가 치료필드 경계로부터 조금 안쪽에 표시되어 보이는 것은 포탈영상 취득시에 선행가속기에서 구조적으로 발생하는 흐려짐 (blurring) 현상 때문이며 이러한 명암의 경계 (penumbra)부분의 50%를 에지로 하여도 문제가 없다.

본 연구에서 사용되는 포탈영상은 그 치료필드가 영상의 중심부위에 있도록 얻어져야 한다는 제한점이 있으며, 256×256×8bit 영상을 처리하는데 70초 정도의 다소 긴 시간이 소요되므로 시간단축을 위한 프로그래밍 기법의 개선이 필요하다. 또한 예상되는 치료필드 모양에 관한 정보를 이용하면 좀 더 빠르고 정교한 알고리즘을 얻을 수 있을 것으로 생각된다.

결 론

방사선 치료에 있어서 치료전 및 치료도중에 치료부위

를 확인하기 위한 수단으로 보편적으로 사용되고 있는 포탈필름은 높은 에너지를 이용하여 촬영되는 것이므로 영상이 매우 흐리며 어둡다는 구조적인 문제점이 있다. 이러한 영상을 개선하기 위하여는 치료필드와 그 주변필드로 영상을 우선 분할한 후, 각 필드 별로 영상처리를 해야만 한다. 본 연구에서는 소벨탐지자로 포탈영상을 전처리한 후 레이블링 알고리즘과 매디안 필터링을 이용하여 포탈영상에서의 물체의 갯수와 면적을 계산하여 최적의 문턱치를 선정하여 영상을 분할한 후, 형태학적 세션화 기법을 적용하여 치료필드를 분할함으로써 포탈영상에서 방사선 치료부위와 차폐부위를 명확히 구분할 수 있는 알고리즘을 제안하였다. 이 알고리즘은 포탈영상에서 불필요한 에지들은 제거하고 치료필드 에지만을 탐지하며 촬영조건이 수시로 변하는 임상적 환경에서 얻어지는 포탈영상들에 적용하여 만족할 만한 결과를 얻었다. 그러나 처리시간의 단축, 영상취득의 제약점 등은 개선되어야 할 문제이다.

포탈필름 영상을 얻으려면 필름현상기를 이용해야 하므로 필요한 영상을 즉시 얻을 수 없는 불편함이 있다. 방사선 치료시작 후, 즉시 포탈영상이 실시간으로 나타나고 치료중에도 update 되는 디지털 포탈영상 시스템이 최근 개발되어 상용화되기 시작하고 있다. 이 장치는 진단방사선 분야의 CR (computed radiography)와 유사한 것이나 매우 고가이어서 일반화가 되기는 당분간 어려울 것으로 생각된다. 따라서 다음 단계의 연구로는 치료필드와 주변필드로 구분된 포탈영상을 개선하는 것과 포탈영상을 실시간으로 획득하는 것이다. 이렇게 하면 실시간 디지털 포탈영상 시스템이 개발될 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

1. K. J. Leszczynski, S. Shalev and N. S. Cosby, "The enhancement of radiotherapy verification images by an automated edge detection technique", *Med Phys*, vol. 19, no. 3, pp. 611-621, 1992.
2. Arthur L. Boyer et al, "A review of electronic portal imaging devices", *Med Phys*, vol. 19, no. 1, pp. 1-16, 1992.
3. Faiz M. Kahn: *The physics of radiation therapy*, 2nd edition. Williams & Wilkins, pp. 277-281, 1994.
4. S. M. Pizer, E. P. Amburn, J. D. Austin, R. Cromartie et al. "Adaptive Histogram Equalization and Its Variations", *CVGIP*, 39, pp. 355-368, 1987.
5. I. Crookes and B. G. Fallone, "A novel algorithm for the edge detection and edge enhancement of medical images", *Med Phys*, vol. 20, no. 4, pp. 993-998, 1993.
6. Rafel C. Gobzalez and Ruchard E. Woods : *Digital Image*

- Processing. Addison Wiley, pp. 518-560, 1992.
7. J. Bijhold, K. G. A. Gilhuijs, M. van Herk and H. Meertens, "Radiation field edge detection in portal images", Med Phys, vol. 36, no. 12, pp. 1705-1710, 1991.
 8. H. Wang and B. G. Fallone, "A robust morphological algorithm for automatic radiation field extraction and correlation of portal images", Med Phys, vol. 21, no. 2, pp. 237-244, 1994.
 9. I. Crookes and B. G. Fallone, "Contrast enhancement of portal images by selective histogram equalization", Med Phys, vol. 20, no. 1, pp. 199-204, 1993.
 10. 허수진, "리니악 사진의 영상 개선에 관한 연구", 대한의공학회지, 13권, 1호, 19-24, 1992.
 11. A. K. Jain : Fundamentals of Digital Image Processing. Prentice Hall, pp. 348-351, 1989.
 12. 최형일, 컴퓨터 비전입문, 홍릉과학출판사, 77-80, 1991.

=국문초록=

방사선 치료에 있어서 치료전 및 치료도중에 치료부위를 확인하기 위한 수단으로 보편적으로 사용되고 있는 포탈필름은 높은 에너지를 이용하여 촬영되는 것이므로 영상이 매우 흐리며 어둡다는 구조적인 문제점이 있다. 이러한 영상을 개선하기 위하여는 치료필드와 그 주변필드로 영상을 먼저 분할한 후, 각 필드 별로 영상처리를 해야만 한다. 본 연구에서는 소벨 탐지자, 레이블링 기법을 이용하여 최적의 문턱치를 찾아내어 포탈영상을 분할 한 후 형태학적 세션화기법들을 적용하여 포탈영상 분할하는 알고리즘을 제안하였다. 이 알고리즘은 포탈영상에서 불필요한 에지들은 제거하고 치료필드 에지만을 탐지하며 촬영조건이 수시로 변하는 임상적 환경에서 얻어지는 포탈영상들에 적용하여도 균일한 결과를 얻을 수 있다.