

논문 2006-43SC-6-9

전자포탈영상장치의 제작과 방사선치료장치의 QA 적용에 관한 연구

(A Study on QA for Radiation Therapy Machine by Using
Implemented Electronic Portal Imaging Device)

이 동 훈*

(Dong Hoon Lee)

요 약

고 에너지 방사선을 이용하여 종양을 치료하는 과정 중 발생하는 오차를 확인하여 보다 정교한 치료를 수행함으로써 방사선치료 효율을 향상시킬 수 있다. 본 논문에서는 지금까지 주로 사용되었던 필름을 이용한 아날로그 방식대신 실시간으로 영상을 얻을 수 있는 디지털 방식의 비디오 기반 전자 포탈 영상 장치를 개발하였다. 시스템은 Gd_2O_2S 인광판, 45° 반사경 및 후레임 그래버를 이용 비디오 기반 전자 포탈 영상 장치를 제작하였으며 이를 방사선치료기의 QA장치로 활용하고자 하였다. 이 장치를 이용 치료기 자체의 정확도를 검증하기 위해 방사선 조사면 검증을 수행하였다. 방사선 조사면이 콜리메이터 회전 오차에 의해 약 0.6° 틀어짐을 전자 포탈 영상 장치를 통해 획득된 영상의 윤곽선을 검출한 후 알 수 있어서 치료 위치 설정 중 발생할 수 있는 오차 확인을 위한 방사선 치료장치의 QA도구로 사용할 수 있었다.

Abstract

During cancer therapy by using high energy radiation, it is possible to improve the radiation therapy efficiency by performing a precise radiation therapy after verification of generated setup errors. In this paper, the video based electronic portal imaging device (EPID) which could display the portal image with near real time was developed to verify treatment position errors in radiation therapy instead of an analog typed portal film. This EPID system for applying QA tool of radiation therapy machine was consisted of a metal/fluorescent screen, 45° mirror, camera and image grabber. Radiation field verification has been performed to check quality assurance of the treatment machine itself by using this EPID system. The radiation field error was easily observed by edge detection of irradiated field size on EPID image when 0.6° shift of collimator angle was generated. So, this implemented EPID system could be used as a radiation QA tool.

Keywords : 전자포탈영상장치, EPID, 방사선치료, 정도관리, QA

I. 서 론

방사선치료분야에서 치료 위치 확인을 위해 주로 필름을 사용하고 있다. 필름의 사용은 1942년 Nielsen과 Jensen이 식도암 치료를 위해 방사선 치료 영상을 처음으로 얻으면서 시작되었고^[1], 1965년부터 Marks와 Haus에 의해 코닥 XV-2로 알려진 필름을 치료 위치

검증을 위해 본격적으로 사용하게 되었다^[2]. 지금도 필름은 방사선 치료위치 검증을 위해 중요한 위치를 차지하고 있다.

필름을 사용하는 데에는 포탈영상의 질이 떨어지고 필름을 보관하기 위한 공간이 필요하다. 또한, 필름 검색에 시간이 소요됨으로 실시간 치료 위치 검증이 곤란하다는 단점을 갖고 있다. 디지털 의료 영상 전송 시스템을 구현할 때 디지털로 변환해야 하는 번거로움 등도 있다.

기존 필름의 역할을 대신할 여러 종류의 전자 포탈 영상 장치(Electronic Portal Imaging Device : EPID)들

* 정회원, 동명대학교 의용공학과
(Dept. of Biomedical Engineering, Tongmyong University)
접수일자: 2006년5월18일, 수정완료일: 2006년10월18일

이 개발되었으며, 고 에너지 방사선에 반응하는 동적 범위를 크게 하여 화상의 질을 높이고자 하는 노력이 다각적으로 시도되고 있으며 좀더 편리하고 빠르게 치료위치를 확인하고자 많은 노력들이 진행되고 있다^[3].

이 기술은 X-선에 의한 영상신호를 전기적인 신호로 획득, 영상 처리하여 포탈 영상을 실시간적으로 구성하는 기술이라고 할 수 있다. 현재 이러한, 전자 포탈 영상 장치들은 필름을 대체하기 위해서 1980년대부터 개발되기 시작하였으며 크게 두 가지로 분류할 수 있다.

첫 번째는 환자 밑에 인광판을 위치시키고 비디오 카메라를 45°기울어진 거울에 평행하게 위치시켜 방사선을 직접 측정하는 비디오 기반 전자 포탈 영상 장치가 있다^[4]. 이 장치의 장점은 제작이 용이하며 스캐닝 하는 부분이 없기 때문에 다른 장치에 비해 빠르게 신호를 얻을 수 있다. 단점으로는 광학적 연결장치를 통해 빛을 수집하는 과정에서 빛 수집효율이 떨어질 수 있으며 크기가 커진다는 문제가 있다.

두 번째로는 주사형 방식으로 각각의 1차원 검출 센서로부터 신호를 읽고 주사하면서 2차원 영상을 구현하는 장치이다. 주사형 방식중 하나인 액체 전리함 EPID의 장점은 기존의 필름 카세트를 대신할 만큼 작은 크기로 제작할 수 있으며 비디오 기반 EPID로 얻을 때 영상의 모서리 부분에서 발생하는 기하학적 왜곡이 없다는 것이다. 단점으로는 주사형 방식으로 256개의 전리함 중 단지 고전압이 인가된 전리함만이 신호 수집에 이용되기 때문에 방사선 검출효율이 떨어진다는 것이다. 또한, 전기계와 전리함에서 잡음이 발생하고 전리함의 민감도가 서로 다르기 때문에 정기적인 정도 관리가 필요하다. 이런 방식들로는 주사형 다이오드 어레이 검출기^[5], 주사형 신틸레이터 어레이^[6], 영상 판 방식^[7], 부호화된 구경 어레이^[8], 액체 전리함 시스템^[9], 마지막으로 비결정질 실리콘 등을 사용한 전자 포탈 영상장치가 소개되고 있다^[10]. 최근에는 EPID를 이용하여 치료 위치의 검증뿐만 아니라 조사된 빔의 선질을 파악하고 선형가속기의 정도관리를 위한 도구로 사용하려는 연구가 시도되고 있다^[11-13]. 또한, 인체 내의 치료 선량분포를 확인하려는 연구도 보고되고 있다^[14].

한편, EPID로 구현하려고 하는 가장 궁극적인 목적은 포탈 영상 자체가 아니고 이를 통한 환자 위치가 적절한지 아닌지를 검증하고자 하는 것이다. 현재 포탈 영상으로부터 환자 위치의 오차 여부를 자동 또는 수동으로 제시하고자 하는 많은 연구들이 진행되고 있다. 본 논문에서도 최근 반도체소자들을 사용한 고가의 전

자포탈영상장치를 대신해 저렴한 비용으로 제작하며 장비에 고정됨 없이 이동할 수 있는 비디오 기반 전자포탈영상장치를 설계 제작하였으며 이를 방사선 치료장치의 QA장비로 활용하고자 하였다^[15-16].

II. 비디오기반 전자포탈영상장치의 제작

제작된 비디오 기반 EPID시스템은 방사선 검출 센서로서 후지스사에서 상업용으로 개발된 Gd_2O_2S 160 mg/cm^2 인광판을 사용하였다. 인광판은 2.0mm 두께의 구리판 뒤쪽에 부착하여 방사선이 구리판에 조사될 때 발생된 2차 전자가 인광판과 반응한 후 더 많은 빛을 발생할 수 있도록 하였다.

방사선 조사시 발생된 빛을 45°기울어진 거울과 수광렌즈, 카메라를 거쳐 획득된 RS-170 영상신호를 8 비트 후레임 그래픽을 이용하여 획득하였다. 후레임 그래픽은 Matrox®사의 15 MHz의 샘플링률을 갖는 Meteor-II 보드를 사용하였고, 컴퓨터는 2.8 GHz 펜티엄 IV PC를 이용하였다. 그림 1은 제작된 시스템의 전체 개요도

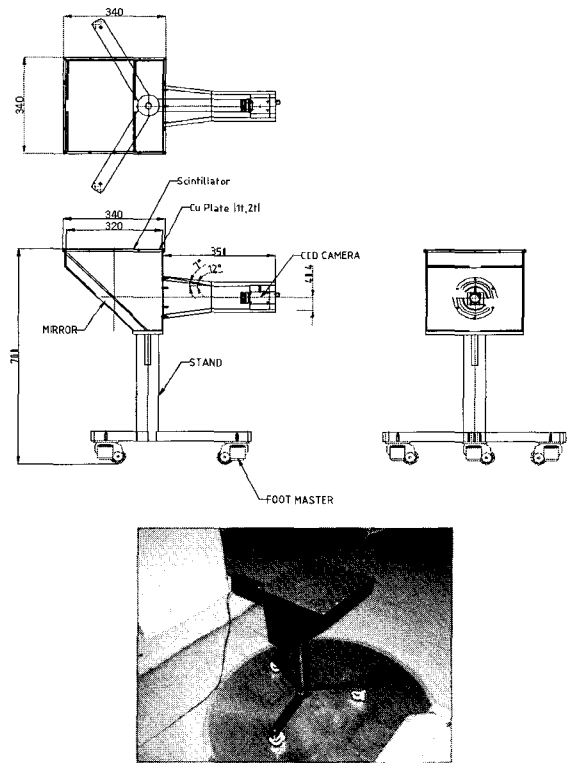


그림 1. 방사선치료용 고에너지 X-선 빔 검출을 위해 개발된 비디오 기반 EPID의 설계도 및 외관

Fig. 1. Schematic diagram and appearances of the developed video based Electronic Portal Imaging Device of high energy X-beam for Radiation treatment.

및 제작된 EPID 시스템을 보여 주고 있다.

검출기인 금속/인광관에 방사선이 수직으로 입사되고 반사경의 각도가 45°로 정확히 유지되어야 입력영상에 왜곡이 발생하지 않는다. 실험에서 사용된 인광관 검출기의 측정위치는 환자를 치료하는 도중에 포탈 영상을 받기 위해 치료용 카우치 아래쪽에 설치하였으며 빔 타겟으로부터 139 cm 떨어진 곳에 설치하였다.

Ⅲ. 빛 방사선 조사면 검증용 팬텀의 제작과 영상질 검증용 팬텀의 제원

치료기의 방사선조사면이 빛으로 설정한 면과 실제 방사선이 조사된 면이 일치하는지를 검증하여 오차를 줄이기 위한 도구로 빛/방사선 조사면 검증용 팬텀을 제작하였다. 그림 2는 제작된 팬텀의 제원 및 외관을 보여 주고 있다. 이 빛/방사선 조사면 검증용 팬텀은 두께 5 cm의 아크릴판 안쪽에 1 mm 두께의 납을 4 cm 길이로 넣어 제작하였다. 납이 들어간 필드크기는 각각 10 x 10 cm와 30 x 30 cm이며 SSD(Source-to-Skin Distance) 100 cm에서 투사되는 빔에 수직으로 맞추기 위해 각각 2.9°와 8.5°의 기울기를 주었다. 중심부에는 십자선의 납을 역시 새겨 넣어 팬텀을 치료대에 놓고 중심을 맞출 때도 사용할 수 있고 방사선 조사 후 획득

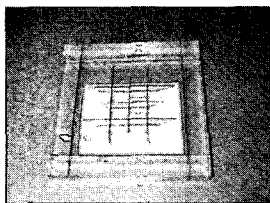
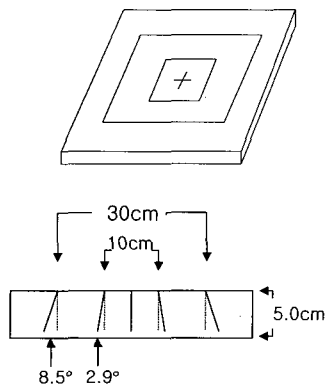
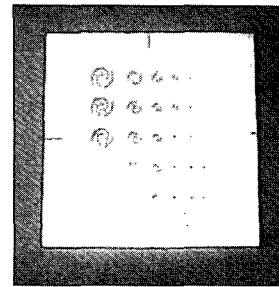


그림 2. 방사선치료빔의 정도관리를 위해 제작된 빛/방사선 조사면 일치 검증용 팬텀

Fig. 2. The verification phantom for light/radiation field congruence implemented as a quality assurance device of radiation treatment beam.



Row	Hole Diameter(mm)	Column	Hole Depth (mm)
1	1	1	0.5
2	2	2	1
3	4	3	2
4	7	4	3.2
5	10	5	4.8
6	15		

그림 3. 영상의 질 검증용 베가스 팬텀의 외관과 팬텀 홀의 직경과 깊이

Fig. 3. Appearance of vegas phantom and the depths and the diameters of scribed holes on the vegas phantom for image quality verification.

득된 영상에도 표시되므로 이를 기준으로 방사선 조사면의 어긋남을 파악할 수 있도록 하였다. 이 팬텀을 이용 주기적으로 모의조사기와 치료기의 필드크기를 검증할 수 있는 도구로 사용하여 필드오차를 교정하고자 하였다.

그림 3은 간단하면서도 편리하게 포탈 영상의 질을 정량적이며 직관적으로 알 수 있는 평가장치인 팬텀을 보여주고 있다. 이 팬텀을 놓고 영상을 찍은 후 컴퓨터 모니터상에 보여주는 홀의 갯수와 크기로부터 포탈영상의 질을 평가할 수 있게 된다. 이 팬텀은 21 mm의 두께와 평방 14 cm²의 크기를 갖으며 텅스텐으로 제작되었다. 각각 다른 크기의 지름과 깊이의 제원을 또한 보여 주고 있다.

Ⅳ. 실험 및 결과

1. 제작된 EPID를 이용한 성능 실험 및 결과 가. 실험방법

제작된 비디오 기반 EPID시스템의 인광관 위치를 빔 중심점의 SSD 139 cm에 위치시킨 후 수평계를 이용하여 빔 방향에 대해 수직 및 수평을 조절하였다. 빔 조사 전 CCD카메라의 초점을 맞추기 위해 인광관 대신 플라 스틱 스케일보드를 올려놓고 45°기울어진 거울을 통해

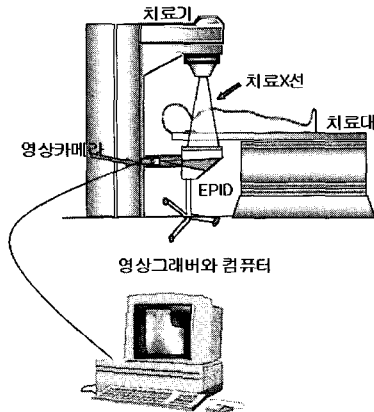


그림 4. 선형가속기에 의한 방사선 빔 치료 중 개발된 전자 포탈영상 장치를 이용 포탈 영상 획득을 위한 실험 개요도

Fig. 4. Experimental scene using a video based electronic portal imaging device during radiation treatment by a linear accelerator.

읽혀진 스케일 보드 영상을 별도의 모니터로 보면서 카메라의 위치를 스케일보드 중심점에 맞추고 초점을 맞추었다. 초점을 맞춘 후 스케일 보드를 인광판으로 전환한 후 6MV의 빔을 조사하였으며 카메라의 조리개는 최대한 열어 가능한 많은 빛을 수집하도록 하였다.

영상획득실험에 사용되었던 카메라는 N50 CCD카메라, TM200 PULNIX CCD카메라, 삼성 BCS-724A CCD 카메라 및 뉴비콘 S-4078카메라 등 총 4종류의 CCD카메라를 사용하여 영상획득 실험을 하였고 이중 S-4078 카메라로 받은 영상의 질이 가장 우수하였다. 그림 4는 제작된 비디오기반 전자 포탈영상 장치를 이용한 실험 개요도이다.

제작된 비디오 기반 EPID 시스템을 통해 얻은 실시간 포탈 영상과 기존의 필름에 의한 영상을 비교하기 위하여 인체 두개골 팬텀을 이용하였다.

먼저 포탈 영상 전용 필름인 ECR 필름을 이용하여 조사에너지 6MV, 조사선량 200 RAD/min의 방사선을 2MU 및 3MU을 조사한 후 각각 포탈 영상을 획득하였다. 필름영상은 VXR-12필름 스캐너를 통하여 Linear HI 모드로 해상도 60pixel/cm, 그레이 레벨은 8비트 상태에서 디지털 영상으로 변환하였다. 같은 조건에서 제작된 EPID를 통하여 포탈 영상을 또한 획득하였다.

나. 실험 결과 및 고찰

그림 5에서 보여주는 것처럼 베가스 팬텀에 대한 필름과 EPID 시스템을 통해 얻은 영상 중에서 홀의 수를 비교해 보면 EPID에서 약 12개의 구멍이 보여서

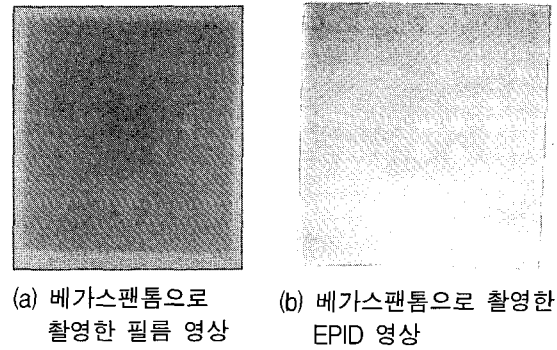


그림 5. 영상의 질을 비교하기 위해 베가스 팬텀을 놓고 촬영한 필름과 EPID 영상

Fig. 5. The film and EPID image by a vegas phantom for image quality comparison.

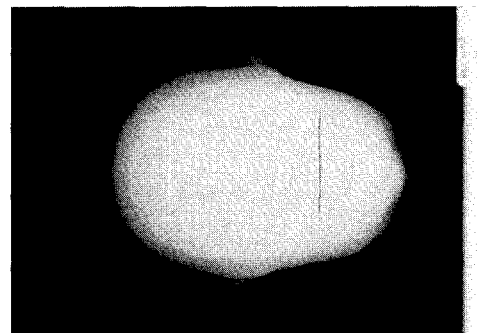


Image Variation = 1.109865

그림 6. 6MV X-선 에너지에서 2MU 조사했을 때 두개골 팬텀에 대한 필름 포탈영상

Fig. 6. The portal film image on a head phantom by 2MU irradiation of 6MV X-ray energy.

약 10개 정도가 보이는 필름보다 나은 영상의 질을 보여주고 있다. 그림 6과 그림 7은 ECR 필름에 방사선량을 2MU와 3MU을 조사후 얻은 필름영상이고 그림 8은 뉴비콘 S-4078 카메라를 이용 획득된 EPID 영상이다. 그림 6과 그림 7에서 보는 것처럼 필름에 조사되는 방사선양에 따라 즉 2MU을 조사했을 때 보다 3MU을 조사하였을 때 영상의 질이 확실히 좋아짐을 볼 수 있다. 즉, 필름에 방사선을 조사할 때도 부위별로 적절한 양을 투여할 때 좋은 영상을 얻을 수 있게 된다.

조사된 영상과 각각 영상의 질을 정량적으로 비교하기 위해서 그림 6, 그림 7 및 그림 8의 각각의 영상에 줄로 표시된 동일영역의 표준편차 값을 구해 보았다. 픽셀 x=420, y=140부터, x=420, y=340의 y선상의 각각의 표준편차 값은 그림 6에서는 1.109865 그림 7에서는 3.408711 및 그림 8에서는 10.673957로 EPID로 얻은 영상의 질이 좋은 것으로 나타났다.

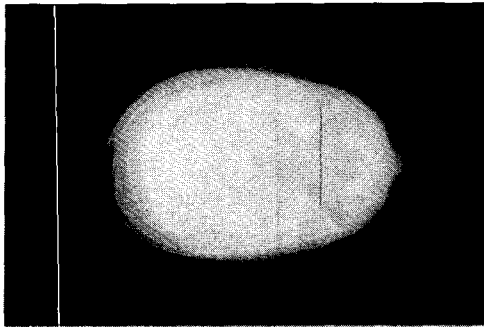


image Variation = 3.408711

그림 7. 6MV X-선 에너지에서 3MU 조사했을 때 두개골 팬텀에 대한 필름 포탈영상

Fig. 7. The portal film image on a head phantom by 3MU irradiation of 6MV X-ray energy.

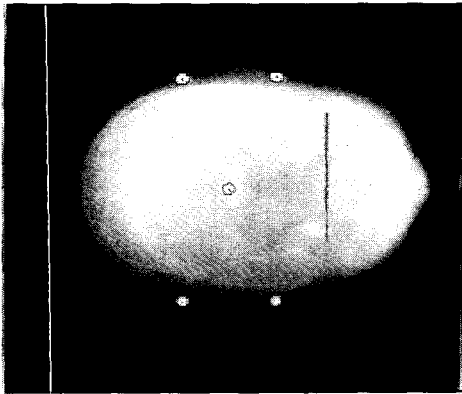


Image Variation = 10.673957

그림 8. 6MV 에너지에서 7MU 조사했을 때 두개골 팬텀에 대한 EPID 포탈영상

Fig. 8. The portal EPID image on a head phantom using a S4078 camera by 7MU irradiation of 6MV X-ray energy.

EPID 시스템을 통하여 더 좋은 영상을 얻기 위해서는 방사선이 조사될 때 미약하게 발생하는 인광판의 빛을 가능한 한 많이 획득하는 것이 중요하였다. 이를 위해 카메라 조리개를 최대한 열어야 하며 앞서 언급한 것처럼 특정 카메라는 조리개를 최대로 열어도 약한 빛의 세기에 대한 감도가 충분하지 못해 영상을 전혀 인식하지 못했다. 그러므로 약한 빛에 감도가 좋은 카메라를 선정하여야만 한다. 또한, 렌즈는 가능한 한 빛을 많이 수집할 수 있는 구조로 되어 있는 것이 좋은 영상을 받을 수 있었다. 구경이 큰 것일수록 빛의 수광 특성이 좋아 더 많은 영상을 받을 수 있었다. 방사선 조사 후 컴퓨터 모니터 상에 보여 주는데 약 5초(<10 RAD) 안에 영상을 획득할 수 있었으며 외부 트리거 신호에 따라서 방사선 빔이 나오는 시간에 맞추어 동기화 시킨 후 20프레임의 영상을 중첩한 후 영상을 획득하였다.

2. 빛/방사선 조사면 일치 검증 실험 및 결과

가. 실험 방법

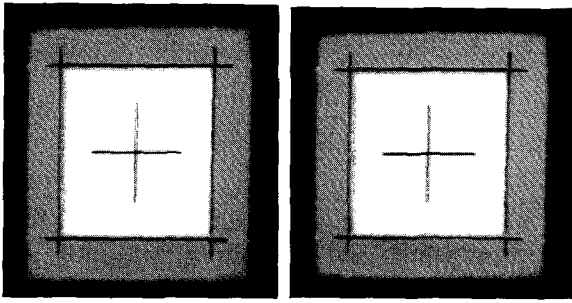
빛/방사선 조사면 검증용 팬텀을 치료대위에 놓고서 팬텀 표면을 치료기 소스로부터 SSD 100cm에 맞추었다. 이때 콜리메이터와 치료기의 각도는 모두 0°에 놓았다. 치료실의 레이저를 이용하여 조사면 표시용 줄선이 검사용 도구에 1mm 두께로 삽입된 납선에 정렬하도록 하였다. 먼저 치료기 필드사이즈를 10x10cm 크기로 필드를 맞춘 후 포탈 영상을 제작된 EPID를 통해 얻은 다음에 필드의 크기를 x, y축으로 각각 5cm 더 넓힌 후 바로 전에 얻은 포탈 영상 위에 중첩해서 포탈 영상을 획득하였다. 이러한 이중조사 방법으로 영상을 획득하면 조사영역의 경계 부위에 있는 납선이 빛에 의해 정해진 조사면에 대해서 정확히 맞는지 촬영된 EPID영상을 통해 쉽게 알 수 있게 된다. 이를 검증하기 위해 치료 시행자가 환자 셋업 중 발생할 수도 있는 콜리메이터 에러 각도를 시계방향(CW)으로 강제적으로 각각 0.3°, 0.6°, 0.9° 회전시킨 후 똑같이 이중 조사방식으로 영상을 획득하였다. 획득된 EPID 영상에서 납선과 틀어짐 정도를 파악하여 오차여부를 검증하고자 하였다.

나. 실험결과 및 고찰

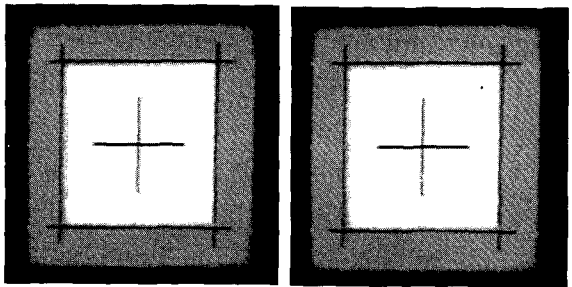
그림 9는 치료기의 조사면을 나타내는 납 줄선을 빛/방사선 조사면 검증용 팬텀의 10 x 10cm에 치료기의 조사면 크기를 맞춘 후 이중 조사하여 얻은 포탈 EPID 영상이다. 가운데 사각형 부분이 외곽 사각형보다 밝게 표시되는 것은 가운데 부분은 두 번 방사선 조사가 이루어졌기 때문이다. 가운데 기준 십자 선과 외곽에 표시된 사각형은 1mm의 폭과 40mm 두께를 갖는 납선 때문에 생기는 선이다. 10 x 10cm의 조사 면에 나타난 밝은 부분이 방사선이 실제 조사된 부분으로 이면이 검은 선으로 나타나는 빛 조사면과 일치하지 않으면 그만큼 오차가 발생한 것이다.

계속해서 똑같은 방식으로 0.3°, 0.6°, 0.9° 콜리메이터를 CW방향으로 회전하면서 똑같은 방식으로 영상을 얻었는데 이는 치료 설정과정에서 발생할 수 있는 콜리메이터 각도 오차를 판별하기 위함이다.

그림 9에서 조사영역의 왼쪽 하단을 동시해 비교해보면 회전함을 알 수 있다. 콜리메이터의 회전오차를 0.3°, 0.6° 및 0.9°의 작은 각도를 주었기 때문에 변화의 정도가 작아서 알아보기 힘든 부분도 있지만 매일 같이 치료를 수행하는 치료기사가 0°의 기준영상과 동시에



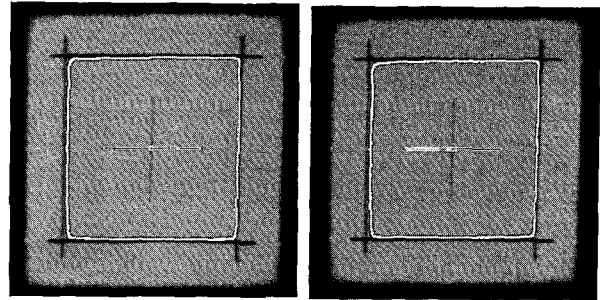
(a) 콜리메이터가 정확히 셋업 된 영상 (b) 콜리메이터가 CW방향으로 0.3°회전한 경우



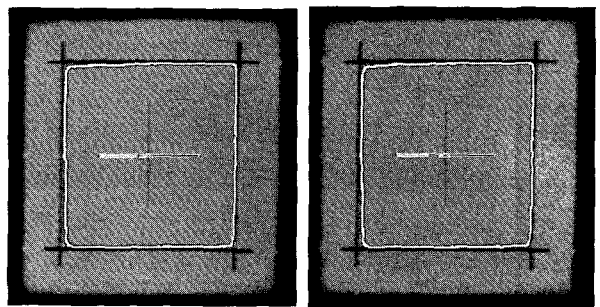
(c) 콜리메이터가 CW방향으로 0.6°회전한 경우 (d) 콜리메이터가 CW방향으로 0.9°회전한 경우

그림 9. 제작된 조사면 검증용 팬텀(10x10cm)에 빔 조사 후 빛/방사선 조사면 일치 검증을 위한 2중 조사 EPID 포탈영상

Fig. 9. The EPID portal image for verification of light/radiation field congruence after double beam irradiation on an implemented verification phantom.



(a) 콜리메이터가 정확히 셋업된 경우 조사면의 윤곽선 검출 (b) 콜리메이터가 CW 방향으로 0.3°회전한 경우 조사면의 윤곽선 검출



(c) 콜리메이터가 CW방향으로 0.6°회전한 경우 조사면의 윤곽선 검출 (d) 콜리메이터가 CW방향으로 0.9°회전한 경우 조사면의 윤곽선 검출

그림 11. 6MV X-선을 10x10cm 조사면에 2중 조사 후 방사선 조사면의 윤곽선이 검출된 영상

Fig. 11. The edge detection image of radiation field after double irradiation of 6MV X-ray beam in 10x10cm field.

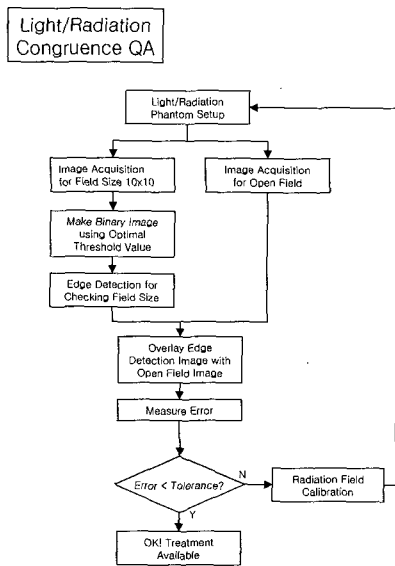
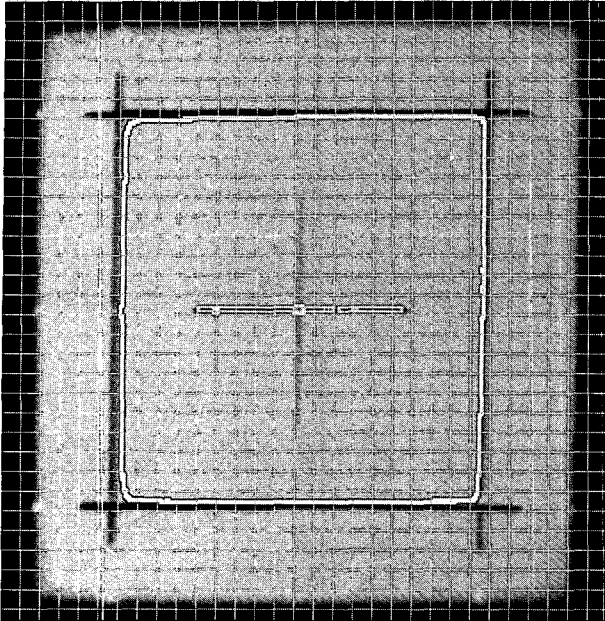


그림 10. 2중 조사 후 획득된 EPID 영상으로부터 조사면의 경계선을 얻기 위한 빛/방사선 조사면 일치 검증 알고리즘

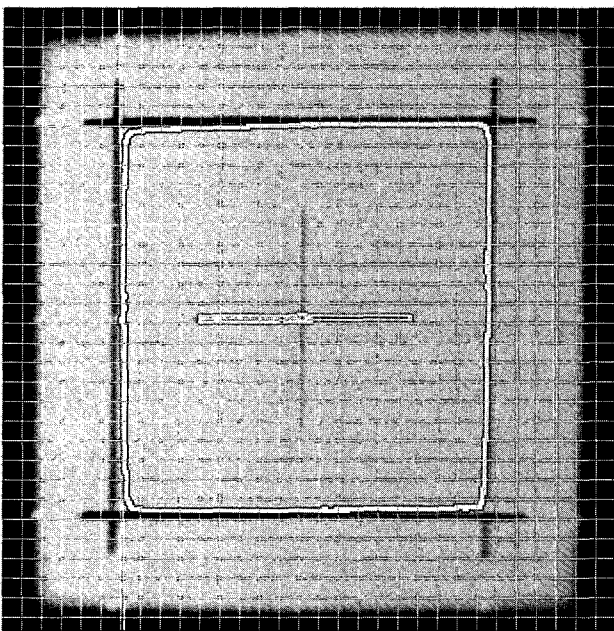
Fig. 10. The algorithm for verification of light/radiation field congruence from an acquired EPID image after double irradiation.

비교하면 파악할 수 있게 된다. 좀 더 객관적으로 조사면의 틀어짐 정도를 파악하기 위해 그림 10은 조사면 윤곽선을 검출해서 서로 비교하기 위한 알고리즘을 보여주고 있다. 10x10cm 조사면을 먼저 이진화한 후 윤곽선을 검출하였다. 검출된 윤곽선을 5cm 조사면을 더 넓혀 얻은 영상 위에 겹쳐서 놓았다. 각각 콜리메이터 0°, 0.3°, 0.6°, 0.9°로부터 얻은 영상으로부터 조사면의 윤곽선이 검출된 결과 영상을 그림 11에서 보여주고 있다. 틀어짐의 정도를 보다 잘 파악하기 위해 그림 12에서는 세선화된 영상을 겹쳐 보았다. 왼쪽 하단을 자세히 살펴보면 0°의 기준 영상보다 0.6° 틀어진 영상에서 기준 검은선과 하얀 윤곽선의 간격이 넓어져 있음을 확인할 수 있다.

그러므로 제작된 빛/방사선 조사면 검증용 팬텀과 제작된 EPID 시스템을 통하여 방사선 조사영역에 대한 검증은 단 한 번의 방사선 조사 후 판별할 수 있었다.



(a) 콜리메이터가 0°인 경우 조사면의 셋업 에라 검출을 용이하게 검출하기 위해 추가된 그리드선 영상



(b) 콜리메이터가 CW 방향으로 0.6°회전한 경우 조사면의 셋업 에라 검출을 용이하기 위해 추가된 그리드선 영상

그림 12. 6MV X-선을 10x10cm 조사면에 2중 조사 후 방사선 조사면의 윤곽선이 검출된 영상에 그리드선을 겹친 영상

Fig. 12. The edge detection image of radiation field after double irradiation of 6MV X-ray beam in 10x10cm field.

V. 결 론

본 논문에서는 치료방사선이 계획대로 환부에 정확

하게 조사되는지를 실시간 검증하기 위해서 340×430 mm의 금속/인광스크린, 45°거울, 뉴비콘 S-4078 카메라 및 15MHz 샘플링률을 갖는 Meteor-II 8 비트 후레임 그래버를 사용하여 실시간 비디오 기반 전자 포탈 영상 장치를 구현하였다.

인체 두개골 팬텀을 이용하여 각각 필름과 제작된 EPID를 통해 얻은 영상을 비교해 본 결과 EPID를 통해 얻은 영상에서 더 좋은 대조도와 선예도를 보여주었다. 포탈 영상을 획득하는데 전체 조사량의 약 5% 정도인 약 7MU 정도가 필요하였고 총 영상획득시간은 약 5초 이내로 소요되었다. 이는 필름을 사용할 때는 약 3MU와 2초의 시간보다는 2 배 이상 많은 조사량(조사 시간)이지만 전체 치료조사량의 극히 일부인 7MU 조사 후 치료위치를 확인 할 수 있으므로 충분히 임상 에 적용할 수 있는 정도이다. 구현된 EPID를 통해 치료기의 정도관리 수행 여부를 확인하기 위해 빛/방사선 조사면 검증실험을 수행하였다. 영상처리를 통해 본 결과 치료자가 콜리메이터를 약 0.6°이상 잘못 설정하였을 때 차이를 획득된 영상을 통해 알 수 있었다. 본 논문에서는 EPID를 통해 얻은 영상과 테스트 팬텀을 이용하여 기기의 오차를 검출하는 방법을 제시하였다. 또한, 일반 영상처리프로그램을 이용하든지 포탈 영상 처리를 위한 QA 프로그램을 계속적으로 개발한다면 치료 셋업시 발생하는 오차여부 판독을 편리하게 할 뿐만 아니라 객관적인 데이터를 제시할 수 있으리라 본다.

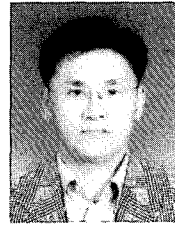
참 고 문 헌

- [1] J. Nielsen, S. H. Jensen, "Some experimental and clinical lights on rotation therapy, its basis and possibilities," Acta. Radiologic., Vol. 23, pp. 51-66, 1942.
- [2] A. G. Haus, "Historical developments in film processing and medical imaging, in Haus AG(ed) : Film processing and medical imaging," Wisconsin, Medical Physics Publishing, 1993.
- [3] A. L. Boyer, L. Antonuk, A. Fenster, et al. "A review of electronic portal imaging devices (EPIDs)," Med. Phys., Vol. 19, pp. 1-16, 1992.
- [4] P. Munro, J. A. Rawlinson, A. Fenster, "A digital fluoroscopic imaging device for radiotherapy localization," Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., Vol. 18, pp. 641-649, 1990.
- [5] K. S. Lam, M. Partowmah, W. C. Lam, "An on-line electronic portal imaging system for external beam radiotherapy," Br. J. Radiol., Vol.

59, pp. 1007-1013, 1986.

- [6] E. J. Morton, W. Swindell, D. G. Lewis, et al., "A linear array, scintillation crystal-photodiode detector for megavoltage imaging," *Med. Phys.*, Vol. 18, pp. 681-691, 1991.
- [7] G. Barnea, E. Navon, A. Ginzburg, et al., "Use of storage phosphor imaging plates in portal imaging and high-energy radiography: the intensifying effect of metallic screens on the sensitivity," *Med. Phys.*, Vol. 18, pp. 432-438, 1991.
- [8] M. K. Islam, L. T. Fitzgerald, F. J. Bova, et al., "A coded aperture device for on-line imaging with megavoltage photon beams," *Phys. Med. Biol.*, Vol. 38, pp. 1403-1418, 1993.
- [9] M. V. Herk, H. Meertens, "A matrix ionisation chamber imaging device for on-line patient setup verification during radiotherapy," *Radiother. Oncol.*, Vol. 11, pp. 369-378, 1988.
- [10] L. E. Antonuk, J. Boudry, W. Huang, et al., "Demonstration of megavoltage and diagnostic x-ray imaging with hydrogenated amorphous silicon arrays," *Med. Phys.*, Vol. 19, pp. 1455-1466, 1992.
- [11] E. C. McCullough, K. P. McCollough, "Improving agreement between radiation-delineated field edges on simulation and portal films : The edge tolerance test tool," *Med. Phys.*, Vol. 20, pp. 375-376, 1993.
- [12] K. Luchka "Assessing radiation and light field congruence with a video based electronic portal imaging device," *Med. Phy.*, Vol. 23(7), pp. 1245-1252, 1996.
- [13] A. C. Savard, E. B. Podgorsak, "An electronic portal imaging device as a physics tool," *Medical Dosimetry*, Vol. 22(2), pp. 101-105, 1997.
- [14] T. R. McNutt, T. R. Mackie, B. R. Paliwal, "Analysis and convergence of the iterative convolution/superposition dose reconstruction technic for multiple treatment beams and tomotherapy," *Med. Phys.*, Vol. 24(9), pp. 1465-1476, 1997.
- [15] S. Hamers, J. Freyschmidt, U. Neitzel, "Digital radiography with a large-scale electronic flat-panel detector vs screen-film radiography: observer preference in clinical skeletal diagnostics," *Eur. Radiol.* 11:1753-1759, 2001.
- [16] Terue Okamura, Saori Tanaka, et al. "clinical evaluation of digital radiography based on a large-area cesium iodide-amorphous silicon flat-panel detector compared with screen-film radiography for skeletal system and abdomen," *Eur. Radiol.* 12:1741-1747, 2002.

— 저 자 소 개 —



이 동 훈(정회원)

1987년 인하대학교 전자공학과
학사 졸업.

1993년 인하대학교 전자공학과
졸업(석사).

2001년 인하대학교 전자공학과
졸업(박사).

1988년~2005년 2월 원자력의학원 방사선의학
연구센터 책임연구원

2005년 3월~현재 동명대학교 의용공학과 조교수
<주관심분야 : 생체신호처리, 방사선의료기기, 방
사선영상, 방사선치료 및 연구기기>