

논문 2009-46SC-3-7

EPID와 FSRT를 이용한 치료표적위치 검증에 관한 연구

(A Study on Treatment Target Position Verification by using Electronic Portal Imaging Device & Fractionated Stereotatic Radiotherapy)

이동훈*, 권장우**, 박승우***, 김윤종***, 이동한***, 지영훈***

(Dong-hoon Lee, Jang-woo Kwon, Seung-Woo Park, Yoon-Jong Kim, Dong-Han Lee, and Young-Hoon Ji)

요약

고 에너지 방사선을 이용하여 종양을 치료하는 과정 중 발생하는 오차를 확인하여 보다 정교한 치료를 시행하는 것은 매우 중요하다. 특히, 두경부 종양을 치료하기 위해 작은 조사면에 방사선을 집중 조사하는 정위 방사선 분할치료와 같은 특수 치료에서는 치료위치의 확인을 더욱 요구하고 있다. 작은 조사면에 고선량의 방사선을 표적체적에 집중 조사하는 정위 방사선 분할 치료법에서 치료 중심점의 정확도 검증은 매우 중요하므로 표적에 3mm 납 볼을 놓고 정위 방사선 분할 치료용 25mm 콘을 장착한 후 얻은 전자 포탈 영상으로부터 콘 원의 중심점과 볼 원의 중심점을 영상처리를 통해 서로 비교해 본 결과 1픽셀(0.76mm)의 정확도까지 얻을 수 있었다. 정위 방사선 분할 치료에 전자 포탈 영상 장치를 적용하여 치료위치오차 여부를 검증하였다. 이를 위해 첫 번째 정위 방사선 분할 치료 영상과 임의로 2mm 이동 시킨 후 얻은 영상의 두개골 외곽선을 검출한 후 서로 비교해 본 결과 발생된 2mm 오차를 검증할 수 있었다. 본 논문에서는 개발된 비디오 기반 전자포탈영상장치와 정위 방사선 분할치료장치를 이용하여 실시간적으로 포탈영상을 획득할 수 있었으며 치료위치 검증을 통해 보다 정교한 방사선 치료를 할 수 있으리라 본다.

Abstract

It is very important to verify generated setup errors in cancer therapy by using a high energy radiation and to perform the precise radiation therapy. Specially, the verification of treatment position is very crucial in special therapies like fractionated stereotatic radiotherapy (FSRT). The FSRT uses normally high-dose, small field size for treating small intracranial lesions. To estimate the developed FSRT system, the isocenter accuracy of gantry, couch and collimator were performed and a total of inaccuracy was less than ± 1 mm. Precise beam targeting is crucial when using high-dose, small field size FSRT for treating small intracranial lesions. The EPID image of the 3mm lead ball mounted on the isocenter with a 25mm collimator cone was acquired and detected to the extent of one pixel (0.76mm) after comparing the difference between the center of a 25mm collimator cone and a 3mm ball after processing the EPID image. In this paper, the radiation treatment efficiency can be improved by performing precise radiation therapy with a developed video based EPID and FSRT at near real time

Keywords: EPID, FSRT, Radiation Therapy, Head Cancer, Therapy Beam, Treatment Efficiency

* 정회원, 동명대학교 의용공학과
(Tongmyong University)

** 정회원, 동명대학교 컴퓨터공학과
(Tongmyong University)

*** 정회원, 원자력의학원 방사선의학연구소
(Korea Institute of Radiological & Medical Sciences)

※ 이 논문은 교육과학기술부의 재원으로 시행하는 한국 과학재단의 방사선기술개발사업으로 지원받았음.

접수일자: 2008년11월25일, 수정완료일: 2009년5월13일

I. 서론

최근의 방사선 치료는 보다 정교한 치료를 시행하여 치료 후의 삶의 질을 높이는 것을 목표로 하고 있다. 방사선 치료 중 7-15% 정도의 방사선량 변화가 발생하면 심각하게 국부적으로 종양 치료효율이 떨어질 수 있고

^[1~2], 정상세포의 합병증을 증가시킬 수 있다^[3].

한 두 개의 두경부 병소에 정위 방사선 수술을 시행함에 있어 치료의 정밀도는 그대로 유지한 채 치료 선량을 여러 번 나누어 시술하는 정위 방사선 분할 치료(Fractionated Stereotatic RadioTherapy : FSRT)는 방사선 치료의 생물학적 관점에서 정위 방사선 수술에 비해 치료 효과가 우수하고, 주위 정상 조직에서 발생할 수 있는 여러 부작용을 줄일 수 있으며, 치료 과정 전반에 대한 부정확도의 부담도 여러 번 나누어 치료함에 따라 다소 줄일 수 있다는 이점이 있다^[4~5]. 이러한 FSRT법을 시행함에 있어 필수적으로 갖추어야 할 조건으로는 우선 정위 기구가 환자의 두개골에 단단히 부착되어야 하며, 대상 목표점의 위치가 3차원적 공간상에서 정확히 결정되어야 하고 계획된 선량이 목표점에 정확히 전달되어야 한다. 또한 주기적인 정도관리를 통해 치료 전반의 정확성과 안정성을 보장해야 한다^[6~11].

본 논문에서는 개발된 FSRT 장치를 이용하여 임상에 적용할 때 치료위치 오차검증을 전자포탈영상장치로 영상획득 및 처리를 통하여 수행하고자 하였다. FSRT 시스템을 임상에 적용할 때 치료위치의 검증은 주로 필름을 이용하여 검증하고 있으나 실시간으로 치료위치의 검증이 어렵다는 단점을 갖고 있다. 기존 필름의 역할을 대신할 여러 종류의 전자포탈영상장치(Electronic Portal Imaging Device:EPID)들이 개발되었으며^[12~14], 현재 상업용으로 개발된 전자포탈 영상장치가 각 병원에 보급되어 사용되고 있지만 제조회사마다 다른 데이터포맷과 소프트웨어를 갖고 있어 이 장치들로 획득된 영상을 이용하기가 어려워 한정된 용도 외에는 사용할 수가 없다. 이들 상업화된 장치는 치료영상을 모니터에 표시하고 자체 공급된 영상처리프로그램을 통해 영상의 질을 개선시키고 영상처리프로그램도 내장되어 있지만 치료위치의 오차여부를 보다 정량적으로 표시해 줄 수 있는 자동 영상처리 소프트웨어의 개발 등은 앞으로의 과제라 할 수 있다.

FSRT를 하기 위해서는 높은 정밀도를 유지할 수 있는 정위 좌표계의 설정이 중요하며 높은 선량과 작은 조사영역에 방사선을 집중적이며 정확하게 조사하기 위해서는 FSRT의 표적 위치에 대한 정확도 검증이 필수적이다. 지금까지 주로 표적 위치의 정확도 검증을 위해 사용된 방법은 포탈 필름을 찍은 후 관찰자의 주관적 판단에 의한 시각적인 검사에 의해 주로 이루어져 왔다. 최근에는 전자포탈영상장치를 통한 치료위치의

오차여부 검증을 거의 실시간적으로 수행하고 있다^[15~16].

본 논문에서는 지멘스사의 선형가속기 메바트론에 부착된 전자포탈영상장치를 이용해서 치료 위치를 검증하고자 하였다. FSRT 중심점의 정확도 검증을 위해 SSD(source skin distance) 100cm에 3mm 납 볼을 놓고 영상 처리를 통해서 표적 볼의 중심을 콘의 중심점과 비교하여 오차여부를 검증 하였다. 또한, FSRT 오차 검증은 첫 번째 기준 영상과 의도적으로 2mm 이동시켜 오차를 유발한 후 각각 두개골 영상의 외곽선을 검출한 후 오차를 검증할 수 있는지를 시도해 보았다.

II. 개발된 FSRT 장치의 특성

1. FSRT 치료용 후레임

FSRT 치료용 후레임 시스템은 기존의 B.R.W시스템과 호환성을 이루고, B.R.W CT(computed tomography)표적 결정 기구를 사용할 수 있도록 설계하였다. 환자 두부의 고정 방식과 다른 시스템과의 원활한 호환을 위해서 후레임의 크기에서는 많은 제약을 받지만 U자형 후레임으로 설계 제작하였다. 소재는 가볍고 튼튼한 두랄루민을 사용하였다. 본 후레임은 치아와 턱을 고정하는 방식을 선택하였다. 후레임의 상부에서 치아 고정장치를 지지하는 두랄루민 지지대를 제작하고 고정용 플라스틱을 녹여 환자의 치아 형태에 맞도록 구강 지지대를 제작하여 후레임에 부착하였다. 이러한 치아 고정장치 만으로도 우수한 고정 효과를 기대할 수 있으나, 보다 재현성이 우수한 후레임 제작을 위해 환자의 전두부와 후두부에 3.2mm 고정용 플라스틱을 이용하여 추가적인 고정 효과를 기하도록 하였다. 고정용 플라스틱은 후레임에 수직하게 부착된 루사이트 지

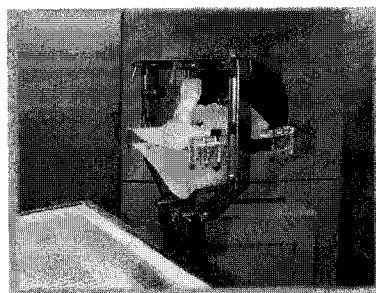


그림 1. 개발된 FSRT용 후레임
Fig. 1. The developed frame for fractionated stereotactic radiotherapy.

지대를 통해 환자의 두부를 고정하였으며 환자 두부의 하중을 지탱하여 후레임의 처짐 현상을 방지하기 위해 후두부에는 섬유질 플라스틱을 사용하였다. 그림 1은 제작된 FSRT용 후레임을 보여주고 있다.

2. FSRT용 후레임 좌표 시스템

후레임 좌표 시스템은 카우치 기반시스템을 기초로 하여 바닥 기반 시스템의 장점을 보완하는 형태로 제작하였다. 이러한 형태로 시스템을 개발할 경우 카우치 기반 시스템의 가장 큰 장점인 후방 조사가 가능하고 시스템의 정확성도 높일 수 있다는 장점이 있다. 즉, 후레임은 카우치에 부착하되 후레임 좌표 시스템은 치료기 바닥에 설치하였다. 정위적 위치 구현을 위해 제작한 CT 좌표계는 후레임과 착탈이 가능하도록 하여 결합시 치료기 카우치를 x, y, z축 방향으로 자유로이 움직여 정위적 위치를 구현하도록 하였다. CT나 MRI 등의 영상을 통해 확인된 3차원 정위 좌표를 구현하기 위한 눈금자로는 상용의 버어니어 캘리퍼를 사용하였다. 그림 2는 제작된 FSRT용 후레임 좌표 시스템을 보여주고 있다.

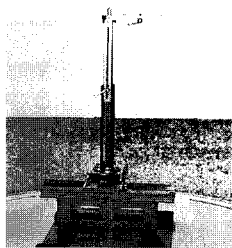


그림 2. 개발된 FSRT용 후레임 좌표 시스템
Fig. 2. The developed frame coordinates system for fractionated stereotactic radiotherapy.

3. FSRT용 콜리메이터 시스템

콜리메이터 콘은 다양한 크기의 뇌종양에 대해 정위적 방사선 분할 치료가 가능하도록 치료 위치인 SAD(source-axis distance) 100cm에서 조사면이 지름 15mm에서 60mm까지 되도록 8단계로 제작하였다. 제작된 콘의 재질은 세로벤드를 사용하였고 길이는 144mm로 차폐율이 최대 0.5%를 넘지 않도록 제작하였다. 재질의 특성상 콘의 외부는 스테인레스로 하우징하여 사용시 미세한 충격에 파손되지 않도록 하였다. 어댑터의 재질은 두랄루민으로 제작하였고, 콘 장착 부위에 4개의 미동나사를 설치하여 정확하게 콘이 설치되

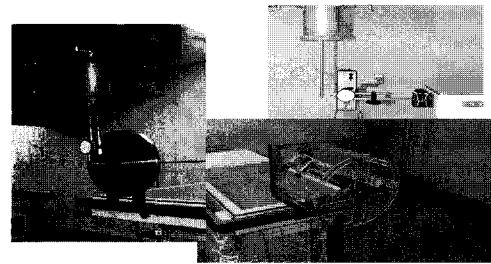


그림 3. 개발된 콜리메이터와 오차 측정용 포인터
Fig. 3. The developed collimator and pointer for error measurement.

도록 하였다. 그림 3은 제작된 콜리메이터와 시스템의 오차 범위를 측정하기 위한 부가적인 시스템을 보여주고 있다.

III. FSRT 위치 검증 시스템의 구성

소프트웨어는 마이크로소프트사®의 Visual C++ 6.0을 이용하여 영상획득 및 처리 프로그램을 개발하였다. 프로그램은 크게 카메라로부터 EPID 영상을 획득하기 위한 부분과 영상처리 부분으로 구성되어 있다. 영상처리 부분은 포탈 영상 특성에 관련된 영상처리 부분과 일반적인 영상 처리를 위해 사용되는 영상처리 부분으로 구성되어 있다. 기타 부분은 파일의 저장 및 관리 등에 관한 사용자 편의용 메뉴로 구성되어 있다. 개발된 영상획득 프로그램을 통하여 영상을 연속으로 받아 표시해 줄 수도 있고 순간 영상만을 잡아 저장할 수도 있다. 또한, 방사선의 단일조사에 의한 영상획득뿐만

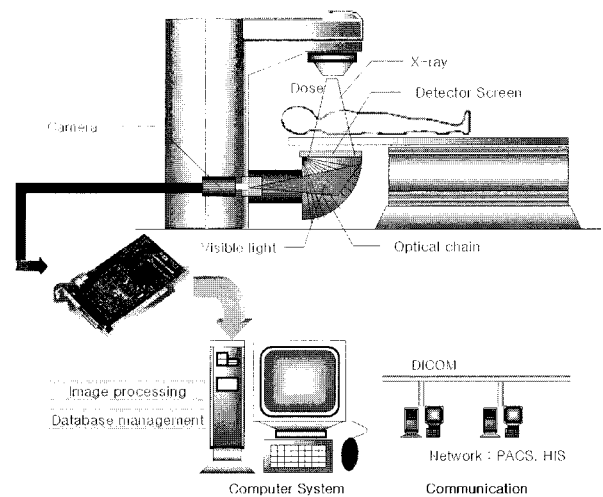


그림 4. 비디오 기반 EPID의 개요도
Fig. 4. Schematic diagram of the video based EPID.

아니라 조사면의 윤곽선부분을 알아보기 위해 사용하는 이중조사 영상도 받을 수 있도록 구성하였다. 영상은 20 후레임의 영상을 중첩한 후 평균하여 개선된 영상을 표시하였다. 그림 4는 영상 획득 장을 통하여 FSRT 치료 중 받은 영상의 한 예를 보여주고 있다. Meteor-II 8비트 후레임 그래버를 사용하여 영상을 획득할 때 전체 치료방사선 조사량의 10%(<10RAD) 미만의 조사량과 약 5초 정도의 조사시간 안에 영상을 획득할 수 있었다.

IV. 실험 및 결과

1. 표적위치 검증 알고리즘 및 결과

그림 5는 표적 위치 오차를 검증할 수 있는 알고리즘을 보여주고 있다. 치료기는 360도 모든 각도에서 치료를 수행하고 있으므로 표적위치 검증도 360도 모든 방향에서 검증하여야 한다. 먼저 치료기를 0도에서 콜리메이터의 콘 영상과 표적 중심점에 놓인 볼 영상을 함께 획득받은 후 치료 빔이 조사되는 콘 영상과 중심점과의 오차정도를 검증하게 된다. 360도를 검증하기 위해서는 30도 간격으로 12번을 회전하면서 측정하면 모든 방향의 중심점 오차를 검증할 수 있다. 검증해서 오차범위를 넘어서면 치료기의 치료위치를 재설정해 주어야 한다. 이중 치료기가 0도에서 획득된 영상처리 알고리즘은 다음과 같다. 획득된 영상으로부터 히스토그램을 얻고 히스토그램에서 중간부위 값으로 영상을 2진화 처리하면 방사선이 조사된 영역(25mm)만 구분하게 된다. 여기서 방사선 조사영역의 중심 값을 계산하였다. 영상에 표시된 3mm 납 볼 영상에서 그레이 값이 가장 낮은 값이 볼의 센터가 될 것이나 영상에서 가장 낮은 그레이 값을 사용할 수 없었다. 왜냐하면 잡음이 섞여 있고 시스템의 유한한 해상도는 중심 값과 이웃하는 픽셀들이 서로 겹쳐져 있기 때문이다.

치료표적인 중심점을 찾기 위해 그림 6은 큰 원의 중심점과 그 안에 있는 작은 점의 중심점을 찾아서 서로 비교하기 위한 알고리즘을 보여주고 있다. 여기서 큰 원은 치료빔이 들어가는 영역이며 작은 점의 중심점은 치료표적인 중심점이므로 서로 같아야 오차가 없는 것이 된다. 먼저, 큰 원의 중심점을 찾기 위해서 그림의 좌측처럼 원의 X축과 Y축 방향으로 1D 프로젝션 영상을 얻은 후 히스토그램을 분석한 후 평균값을 각각 찾았다. 이 평균 값으로 영상을 이진화 처리 후 큰 원의

중심점을 찾을 수 있었다. 다음에 중심부에 있는 작은 원의 중심점 값을 찾기 위해 영상의 블록 문턱치 값을 이용하여 영상을 블록별로 이진화 처리하였다. 작은 원은 잡음의 영향으로 중심점 찾기가 어려워 작은 원의 중심점은 어느 위치라는 것은 예상이 됨으로 작은 원을 더욱 작은 블록으로 나눈 후 각각 이진화 처리를 통해 중심점을 찾고자 하였다. 이진화 처리된 영상에는 잡음이 섞여 있으므로 이를 제거하기 위해서 채움(closing) 연산을 수행하였다. 앞서 수행한 큰 원의 중심점 정보를 이용해서 중심점 부근에서만 레이블링 연산을 수행한 후 작은 원만을 추출할 수 있었다. 작은 원 중의 중심점 값을 얻기 위해서는 큰 원의 중심점 값을 찾는 방식과 같은 방식을 이용하여 그림 6의 우측에서 보여주는 것처럼 작은 원의 중심점 값을 찾을 수 있었다. 계속해서 치료기의 각도를 30°씩 회전하면서 얻은 똑같은 영상으로부터 납 볼 중심점의 오차여부를 표시하면 전 방향에서 표적위치를 확인할 수 있다. 그림 7은 제안된 알고리즘을 통해 구현된 결과 영상을 보여주고 있

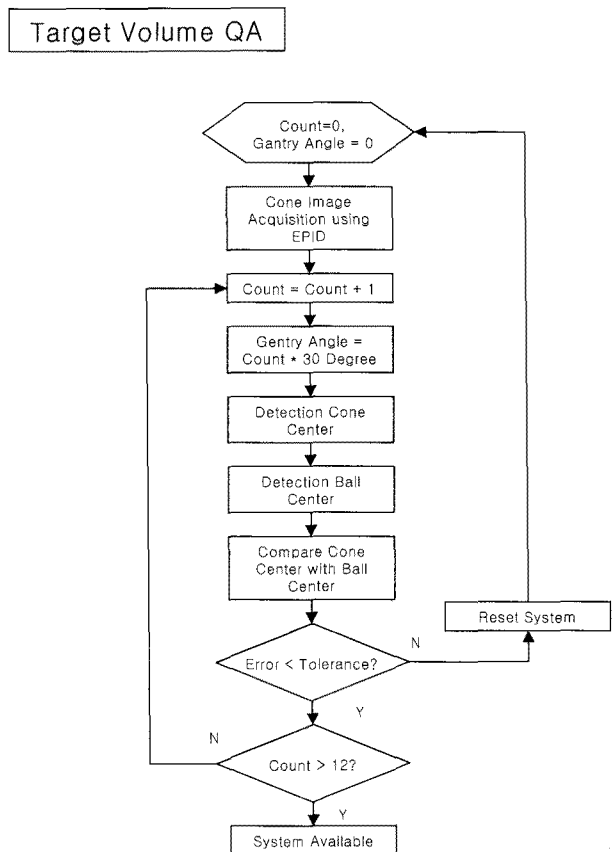


그림 5. FSRT 치료를 위한 표적 위치 검증 알고리즘
Fig. 5. The algorithm of target position verification for FSRT.

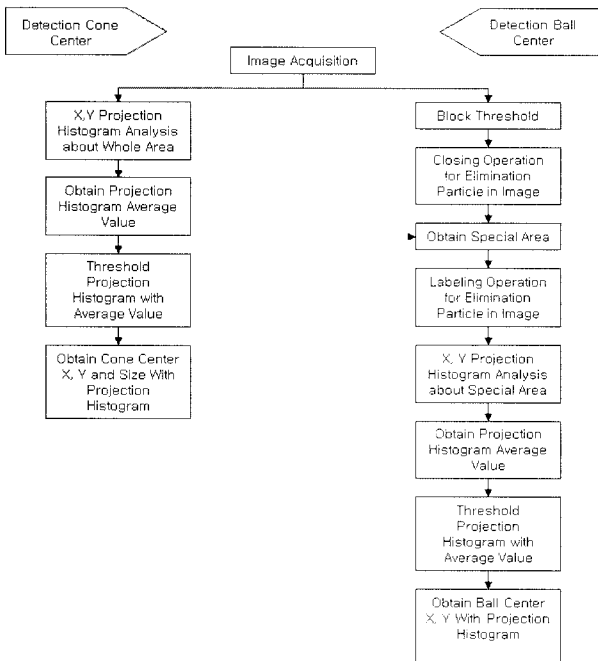


그림 6. 표적의 중심점 값을 찾기 위한 알고리즘
Fig. 6. The algorithm for target center detection.

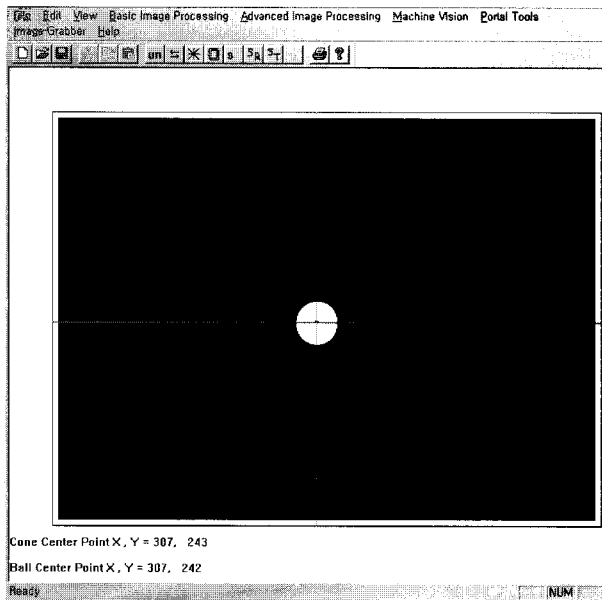


그림 7. 표적 위치가 검출된 결과 영상
Fig. 7. The result image which was detected target position.

다. 5mm콘 원의 중심과 영상 처리를 통해서 표적 볼의 중심을 콘의 중심점과 비교하여 본 결과 겐트리 0°와 25mm 콘을 사용한 영상으로부터 X축은 콘 중심점과 일치하였고 Y축은 1픽셀(0.76mm) 오차가 있음을 검증할 수 있었다.

즉, 그림 7은 큰원과 중심점의 작은점이 거의 겹쳐 있어서 구분하기 어렵지만 그림 아래 부분에 치료빔이

조사되는 콜리메이터 콘의 중심좌표 값은 X=307, Y=243이고, 중심 볼의 중심 좌표 값은 X=307, Y=242로 Y방향에서 1픽셀 정도만 오차가 발생하였으므로 표적 위치는 정확히 설정되어 있음을 나타내고 있는 것이다.

2. FSRT 위치 검증을 위한 영상처리 알고리즘 및 결과

가. 영상처리 알고리즘

그림 8은 FSRT 치료를 위한 위치 검증 알고리즘을 보여주고 있다. 그림 좌측에서 보여주는 것처럼 FSRT로 치료할 때 치료 위치의 검증은 CT로부터 얻은 단면 사진을 재구성한 DRR 영상과 비교해서 영상의 오차여부를 판정할 수도 있다. 본 논문에서는 FSRT 치료시 치료위치의 오차여부를 파악하기 위해 첫날의 포탈영상을 기준 영상으로 설정하였다. 이때 찍은 기준 영상은 콘을 제거한 오픈 조사면에서 방사선의 일부만 조사한 후 얻은 영상이다. 최적의 문턱 값에 의한 이진화 처리를 통해 두개골의 외곽선을 검출한 후 다음 번 치료할 때 얻은 똑같은 포탈 영상의 두개골 외곽선을 서로 비교함으로써 치료위치의 오차 여부를 검증하고자 하였

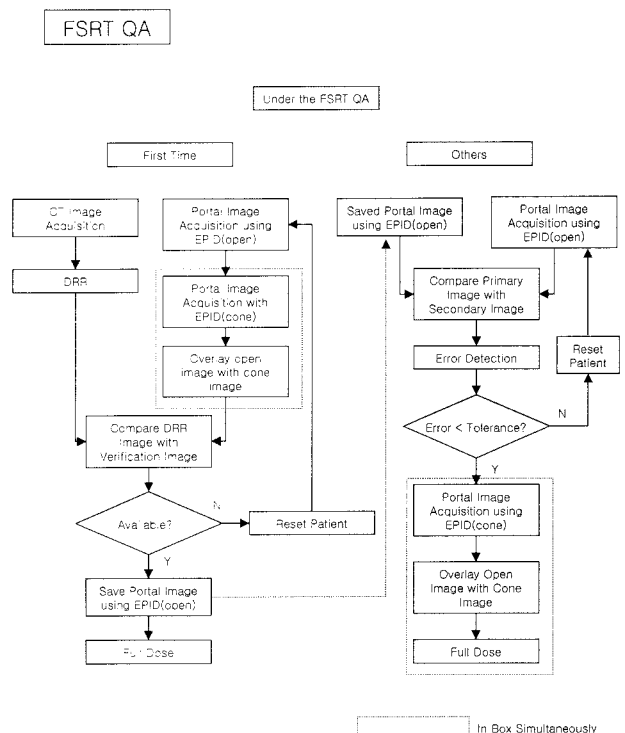


그림 8. FSRT 치료시 치료 위치 검증 알고리즘
Fig. 8. The algorithm for treatment position verification in FSRT.

다. 그러므로 첫날의 환자위치 설정은 다음 날의 기준이 됨으로 1mm이내의 오차정도로 정확히 환자치료위치를 설정해야만 한다. 오차를 검증한 결과가 치료를 수행할 수 있는 범위에 들어오면 콜리메이터 콘을 장착한 후 방사선을 조사하게 된다. 실제 FSRT에서는 치료위치의 기준점을 정확히 설정하기 위해 두개골에 핀을 박고 이를 기준 좌표로 이용하고 있다.

본 논문에서는 핀을 두개골에 박는 것은 환자에게 불편함으로 FSRT 치료시 두개골의 영상으로 위치 검증을 시도해 보았다. 더 정확한 것은 두개골에 박은 핀 영상과 외곽선을 사용하면 보다 정확히 환자의 치료위치를 검증하리라 본다.

나. 실험결과

그림 9는 FSRT 치료시 조사면을 열고 찍은 영상이다. 이때 그림에서처럼 기준판 팬텀에 의한 기준점이 명확히 표시됨을 알 수 있었다. 그림 10은 25mm 콜리메이터 콘을 장착한 후 빔을 조사할 때 받은 EPID 영상이다. 소 조사면에 집중되어 조사되는 영상으로 약간 검은 큰 원과 그 안에 작은 흰원이 있는데 큰 원이 25mm 콘에 의한 조사영역이고 그 안의 작은 원은 기

준판의 납 볼에 의해 표시된 기준좌표점이 된다. 기준점과 콘의 모양을 육안으로 관찰함으로써 빔의 위치가 맞게 설정되어 있는지를 알 수 있었다. 그림 11은 이중조사 방식에 의해 얻은 영상으로 전체적인 해부학적 모습과 치료되고 있는 부위를 동시에 보여주고 있다. 이와 같이 이중 조사 방식으로 얻은 영상을 통해서 치료되고 있는 위치가 정확한 지 육안으로 식별될 수 있다는 장점이 있다. 그림 10와 그림 11을 비교해 보면 처음 받은 치료 부위 영상은 회미한 영상이었지만 로그리즘 영상처리를 통하여 그림 11과 같이 쉽게 식별될 수 있도록 개선시킬 수 있었다.

FSRT 치료시 치료위치의 오차 여부를 검증하기 위해 사용된 방법은 첫날의 영상과 비교함으로써 치료 위치를 검증하고자 하였다. 그림 12는 FSRT 치료시 첫날 받은 기준 영상이며 이를 기준으로 2mm을 인위적으로 옮긴 후 포탈영상을 다시 찍어 치료위치 오차를 검증하였다. 즉, 위치 오차를 검증하기 위해 두 영상의 차이를 인위적으로 2mm 발생시켰다. 그림 13는 두개골의 윤곽선을 검출한 후 서로 겹친 영상으로서 그림에서처럼 그 차이를 쉽게 알 수 있었다. 움직이지 않은 외곽 후레임선은 서로 잘 일치되는 것을 볼 수 있고 내부의 움직인

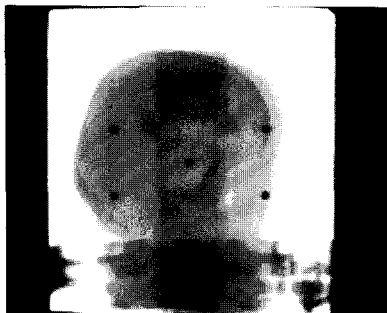


그림 9. FSRT 치료시 오픈필드로 찍은 EPID 포탈영상
Fig. 9. The EPID portal image with open field in FSRT.

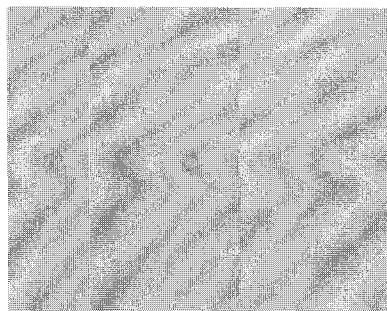


그림 10. FSRT 치료시 25mm 콘이 장착된 EPID 포탈영상
Fig. 10. The EPID portal image with a 25 mm cone in FSRT.

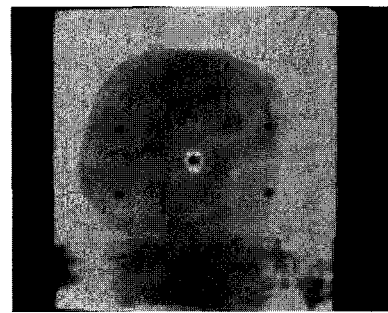


그림 11. FSRT 치료시 이중조사 방식으로 얻은 EPID 포탈영상
Fig. 11. The EPID portal image acquired by double exposure in FSRT.



그림 12. FSRT 치료시 EPID 기준 포탈영상
Fig. 12. The EPID reference portal image in FSRT.

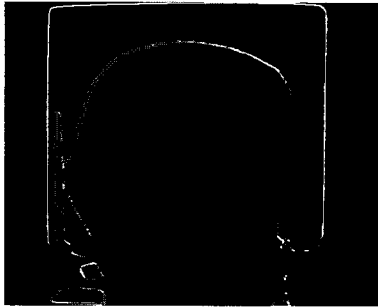


그림 13. FSRT 치료시 윤곽선 검출로 치료위치 오차를 검증한 영상

Fig. 13. The verification image on treatment position error by edge detection in FSRT.

두부 부분만 검출된 것을 알 수 있었다. 그러므로 FSRT시 EPID를 통해 획득된 영상으로부터 치료위치 오차를 실시간 검증함으로써 보다 정확한 치료를 수행할 수 있으리라 본다.

V. 결 론

본 논문에서는 개발한 FSRT 시스템을 이용하여 두경부 종양을 치료할 때 표적위치의 검증을 EPID 시스템과 영상처리를 이용하여 구현하였다. FSRT치료는 고선량의 방사선을 소조사면에 집중 조사하는 방식이므로 표적위치가 정확하게 설정되었는지 표적위치의 검증은 매우 중요하다. 중심좌표의 정확도 검증을 위해 표적위치에 3mm이 납볼과 25mm콘을 놓고 얻은 EPID 영상으로부터 표적위치 중심점과 콘 중심점과 차이는 y축으로 1픽셀(0.76 mm)까지 검출할 수 있었다.

제작된 FSRT에 두개골 팬텀을 설치한 후 치료영상을 EPID시스템을 통해 이중 조사방식으로 얻은 후 후레임을 x, y축으로 각각 ± 1 mm, ± 2 mm씩 이동시킨 후 얻은 영상의 외곽선을 검출하여 본 결과 2mm 이내에서 발생한 오차를 검출할 수 있었다. 이에 본 시스템을 통하여 FSRT치료를 수행할 때 표적위치검증용 필름의 역할을 대신할 실시간 디지털 영상처리장치를 유용하게 사용할 수 있으리라 본다.

참 고 문 헌

[1] M. Goitein, J. Busse, "Immobilization errors: Some theoretical considerations," *Radiology*, Vol. 117, pp. 407-412, 1975.
 [2] A. Dutreix, "When and how can we improve

precision in radiotherapy?," *Radiother. Oncol.* Vol. 2, pp. 275-292, 1984.
 [3] K. Mah, J. VanDyk, T. Keane, et al., "Acute radiation-induced pulmonary damage: A clinical study on the response to fractionated radiotherapy," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, Vol. 13, pp. 179-188, 1987.
 [4] K. Theodorou, C. Kappas, C. Tsokas, "A new non-invasive and relocatable immobilization frame for fractionated stereotactic radiotherapy," *Radiotherapy and Oncology*, Vol. 47, pp. 313-317, 1998.
 [5] R. W. Laing, A. P. Warrington, F. Hines, et al., "Fractionated stereotactic external beam radiotherapy in the management of brain metastasis," *Eur. J. Cancer*, Vol. 29, pp. 1387-1391, 1993.
 [6] R. J. Maciunas, R. L. Galloway, J. W. Latimer, "The application accuracy of stereotactic frames," *Neurosurgery*, Vol. 35(4), pp. 682-695, 1994.
 [7] M. C. Schell, V. Smith, D. A. Larson, et al., "Evaluation of radiosurgery techniques with cumulative dose volume histograms in linac-based stereotactic external beam irradiation," *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 20, pp. 1325-1330, 1990.
 [8] E. Shaw, R. Kline, M. Gillin, et al., "radiosurgery quality assurance guidelines," *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 27, pp. 1231-1239, 1993.
 [9] A. P. Warrington "Quality assurance in fractionated stereotactic radiotherapy," *radiother. oncol.* Vol. 30, pp. 239-246, 1994.
 [10] C. F. Serago, "Radiosurgery target point alignment errors detected with portal film verification," *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 24, pp. 777-780, 1992.
 [11] D. Lei, S. Almon, T. Samuel "Verification of radiosurgery target point alignment with an electronic portal imaging device(EPID)," *Med. Phys.*, Vol. 24(2), pp. 263-267, 1997.
 [12] 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.
 [13] L. E. Antonuk, C. W. Kim, J. Boudry, et al. "Development of hydrogenated amorphous silicon sensors for diagnostic x-ray imaging" *IEEE Trans. Nuc. Sci.*, Vol. 38, pp. 636-640, 1991.
 [14] A. C. Savard, E. B. Podgorsak, "An electronic

portal imaging device as a physics tool," Medical Dosimetry, Vol. 22(2), pp. 101-105, 1997.

[15] 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.

[16] K. Luchka "Assessing radiation and light field congruence with a video based electronic portal imaging device," Med. Phys., Vol. 23(7), pp. 1245-1252, 1996.

저 자 소 개



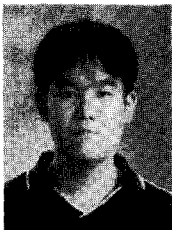
이 동 훈(정회원)
1987년 인하대학교 전자공학과 학사
1993년 인하대학교 전자공학과 석사
2001년 인하대학교 전자공학과 박사

1988년~2006년 원자력의학원 책임연구원
2006년~현재 동명대학교 의용공학과 조교수
<주관심분야 : 생체신호인터페이스, 생체신호처리, 바이오메디칼시스템, 의용방사선기기>



권 장 우(정회원)
1990년 인하대학교 전자공학과 학사
1992년 인하대학교 전자공학과 석사
1996년 인하대학교 전자공학과 박사

1996년~1998년 특허청 심사관
2004년~현재 동명대학교 컴퓨터공학과 부교수
<주관심분야 : 지능형시스템, 뉴럴네트워크, 신호처리>



박 승 우(정회원)
2002년 호남대학교 전자공학과 학사 졸업.
2004년 인하대학교 전자공학과 석사 졸업.
2007년 인하대학교 전자공학과 박사 졸업.

2002년~현재 한국원자력의학원 방사선의학연구소 연구원
<주관심분야 : 생체신호처리, 의료영상, 방사선치료 및 연구기기>



김 윤 종(정회원)
1997년 인하대학교 전자공학과 학사
1999년 인하대학교 전자공학과 석사
2005년 인하대학교 전자공학과 박사

1997년~2006년 원자력의학원 방사선의학연구소 연구원
<주관심분야 : 컴퓨터비전, 생체신호처리, 방사선영상처리>



이 동 한(정회원)
1986년 경북대학교 물리학과 학사 졸업
1991년 경북대학교 물리학과 석사
2007년 광운대학교 전자물리학과 박사

<주관심분야 : 의학물리, 방사선량 측정, 정위방사선수술>



지 영 훈(정회원)
1982년 한양대학교 물리학과 학사졸업.
1987년 한양대학교 물리교육학과 석사 졸업.
2008년 경기대학교 물리학과 박사 졸업.

2009년 현재 한국원자력의학원 책임연구원, 방사선치료의학물리연구팀장
경기대학교 대학원 의학물리학과 겸임교수
한국의학물리학회 편집위원, 법제위원장
<주관심분야 : 방사선 의학물리, 방사선측정, 방사선방호, 방사선 의학적 이용>