

방사선치료 위치 실시간 검증시스템에 관한 연구

김윤종, 지영훈*, 이동한*, 이동훈, 홍승홍
인하대학교 전자공학과, 원자력병원 방사선 영향연구실*

A Study of Real Time Verification System for Radiation Therapy

Y. J. Kim, Y. H. Ji*, D. H. Lee*, D. H. Lee, S. H. Hong
Dept. of Electronics, Inha University,
Lab. of Radiation Effect, Korea Cancer Center Hospital*

Abstract

The treatment setup of patients during irradiation is an important aspect in relation to the success of radiotherapy. Imaging with the treatment beam is a widely used method for verification of the radiation field position relative to the target area, prior to or during irradiation.

In this paper, Real time digital radiography system was implemented for verification of local error between simulation plan and radiation therapy machine. Portal image can be acquired by CCD camera, image board and pentium PC after therapy Radiation was converted into light by a metal/fluorescent Screen.

The resulting image quality is comparable to film, so the imaging system represents a promising alternative to film as a method of verifying patient positioning in radiotherapy.

Edge detection and Field size measurement were also implemented and detected automatically for verification of treatment position. Field edge was added to the original image for checking the anatomical treatment verification by therapy technicians. By means of therapy efficiency improvement and decrease of Radiation side effects with these techniques, Exact Radiation treatments are expected.

I. 서론

방사선 치료시 가장 중요한 문제중의 하나는 치료전 계획된 치료부위에 정확하게 방사선을 조사하는 것이다. 방사선 치료 전 과정에서 시스템적 오차와 랜덤한 오차 두 가지 모두 일어난다. 그러므로 성공적인 방사선 치료를 수행하기 위해서는 오차의 근원들을 찾아내어 검증하는 것이 필요하다. 환자의 위치가 잘못되었는지 치료빔의 위치가 잘못되었을 때 종양의 치료 효율이 떨어져 병의 재발 위험을 높일 수 있을 뿐만 아니라 인접한 건강한 조직의 과다 조사로 인한 합병증 유발등의 위험을

야기할 수 있다. 치료시 부주의한 방심이나 부적당한 차폐블럭의 위치, 잘못된 웨지 사용, 피부위에 표시된 위치의 오차 및 어떤 가능한 오차들은 환자의 치료에 심각한 영향을 미치게 된다. 최근까지 치료의 정확도를 검증하기 위해 사용되어온 유일한 기술은 포탈필름의 사용이었다. 포탈필름은 환자의 해부학적 영상과 빔의 위치사이의 관계를 보여준다. 불행하게도 포탈필름의 질은 보통 매우 떨어지며 정량화하는데 또한 많은 시간이 소비된다. 또한 치료시마다 포탈필름을 사용한다면 적지 않은 비용이 들게된다.

이에 계획된 치료위치의 검증을 위한 다른 방법인 실시간 영상처리시스템에 관한 방법 및 연구가 수행되고 있다.

치료방사선에 적합한 센서를 제작하여 실시간 처리할 수 있으며 방사선에 반응하는 동적범위(dynamic range)을 크게하여 화상의 질을 높이고자 하는 노력이 다각적으로 사용되고 시도되고 있다.

본 논문에서는 인광판을 이용한 치료영상의 실시간 획득장치를 통하여 얻은 포탈영상과 영상처리를 통한 치료위치 자동검증시스템 구현에 대해 논의하고자한다.

II. 포탈영상에 관한 방법

A. 국부적 오차

방사선 치료시 치료의 질을 높이기 위한 두 가지의 중요한 요인은 기하학적인 정확도와 치료의 정밀도이다. 기하학적인 정확도는 치료계획시 치료할 부위가 정확히 포함되어져야 함을 말하고 치료의 정밀도는 몇 주간에 걸쳐서 매일 방사선 치료시 같은 위치에 같은 양의 방사선이 조사될 수 있는 재현성을 의미한다.

Marks등은 호프킨스병의 조사부위의 치료계획 및 치료시 발생하는 1cm이상의 오차가 포탈필름의 촬영횟수를 9에서 24로 늘렸을 때 36%에서 15%로 감소하였음을 보여주었고¹⁴⁾, 정확히 치료위치를 재현할 수 있을 때까지 검증용 포탈필름을 사용할 것을 추천했다.

Byhardt등은 포탈필름과 시물레이션 필름의 비

교를 통하여 0.5cm이상의 오차가 15%(1cm이상은 10%)가 발생하며, 특히 방광(28%)과 전립선(37%)에서 큰 부정확도가 발생함을 알아냈다.^[4]

그러므로 포탈영상의 검증으로 치료의 효율을 증대시켜 삶의 질을 높일 수 있음을 알 수 있다.

B. 기존의 포탈필름

방사선 치료의 정확하고 정밀한 치료를 검증할 수 있는 방법으로 전통적으로 포탈필름을 사용하여 왔다. 그러나 포탈필름의 질은 보통 매우 나쁘다. 높은 x-선 에너지로 인해서 뼈와 조직사이의 대조도가 낮고 방사선이 환자의 신체를 통과시 많은 방사선 산란이 이루어 질 뿐 아니라 빔의 초점 크기가 커서 반응영이 크게 발생한다. 특히, 코발트 치료기에서 더욱 큰 반응영이 나타난다. 또한 보편적으로 매일 치료할 때마다 포탈필름을 사용하기가 어려우며 158개 병원에서 얻은 치료통계에서도 보면 91%가 일반적으로 치료의 첫날만 포탈필름을 사용한다고 보고되고 있다.^[4]

포탈필름의 영상의 질을 높이고자 하는 연구가 금속판을 사용하여 환자의 몸에서 발생된 2차전자를 차폐한다든지, 인광판을 동시에 사용하여 공간분해능을 높이고 소스크기의 공간해상도와 잡음전력 스펙트럼효과를 분석하는 등의 방법으로 수행되어 왔다. 또한, 포탈필름의 대조도는 필름스캐너로 디지털화하여 영상처리를 함으로써 대조도를 향상시키고 잡음을 제거하여 영상의 질을 개선시키는 방법으로 많은 연구가들에 의해 연구되어져 왔다.

그러나, 이 방법은 많은 시간을 소모한다는 단점을 가지고 있다.

III. 실시간 포탈 영상장치들

포탈영상 구현시 발생하는 어려움을 극복하기 위해서 몇 가지 다른 방식들이 제안되어왔다. 치료기 내에 x-선 튜브를 부착해서 진단용과 같은 고해상도의 포탈필름을 얻을 수 있다. 그러나, 시준기의 회전이나 장비의 차폐에 관한 어려움 뿐만 아니라 치료시간이 늘어난다는 단점으로 이 기술은 널리 받아들여지지 못했다. Johns Hopkins의 lam등은 다이오드 어레이를 통해 포탈영상과 치료위치검증을 위한 방법을 개발하였다. 공간분해능은 2*2mm 이었고 디스플레이는 256*256픽셀을 사용하였다. 검출기는 영상을 얻기 위해 조사야를 스캐닝하고 이렇게 얻은 포탈영상과 디지털화된 시뮬레이터 영상을 비교하기 위해서 별도의 비디오시스템이 필요하였다. 이 장치는 공간분해능이 떨어지고 스캐닝에 의한 영상획득시간이 오래걸린다는 단점이 있다.

또한 영국에서 개발된 것으로 128zinc 형광소자를 이용한 것이 있는데, 데이터 획득하는데 6초가 필요하였고 영상을 디스플레이 하는데 35초가 걸려 다이오드와 같은 단점이 있다.

Bova에 의해 제안된 이온함을 이용한 방법을 Meertens등이 2차원의 액체전리함을 이용하여 영상을 획득하는 방법으로 발전시켰다. 2.5mm의 공간분해능을 가지며 128*128의 이온함을 사용하여

영상을 얻는데 4초가 걸렸다. 2차원적인 배열로 구성되어 장치의 크기를 줄일 수 있었고 특히 두께는 5cm밖에 되지 않았다. 또한 겐트리에 부착하여 사용할 수 있었다. 그러나 검출기가 기울어지면 상대적인 공간 민감도의 변화가 ±30%까지 변화하여 보정이 필요한 단점이 있다.

가장 일반적인 포탈영상시스템으로, 금속과 인광물질 스크린으로 구성된 판에 X-ray가 조사되어 금속판에서 고에너지의 전자를 발생시킴으로 그 전자가 인광물질과 반응하여 발생된 빛을 거울에 반사시켜 비디오 카메라로 읽어들이는 방식이 있다. 단지 빛의 적은 부분만(0.01%)이 렌즈에 집속되므로 수광 효율을 극대화하기 위해서는 소자들의 선택에 유의해야한다. 비디오 시스템은 투과된 모든 엑스선을 영상으로 변환할 수 있고, 해상도를 높일 수 있을 뿐 아니라 빠르게 영상화 할 수 있다는 장점이 있다.^[2]

이 시스템의 단점으로는 커다란 거울과 렌즈 등을 기계에 부착하여 구현하기가 어렵는 것이다. 그러나, 일반적 사용편리성 때문에 1980년에 Baily등에 의해 처음 실시간 포탈영상시스템에 사용된 이래 프레임 합산과 영상처리 기술의 발달과 함께 영상의 질을 높이는 방법으로 많이 이용되고 연구되어져 왔다.

IV. 비디오 포탈 영상 시스템

비디오 기반 영상처리 시스템은 검출기, 비디오 카메라, 영상처리기 및 소프트웨어로 구성되어 있다. 그림 1.은 시스템 개요도이다.

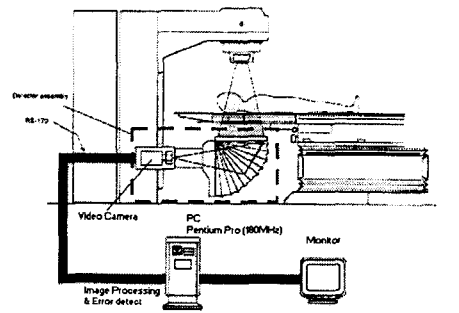


그림 1. 시스템 구성도

실험에서 사용한 방사선 발생장치는 SIEMEN사의 MEVATRON 6MV선형가속기를 사용하였다. 시스템의 구성파트별로 살펴보면 다음과 같다. 검출기는 금속과 인광판으로 구성되어 있다. 금속판은 환자 몸에서 발생된 2차전자는 차폐시키고 금속판에 입사된 광자를 2차전자로 변화시켜 형광판에서 영상을 맺히도록 해준다. 사용에너지에 따라 금속판의 두께는 두꺼운 것을 사용하는데 본 METAL의 두께는 1.09gm/cm²을 사용하였으며 인광판은 이 금속판에 부착되어있다. 인광판을 Target으로부터 139cm에 놓여 있으며 340*430mm의 크기를 갖는

다. 인광관에서 발생된 빛은 45° 기울어진 거울판과 Newvicon 1-inch image tube S-4078 CCD카메라와 15MHz의 샘플링률을 갖는 8bit ADC기판을 통해 디지털화 하였다.

디지털화된 영상신호를 180MHz Pentium-Pro PC를 이용하여 Visual-C++ 프로그램을 이용하여 영상처리를 하였다.

V. 실험방법 및 고찰

단일 조사에 의한 방사선 조사부위검증법은 조사 부위만이 영상화 되므로, 신체의 어느 부위에 조사가 되었는지 판별하기 어렵다. 때문에, 이중조사 방법을 사용하여 전체적인 해부학적 모습과 치료되는 부위의 모습을 이중으로 영상화시키 후 영상처리로 조사영역의 경계선을 표시함으로써 더욱 정확하고 편리한 판독이 이루어 질 수 있다.

A. 영상 획득

전체 치료방사선 조사량의 10%(<10RAD)미만의 조사량과 조사시간은 1초이하의 시간으로 영상을 획득할 수 있었다. 얻어진 영상은 포탈 필름을 통해서 얻은 영상보다 훨씬 선명하며 빠르게 얻을 수 있으므로 전체 치료 방사선량의 극히 일부만 조사한 후 얻은 포탈영상을 통해 조사자가 정확하게 치료를 수행하고 있는지를 파악할 수 있었다. 그림 2.와 그림 3.은 이 시스템을 통해서 얻은 영상을 보여주고 있다.

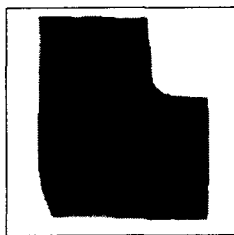


그림 2. 단일 조사로 획득된 영상

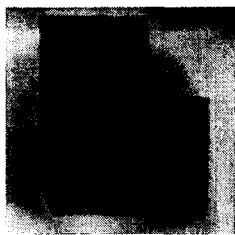


그림 3. 이중조사로 획득된 영상

B. 필드 경계 검출

조사영역의 정확한 크기 측정은 방사선이 실제 조사된 영역과 시뮬레이션을 통해 계획된 기준영역 크기와 비교함으로써 치료의 정확도를 파악하므로 대단히 중요하다. 때문에 이를 위해서 먼저 조사영역의 경계선 검출을 시도하였다.

가장 많이 사용되는 크기의 블록 5종류를 제작하여 경계선 검출을 위해 실험에 사용하였다. 필드의 기준을 나타내기 위하여 Iso-center에 납으로 된 원형표식을 블록플레이트에 부착하였다.

실험에서는 16-20cm 사이의 조사영역과 조사시간 1~2초(<7RAD), 조사에너지 6MV, 조사선량 250RAD/min, SSD 139cm에 검출센서 이미지 플레이트를 위치시켜 그림 6.과 같이 시험블록 영상을 획득하였다.

그림 4.는 얻어진 영상의 히스토그램을 나타낸

것이다. 포탈영상은 조사되어지는 필드와 납블록에 의해 차폐되어지는 부분의 영상사이에 큰 휘도 차이를 보이므로 영상문턱치 값을 용이하게 얻을 수 있다. 정확한 필드경계검출을 위해 그림 5. 누적히스토그램을 자동분석하여 최적의 문턱치 값을 찾아낸다. 본 실험에서는 72~80의 문턱치값에서 치료영역과 차폐영역이 구분되므로 이 값을 사용하여 영상의 2진화를 수행하였다.

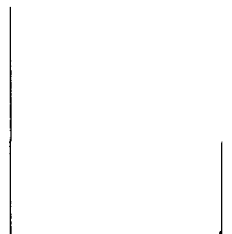


그림 4. 시험블록 포탈영상 히스토그램

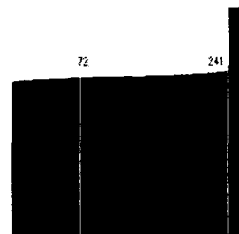


그림 5. 시험블록 포탈영상 누적히스토그램

최적의 문턱치 값으로 2진화를 거친 영상에서 미리 Iso_Center에 부착한 납 표식을 영상의 기준좌표로 이용하였으며 정확한 Iso_Center를 구하기 위해서 퍼져 있는 영상을 중심점 좌표 추적방법을 통해 한 픽셀로 축소 선택하였다. 이렇게 2진화를 통해 얻어진 영상을 미분을 통해서 최대의 기울기를 갖는 픽셀들을 추출하여 그림 7.과 같이 윤곽선을 검출하였다.

그러나 얻어진 윤곽선은 굵게 나타나므로 그 윤곽선의 어느 부분을 선택해야되는지 문제가 된다. 실험에서 윤곽선의 안쪽과 중심과 바깥쪽을 선택하여 필드크기 오차를 구해본 결과 경계선 안쪽을 선택하는 것이 가장 적은 오차를 보였다.



그림 6. 시험블록 획득영상

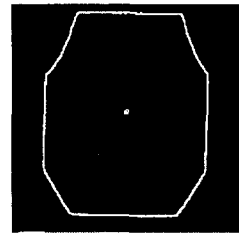


그림 7. 시험블록 경계선 검출

C. 필드크기 측정 및 검증

영상처리로 얻어진 포탈영상의 조사야 크기와 제작된 블록의 크기와 비교해 보았다. 표시된 Iso-center로부터 8방향으로 경계선까지 거리의 비를 측정하였으며 이를 사용된 블록으로 크기와 비교하였다. 영상은 256×256크기와 512×512 두 가지 크기로 실험을 하였으며, 검출된 경계선의 안쪽 부분을 선택하여 오차를 비교해 보았다. 그 결과 직선 부분에서는 1.7%, 대각선부분에서는 2.3%, 곡선부분에서는 2.8%의 평균오차를 보였다.

그림 8.은 소스와 형광플레이트 그리고 납차폐블록이 설치된 것을 간략화한 그림인데 그림에서 알

수 있듯이 블록크기에 따른 인광판에서의 실제 거리 관계는 식(1)과 같다.

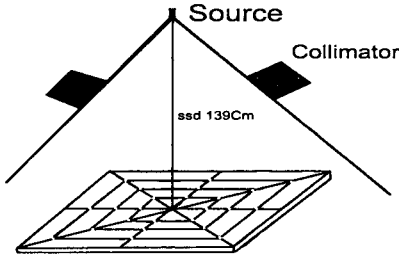


그림 8. 소스와 형광플레이트 개요도

$$d_R = \frac{SSD \times d_{CBE}}{d_{SB}} \quad (1)$$

SSD : Source to Screen Distance
 d_{CBE} : Distance Center to Block Edge
 d_{SB} : Distance Source to Block
 d_R : Distance in Real Plane

오차에 따른 실제 거리 오차를 계산하면 식(2)와 같이 된다.

$$d_{RE} = E_I \times d_R \quad (2)$$

d_{RE} : Distance in Real plane by Error
 E_I : Block Size Error

검출된 영상에서의 오차율과 실제 거리사이의 관계를 정량적으로 구하기 위하여 어느 한 방향의 거리를 표준으로 삼고, 나머지 방향의 거리를 비로 나타낸다.

$$\frac{d_{DI}}{d_{SI}} = r_I \quad (3)$$

d_{DI} : Destination Distance in Image
 d_{SI} : Standard Distance in Image
 r_I : Different Rate in Image

$$\frac{d_{DR}}{d_{SR}} = r_R \quad (4)$$

d_{DI} : Destination Distance in Real
 d_{SI} : Standard Distance in Real
 r_I : Different Rate in Real

거리의 비로 나타내었으므로 이 값들은 배율에 영향을 받지 않는다. 이 거리비로 실제상에 거리를 나타내면 식 (5)와 같다.

$$\text{실제거리오차} = |r_R - r_I| \times d_{SR} \quad (5)$$

표 1.에서는 필드크기와 영상크기에 따른 평균 오차율과 식(5)에 의해 얻어진 실제 거리오차를 나타냈다.

영상 Field Size	256×256 오차율	256×256 거리오차	512×512 오차율	512×512 거리오차
16*16	1.60%	1.28mm	1.61%	1.28mm
16*18	2.22%	1.99mm	2.18%	1.96mm
16*20	2.20%	2.77mm	2.26%	2.84mm
17*18	2.67%	3.01mm	1.89%	2.13mm
17*20	1.57%	1.98mm	1.89%	2.38mm

표 1. 필드크기와 영상크기에 따른 평균오차율과 평균실제거리오차

그림 9.는 필드크기를 검출하는 실제 실행 화면이고, 그림 10.은 개방필드(open field)에서 얻은 영상을 평활화한 영상과 윤곽선 영상을 Iso-center를 기준으로 매스킹을 통해서 오버랩핑시켜 조사자가 해부학적 검증을 쉽게 파악할 수 있도록 한 영상이다.

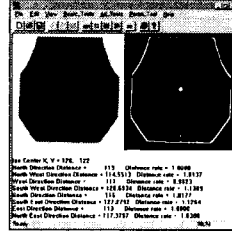


그림 9. 필드크기 검출 실행화면

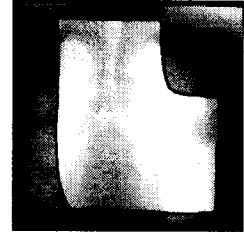


그림 10. 평활화와 윤곽선 검출 매스킹

VI. 결론

치료방사선이 계획대로 인체에 제대로 조사되었는지를 실시간 검증하기 위한 인광판과 영상획득장치 및 PC를 통해서 실시간 포탈영상시스템을 구현하였다. 기존에 사용되어져왔던 포탈필름에 비해 높은 해상도와 필드의 정량적 경계검출을 얻을 수 있었다. 또한 본 장치는 양질의 영상을 실시간 획득하여 치료조사부위에 알맞게 조사되고 있는지를 조사자가 쉽게 검증할 수 있도록 하였뿐 아니라 자동으로 조사위치의 오차여부를 파악할 수 있도록 하였다. 방사선 조사와 더불어 정확한 치료검증을 통해 치료를 수행함으로써 건강한 장기를 방사선으로부터 보호하고 치료부분에 정확한 조사가 이루어져 환자에게 좀더 안전하고 효과적인 치료를 할 수 있겠다.

참고문헌

- [1] S.C.Taborsky, W.C.Lam, R.E.Sterner, G.M.Skarda, "Digital Imaging for radiation therapy verification", OPTICAL ENGINEERING" Vol. 21 No.5, pp. 888-893, September/October 1982.
- [2] Arthur L. Boyer, Larry antonuk, Aaron Fenster, Marcel Van Herk and Harm Meertens, Peter Munro, Larry E. Reinstein, John Wong, "A review of electronic portal imaging devices(EPIDs)", Med. Phys. 19(1), pp. 1-16, Jan/Feb 1992.
- [3] H. Wang and B.G.Fallone "A robust morphological algorithm for automatic radiation field extraction and correlation of portal images", Med. Phys. 21(2), pp.237-244, February 1994.
- [4] Shlomo Shalev, Ting Lee, Konard Leszczynski, Scott Cosby, Terrence Chu "Video Techniques for On-line Portal Imaging" Computerized Medical Imaging and Graphics, Volume 13, Number 3, pp 217-226, May-June 1989.
- [5] M.Van Herk H.Meertens, "A matrix ionization chamber imaging device for on-line patient setup verification during radiotherapy", Radiother. Oncol. 11, pp.369-378 1988