

## 전자포탈영상장치(EPID)를 이용한 선형가속기의 기하학적 QC/QA System

울산대학교 의과대학 서울중앙병원 방사선종양학과\*  
경기대학교 의학물리학과\*

이석\*\*, 장혜숙\*, 최은경\*, 권수일\*, 이병용\*

전자포탈영상장치(EPID)를 의료용 선형가속기의 QC/QA로 이용할 수 있게 하고 이 시스템의 유용성을 평가할 목적으로, 의료용 선형가속기의 기하학적 QC/QA 항목 중 빛-광자선 조사면 일치, 콜리메이터 회전축, 갠트리 회전축 등을 분석할 수 있고 임상응용에의 유용성을 실용적으로 수행할 수 있는 GUI(Graphic User Interface) 방식의 소프트웨어를 개발하였다. 상용 전자포탈영상장치에서 수집한 영상을 네트워크를 통해 수집하고, 이 영상을 조작할 수 있는 OQuE (On-line quality assurance system using electronic portal imaging) 시스템을 PC 상에서 구현하였다. EPID는 Portal Vision(Varian, USA)을 사용하였고, 시스템의 유용성 검증을 위해 CL/2100/CD (Varian, USA)의 의료용 선형가속기를 이용하여 기하학적 QC/QA 성능과 임상응용에의 유용성을 평가하였다. 빛-광자선 조사면 일치 ~1 mm의 정밀·정확도로 평가할 수 있었다. 콜리메이터 또는 갠트리, 카우치 회전축 역시 4개의 방사선 방향에 대한 영상을 중첩시켜서 중첩된 영상이 이루는 교점을 분석하여 구할 수 있었다. 빛-광자선 조사면 일치는 조사면별로 각각 영상을 얻고, 이들의 확대 영상과 중첩 영상을 보면서 중력장 중심(center of gravity)을 계산한 결과  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 에서 0.2 mm,  $10 \times 10$ ,  $15 \times 15$ ,  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ 에서 0.3 mm내에 들어움을 알 수 있었고 Upper Jaw 회전축은  $\pm 0.2 \text{ mm}$ , Lower Jaw 회전축은  $\pm 0.1 \text{ mm}$ , 갠트리 회전축은 앞뒤 방향으로  $\pm 0.3 \text{ mm}$ , 좌우 방향으로  $\pm 0.7 \text{ mm}$ 내에 들어움을 알 수 있었다. 카우치 회전축은  $\pm 0.2 \text{ mm}$  이내에 들어움을 알 수 있었다. 영상수집 시간은 필름에 비해 훨씬 짧았으며, 그 분석 또한 객관적이고 정량적으로 이를 수 있어서 전자포탈영상장치가 의료용 선형가속기의 QC/QA 도구로서 적당함을 알 수 있었다. 그리고 기준영상과 포탈영상의 필드경계와 해부학적 모양을 분석함으로써 임상응용에의 유용성을 평가할 수 있었다. 적절한 사용자 편의를 보완하면 이 소프트웨어는 의료용 선형가속기의 기하학적인 성능평가 및 임상에 적극 활용할 수 있음을 알 수 있었다.

중심단어 : 전자포탈영상장치, 기하학적 성능평가, OQuE 시스템

### 서 론

방사선 치료의 목적은 병소 부위에 정확하게 최대한의 방사선량을 조사하면서 주위 정상조직에는 방사선 손상을 최소화하는 것이다. 이를 위해 국제 방사선 단위(ICRU, International Commission on Radiation Units)에서는 선량 전달시  $\pm 5\%$ 의 정확도를 권고하고 있다.<sup>1,2)</sup> 이 정확도는 방사선 치료시 환자 자세가 매번 정확하게 재현되어야 가능한데 이를 위해 보편적으로 포탈영상을 이용하고 있다. 최근 전자 포탈 영상 장치의 개발로 이에 따르는 많

은 연구가 진행되고 있는데<sup>3-6)</sup> 이를 이용하여 임상에서 환자 자세의 정확성과 이를 자동적으로 검출해 내는 연구들이 활발하게 진행되고 있어, 치료성적 향상에 큰 기여를 할 것으로 기대하고 있다.<sup>7,9)</sup> 최근에는 이를 이용하여 Exit beam dosimetry<sup>10)</sup> 뿐 아니라 의료용 선형가속기의 성능 평가 등에 사용하려는 연구가 시도되고 있고<sup>11,17)</sup> 아울러서 EPID가 단순히 치료방향만을 검증하는 도구가 아닌, 인체내의 치료선량분포를 확인하는 도구로 활용하려는 연구도 보고되고 있다.<sup>18,19)</sup>

이런 활발한 응용 가능성에도 불구하고 EPID

시스템이 제조회사마다 다른 데이터 포맷과 소프트웨어를 갖고 있어 다른 치료기에서 수행할 경우 호환성에 문제가 있고, 또한 EPID 시스템을 이용해서 기하학적 성능 평가를 수행하는 사용자 편의(Graphic User Interface, GUI) 방식의 소프트웨어가 미비하여 실용적인 이용에 제약을 받고 있다.

본 연구에서는 이러한 문제들을 해결하기 위해 선형 가속기의 기하학적 성능 평가 항목 분석과 임상응용에의 유용성을 평가할 수 있는 프로그램을 개발하고, 하드웨어 시스템을 구축한 후 그 성능을 평가하는데 중점을 두었다.

그 평가방법으로서 기하학적 성능 평가 항목 중 통상적으로 시행하는 주기적인 성능 평가 항목인 빛-광자선 조사면 일치, 콜리메이터, 갠트리, 카우치 회전축 등을 정량적으로 평가하였고, 임상응용을 위해 기준 영상과 포탈영상을 각각 수집하여 중첩함으로써 그 유용성을 평가하였다. 즉, EPID 시스템이 가지고 있는 제조회사간의 비호환성을 해결하기 위한 전자 포탈 영상 장치 시스템과 분석용 컴퓨터를 연결해 줄 수 있는 네트워크를 구축하고, 의료용 선형가속기의 기하학적 성능 평가와 임상응용을 실용적으로 수행할 수 있는 사용자 편의 방식의 분석용 소프트웨어를 개발, EPID 시스템이 의료용 선형 가속기의 기하학적 성능 평가에 적합함을 알아 보고, 또한 임상응용에의 유용성을 알아서 적극 임상에 활용하고자 한다.

**재료 및 방법**

**1. 실험 과정**

상용 전자 포탈 영상 장치에서 수집한 영상을 네트워크를 통해 수집하고, 이 영상을 조작할 수 있게 하기 위해 PC에서 실행 가능한 프로그램을 개발하였다. 자체 제작한 프로그램은 펜티엄 233 MHz의 윈도우 환경을 기반으로, 프로그램 제작툴인 IDL (Interactive Data Language, Research systems, USA)을 이용해 프로그래밍 하였고, 이를 OQuE (On-line Quality Assurance System using Electronic Portal Imaging Device) 시스템이라고 명명하였다. EPID는 Portal Vision(Varian, USA)을 사용하였고, 시스템의 유용성 검증을 위해 의료용 선형가속기

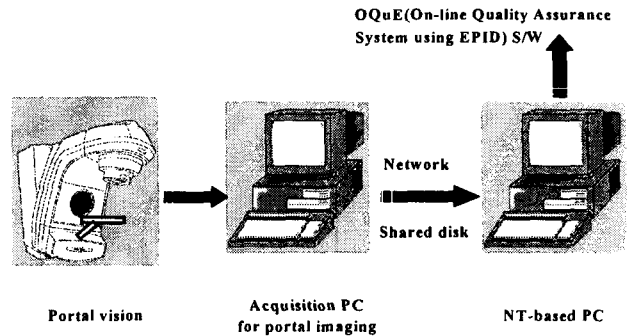


Fig. 1. Illustration of experimental process

(CL/2100/CD, Varian, USA)를 이용하였다. 본 연구의 수행과정(Fig. 1, Fig. 2)을 보면, 전자포탈영상장치 시스템에서 포탈영상을 얻고, 이렇게 얻어진 영상정보를 하드디스크 공유형태의 네트워크로 분석용 PC로 전달케 하고, 이렇게 전달된 영상정보를 OQuE 소프트웨어로 조작해서 의료용 선형가속기의 기하학적 성능 평가 항목인 빛-광자선 조사면 일치, 콜리메이터, 갠트리, 카우치 회전축 등을 평가하고 임상응용에의 유용성을 알아보았다.

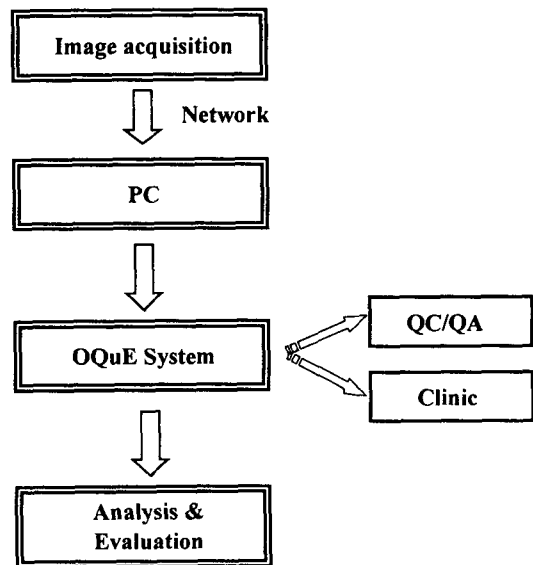


Fig. 2. Flow-chart of experimental process

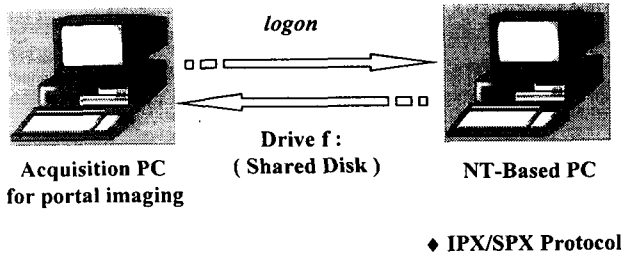


Fig. 3. Illustration of network configuration

## 2. 시스템 구성

### (1) 네트워크 구성

포탈 영상을 획득하는 시스템이 DOS 환경이고, 저장되는 디렉토리가 고정되어 있는 반면, 분석용 PC는 NT-based의 윈도우 환경이어서 호환성이 문제가 되었다. 그래서, DOS 시스템에서 생성된 파일들을 다른 PC(분석용 PC)에서 바로 사용할 수 있게 하는 것이 필요하게 되었고, 이를 해결하기 위한 특별한 네트워크 구성이 요구되었다.

본 연구에서 구성한 네트워크 과정을 보면(Fig. 3) 포탈영상을 획득하는 시스템에서 수집된 영상정보를 하드디스크 공유형태 즉, 소프트웨어는 건드리지 않고 데이터만을 공유하는 형태(IPX/SPX Protocol)로 공유 디스크에 저장해 하고, 이렇게 저장된 정보는 분석용 PC의 자체 제작된 분석용 소프트웨어(OQuE)에서 불러들일 수 있게 구성하였다. 분석용 PC는 NT-based 시스템을 사용하였다.

### (2) 소프트웨어 작성

#### 개발 환경

윈도우 95를 기반으로 하는 펜티엄 233 MHz PC와 프로그램 제작틀인 Research System사의 IDL 5.1을 이용해 프로그램을 작성하였다. 네트워크는 데이터를 공유하게 하는 IPX/SPX 프로토콜을 사용하였다.

#### 프로그램 구성

프로그램은 IDL을 이용해 작성하였고, 크게 세 부분으로 구성되어 있는데, 임상 응용에 이용할 수 있는 부분(Fig. 4(b)), 선형가속기의 기하학적 성능

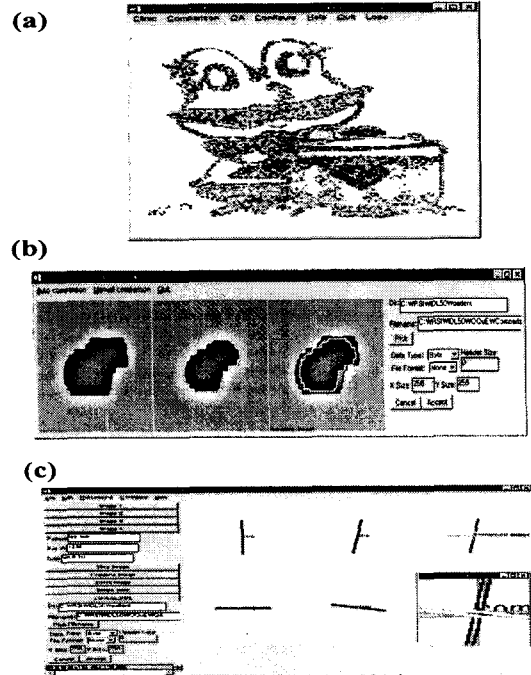


Fig. 4. Program composition : (a) main menu, (b) clinic application and (c) geometrical quality assurance of linear accelerator

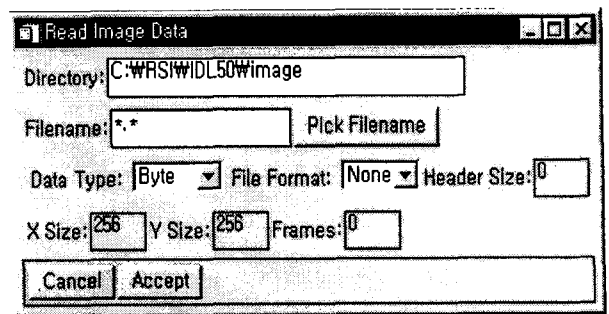


Fig. 5. Directory conversion menu

평가 항목을 분석할 수 있는 부분(Fig. 4(c)), 그리고 이 두 가지를 연계해서 조작할 수 있는 부분(Fig. 4(a))등으로 구성되어 있다.

#### 디렉토리 구성

환자 이름, RT#, 데이터 등으로 분류, 검색할 수 있게 구성하였다. (Fig. 5)

## 3. 선형가속기의 기하학적 성능평가 항목 분석

(1) 항목 분석

불러들여 표시한 지점의 좌표값(화소 위치)을 찾아서 이 점을 기준점으로 결정한다.

기준점 설정

조사면 중심을 납줄로 표시한 다음 포탈 영상을 얻고, 이렇게 얻어진 영상을 제작한 프로그램에서

빛-광자선 조사면 일치 평가

종이 위에 납줄을 이용하여 5×5, 10×10, 15×15, 20×20 cm<sup>2</sup>의 정사각형을 그리고 그 중심에는 십자

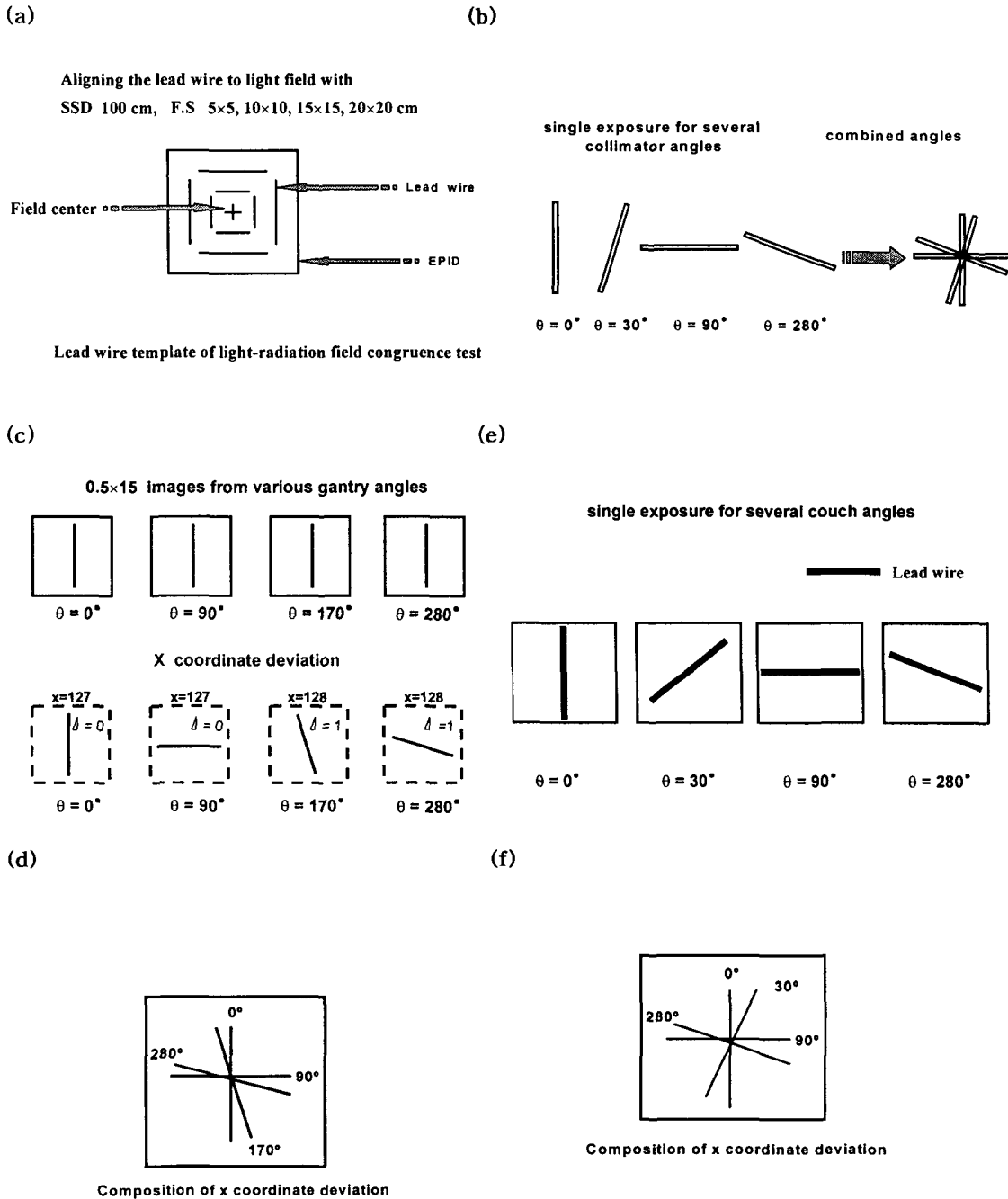


Fig. 6. Determination of (a) light-radiation field congruence, (b) collimator rotation axis, (c), (d) gantry rotation axis and (e), (f) couch rotation axis

표시를 하였다. 이 종이판을 EPID 위에 올려놓고 빛 조사면의 경계가 납줄의 바깥면에 정확히 일치하도록 조정한 후, 방사선을 조사하여 영상을 수집한다. 각각의 조사면 크기에 대해 이 과정을 반복하여 영상정보를 모두 저장한다.

**콜리메이터 회전축 크기 평가**

콜리메이터 각도를 0°, 10°, 90°, 280°로 하고 upper jaw를 최대한 닫고(0.5 cm 이하) 방사선을 쬐어 각각의 영상을 따로따로 저장한다. 같은 방법으로 lower jaw에 대해 이 과정을 반복한다.

**갠트리 회전축 크기 평가**

갠트리 회전축 크기 평가는 lower jaw를 최대한 닫은 상태(0.5 cm 이하)에서 갠트리 각도를 0°, 90°, 170°, 280°로 돌려가며 영상을 얻어서 각각의 영상을 저장한다. 직관적으로 볼 때 갠트리 회전 중심을 EPID에서 찾는 것은 불가능한 일로 보인다. 그래서, 본 연구에서는 갠트리 각도를 돌려가며 얻은 영상들을 수집한 후, 그 영상의 기하학적 중심에 대해 갠트리 각도만큼 영상의 각도를 돌려가며 얻은 영상을 콜리메이터 회전축 크기 평가와 같은 방법으로 평가하였다.

**카우치 회전축 크기 평가**

카우치 회전축 크기 평가는 조사면 10×10 cm<sup>2</sup>에 서 카우치에 납줄을 위치시킨 후 카우치 각도를 0°, 30°, 90°, 280°로 돌려가며 영상을 얻어 각각 저장한 후 평가하였다.

**(2) 분석과정 및 알고리즘**

영상정보는 네트워크 형태로 수집하여, 얻어지는 모든 포탈영상들의 경계를 중첩하여 평균값 중심(center of gravity)을 구하는 방법으로 비교, 분석한다.<sup>13)</sup> 즉,

$$X_{gc} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i, \quad \text{----- (1)}$$

$$Y_{gc} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N Y_i, \quad \text{----- (2)}$$

N : 조사면내의 총 화소 수

gc : 기하학적인 중심(geometrical center)

(1)과 (2)식을 이용하여 방사선장의 중심을 구할 수 있으며, 납줄의 위치로부터 빛 조사면의 중심을 구하여 그 차이가 얼마인지를 측정한다. 콜리메이터 회전축은 각 각도 별로 수집한 영상을 단순히 중첩시키고 각 영상의 중심좌표의 변화를 통해 콜리메이터 회전축을 계산해 내었다. 갠트리 회전축은 갠트리 각도를 돌려가며 얻은 영상을 기하학적 중심에 대해 다시 각도를 돌려줌으로써 얻은 후, 콜리메이터 회전축과 같은 방법의 중첩방식으로 갠트리 회전축 크기를 분석하였다. 영상 중심은 기준점에서 얼마나 떨어져 있는가에 대한 분석으로 구하였고, 카우치 회전축도 같은 방법으로 분석하였다.(Fig. 6.) 여기서 선량은 대칭성이 있다는 조건하에 평균값 중심은 각각의 x, y 요소를 필드내의 총 화소수로 나누는 방식으로 평균값 중심을 계산한다. 이러한 일련의 과정을 소프트웨어에서 자동적으로 조사면 중심이 영역범위 내에 들어오는지, 절대값과는 얼마나 떨어져 있는지 등을 계산해냄으로써, 빠르고 정확하게 의료용 선형가속기의 기하학적 성능 평가를 분석할 수 있게 한다. (Fig. 7.)

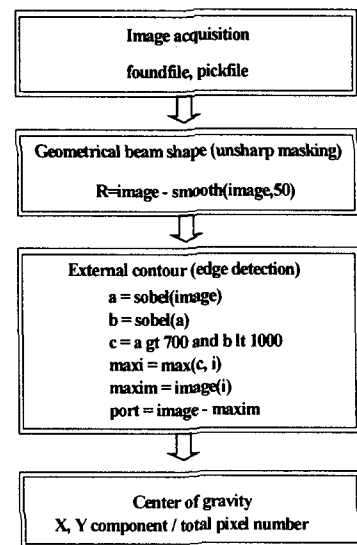


Fig. 7. Procedure of analysis algorithm

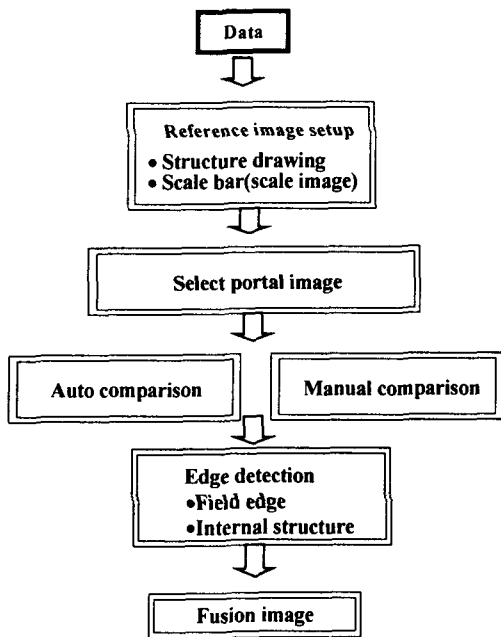


Fig. 8. Procedure of clinic application analysis

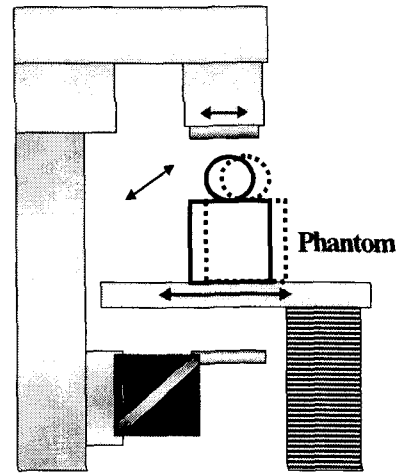


Fig. 9. Illustration of image acquisition

### 3. 임상응용

네트워크로 기준 영상과 치료시의 포탈 영상을 수집하였다. 즉, 환자의 기본 영상과 전후, 좌우로 움직인 포탈 영상, 각도 또는 치료면 모양(크기, 블록등) 등이 변한 영상 등을 수집하였다. 비교, 분석은 환자 첫 치료시 얻은 기준 영상을 기준으로 하여, 치료 시에 얻어지는 포탈 영상의 경계를 자동적으로 검출하고, 내부장기는 사용자가 직접 그려 넣을 수 있게 한 후 각 영상들을 중첩하는 방법으로 분석하였다. (Fig 8.) 영상수집은 환자의 기본 영상과의 차이를 보기 위해 조사면에 따른 포탈 영상, 전후, 좌우로 움직인 포탈영상, 각도 또는 환자 자세의 변화에 따른 포탈 영상 등을 수집(Fig 9.)하여 그 차이를 시각적으로 분석하도록 하였다. OQuE 시스템은 기준영상과의 비교 기능, 자동 contouring 기능 등이 있으므로 시각적으로 뚜렷하게 차이를 보여 줄 수 있었다. 이런 차이를 정량적으로 나타낼 수 있도록 픽셀당 실제거리의 교정, 사용자편의 방식의 보완, 환자 처리 데이터베이스등을 보완한다면 임상응용에도 가능함을 알 수 있었다.

## 결과 및 토의

### 1. 기하학적 성능 평가

#### (1) 항목 분석 결과

빛-광자선 조사면 일치는 조사면 별로 각각 영상을 얻고, 이들의 중첩영상과 확대 영상을 보면서 평균값 중심을 계산한 결과 조사면  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 에서 0.2 mm,  $10 \times 10$ ,  $15 \times 15$ ,  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ 에서 0.3 mm내에 들어움을 알 수 있었다. 기준점은 조사면 중심을 납줄로 만들어준 다음 포탈 영상을 얻고, 이를 소프트웨어에서 지정함으로써 좌표상에서 (130, 126)을 보여 주었다. 필름에서는 그 차이를 객관적으로 측정해내기 어렵지만, 이 연구에 따라 시행한 결과 모든 조사면 크기에 대해 1 mm 이내의 오차를 보이고 있음을 알 수 있었다. 실제로 필름을 사용하는 경우는 그 차이를 분석할 때 주관적이며, 경험에 의존할 수밖에 없었으나 이 연구에서 객관적이고 재현성 있는 정확한 값을 얻을 수가 있었다. upper jaw 회전축은  $\pm 0.2 \text{ mm}$ , lower jaw 회전축은  $\pm 0.1 \text{ mm}$ , 갠트리 회전축은 전후 방향으로  $\pm 0.3 \text{ mm}$ , 좌우 방향으로  $\pm 0.7 \text{ mm}$ 내에 들어움을 알 수 있었다. (Fig 10.) 여기서 갠트리 회전축이 전후와 좌우가 달리 나타난

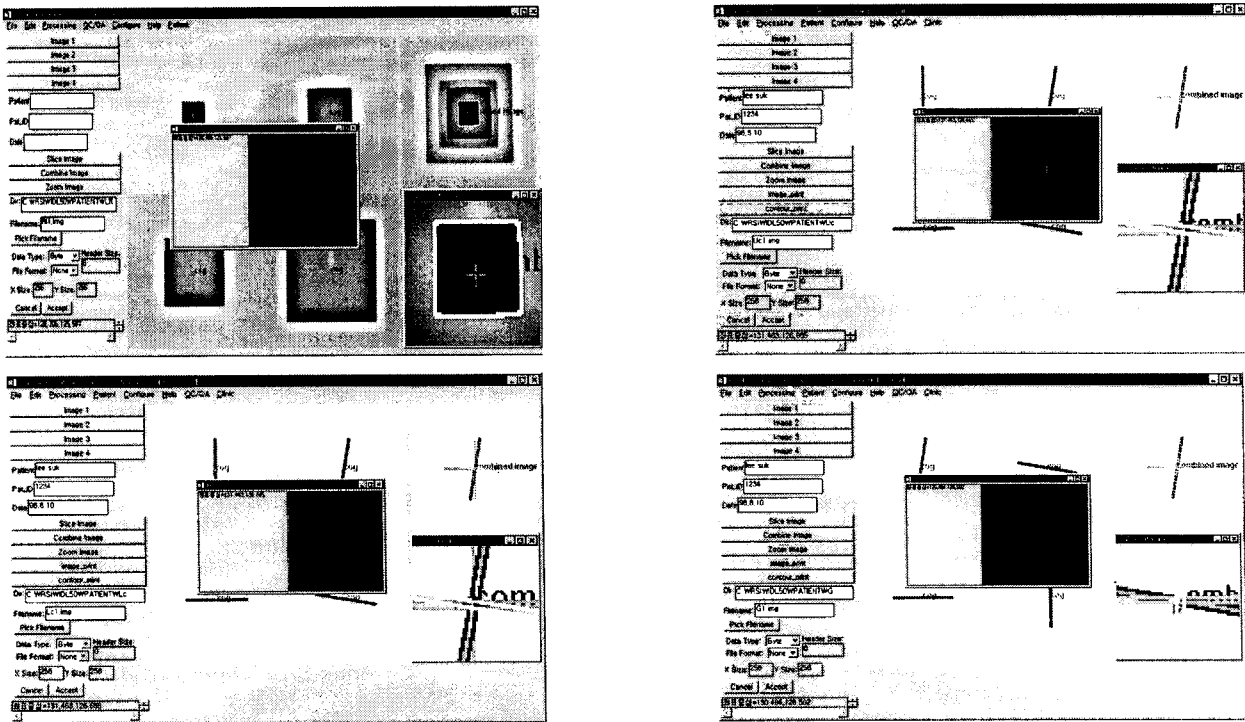


Fig. 10. Light field–Radiation field congruence, Collimator rotation axis and gantry rotation axis: (a) Light field–Radiation field congruence, (b) collimator rotation axis, upper jaw closed, (c) collimator rotation axis, lower jaw closed and (d) gantry rotation axis.

것은 그 값 차이가 대단히 작은 값(0.4 mm)이기는 하지만 중력에 의해 가속기가 쳐질 수 있는 가능성이 크다는 사실을 시사하고 있다. 카우치 회전축은  $\pm 0.2$  mm 이내에 들어움을 알 수 있었다. OQuE 시스템을 사용한 결과 기존의 필름 방식에 비해 측정과 분석시간을 단축할 수 있었고, 밀리미터범위내의 정확성을 보여 객관적이고 정량적인 분석을 이룰 수 있었다. 본 연구는 이런 일련의 과정을 간단하게 해결할 뿐 아니라 선형가속기의 갠트리, 카우치 회전축까지 평가할 수 있어서 실용성에 접근한 연구결과를 보여주고 있어서 전자포탈영상장치가 의료용 선형가속기의 기하학적 성능 평가 도구로서 적합함을 알 수 있었다. 1996년 Luchka<sup>13)</sup>와 그의 동료는 거울방식의 EPID(mirror-based EPID)를 이용하여 빛-광자선 조사면 일치성 평가의 가능성을 제시하였고, 1997년 Curtin-Savard<sup>15)</sup>는 “physics tool”로서의 EPID 장치를 활용하는 연구를 통해 보상체 성능 평가, 콜리메이터 회전축, 다엽콜리메이터(MLC, Multi Leaf Collimator) 성능 평가 등에 이용할 수 있는 가능성을 제시한 바 있다.

## 2. 임상 응용

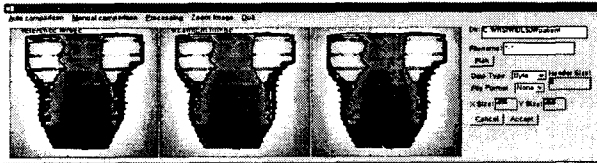
기준 영상과 치료시의 포탈영상의 필드 경계와 해부학적 모양을 비교함으로써 그 차이를 평가하였다. OQuE 시스템은 기준영상과의 비교 기능, 자동 contouring 기능 등이 있으므로 시각적으로 뚜렷하게 차이를 보여 줄 수 있었다. 이런 차이를 정량적으로 나타낼 수 있도록 화소 당 실제 거리의 교정, 사용자 편의 방식의 보완, 환자 처리 database등을 보완한다면 임상응용에도 가능성을 알 수 있었다. (Fig 11.)

## 결론

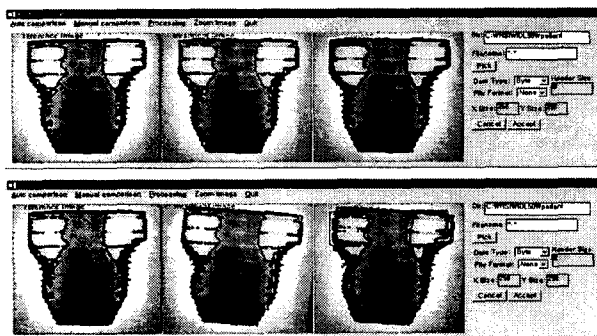
전자 포탈 영상 장치를 이용하여 의료용 선형가속기의 기하학적 요소의 성능 및 임상응용에의 유용성을 평가할 수 있는 OQuE 소프트웨어를 작성하였다. 네트워크로 수집하여 얻어지는 모든 포탈영상들의 경계를 중첩하여 평균값 중심을 구해 절대값과 얼마나 떨어져 있는지, 그리고 영역 범위 내에 들어오는지

등을 분석한 결과, 실험에 사용한 CL/2100/CD 장비는 빛-광자선 조사면의 일치를 1 mm 이내의 정밀도로

(a)



(b)



(c)



(d)

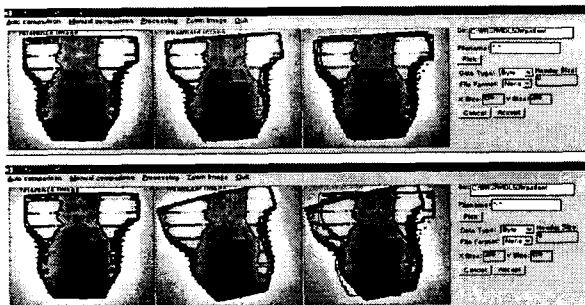


Fig. 11. Clinic application : (a) field size difference, (b) collimator angle difference, (c) patient setup difference and (d) patient setup, gantry angle difference

평가할 수 있었으며, 콜리메이터 회전축이 upper jaw가  $\pm 0.2$  mm, lower jaw가  $\pm 0.1$  mm 이내이었다. 갠트리 회전축은 전후 방향과 좌우 방향의 크기가 다르게 나와서 각각  $\pm 0.3$  mm,  $\pm 0.7$  mm로 나타났다. 카우치 회전축은  $\pm 0.2$  mm 이내이었다. 기존 필름방식에 비해 측정과 분석시간을 단축할 수 있었고, 밀리미터 범위내의 정확성을 보여 전자포탈 영상장치가 의료용 선형가속기의 기하학적 성능 평가 도구로서 적합함을 알 수 있었다. 그리고, 기준 영상과 포탈영상의 필드경계와 해부학적 모양을 비교함으로써 치료시 환자 자세의 정확성을 보장할 수 있어 임상응용에의 유용성을 평가할 수 있었다.

이상과 같이 전자포탈영상장치를 이용한 OQuE 시스템의 네트워크를 구축하고, 사용자 편의(Graphic User Interface, GUI) 방식의 소프트웨어를 개발함으로써 의료용 선형가속기의 기하학적 성능 평가를 실용화할 수 있었고, 임상 응용에의 유용성을 평가할 수 있었다. 적절한 사용자 편의를 보완하면, 이 소프트웨어는 의료용 선형가속기의 기하학적인 성능평가 및 임상에 적극 활용할 수 있음을 알 수 있었다.

## 참고 문헌

1. Goitein M., Busse J.: Immobilization errors: some theoretical consideration. *Radiology* 117:407-412 (1975)
2. Dutreix A.: When and how can we improve precision in radiotherapy? *Radiother. Oncol.* 2: 275-292 (1984)
3. Boyer A.L. A review of electronic portal imaging devices (EPIDs). *Med. Phys.* 19(1):1-16 (1992)
4. 허수진: 후리에 표시자를 이용한 포탈영상과 시블레이터 영상의 자동결합. *의공학회지* 18(1):9-15 (1997)
5. 박순옥: 경계-적용 칼만 필터를 이용한 Port Films의 영상개선에 관한 연구. *의공학회지* 17(4):427-432 (1996)
6. Althof V.G.M., de Boer J.C.J., Huizenga H.: Physical characteristics of a commercial electronic portal imaging device. *Med. Phys.* 23(11):1845-1855 (1996)



7. 김우철, 정은지, 이창걸, 추성실, 김귀연: 폐암환자에서 Electronic Portal Imaging Device를 이용한 자세 오차 및 종양 이동 거리의 객관적 측정. 치료방사선과학회지 **14(1)**:69-76 (1996)
8. Gildersleve J., Dearnaley D.P., Evans P.M., Swindell W.: Reproducibility of patient positioning during routine radiotherapy, as assessed by an integrated megavoltage imaging system, *Radiother. Oncol.* **35**:151-160 (1995)
9. McGee K.P., Fein D.A., Hanlon A.L.: The value of setup portal films as an estimate of a patient's position throughout fractionated tangential breast irradiation: an on-line study. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **37(1)**:223-228 (1997)
10. Zhu Y., Jiang X.Q., van Dyk J.: Portal dosimetry using a liquid ion chamber matrix: dose response studies. *Med. Phys.* **22(7)**:1101-1106 (1995)
11. Shalev S., Rajapakshe R.: Totally automatic quality control for electronic portal imaging devices, *Brit. J. Radiol.* **66**, 136 (1993)
12. Rajapakshe R., Shalev S.: A quality control test for on-line portal imaging. *Med. Phys.* **20**:921 (1996)
13. Luchka K., Chen D., Shalev S.: Assessing radiation and light field congruence with a video based electronic portal imaging device. *Med. Phys.* **23(7)**:1245-1252 (1996)
14. Shalev S., Luchka K.B., Gluhchev G., Rajapakshe R.: A quality control procedure for light field accuracy, LH Gray Conference on Quantitative Imaging in Oncology, Newcastle April 1995. *Brit. J. Rad.* 1997. In print.
15. Curtin-Savard A., Podgorsak E.B.: An electronic portal imaging device as a physics tool. *Medical Dosimetry* **22(2)**:101-105 (1997)
16. 이석, 이병용, 조정길, 권수일, 정원규, 김종훈: 전자포탈영상장치(EPID)를 이용한 선형가속기의 기하학적인 QC/QA, *의학물리* **8(2)**:59-65 (1997)
17. Lee Suk, Chang Hyesook, Choi Eun Kyung, KwonSoo IL, Yi Byong Yong: On-line quality assurance of linear accelerator with electronic portal imaging system. *Med. Phys.* **25(8)**:1582 (1998)
18. 이병용, 이석, 최은경, 김종훈, 권수일, 장혜숙: EPID를 이용한 균일 팬텀내의 선량분포 추정에 관한 연구. 추계의학물리학회 초록집, **14회** (1997)
19. McNutt T.R., Mackie T.R., Paliwal B.R.: Analysis and convergence of the iterative convolution/superposition dose reconstruction technique for multiple treatment beams and tomotherapy. *Med. Phys.* **24(9)**:1465-1476 (1997)

## On-line Quality Assurance of Linear Accelerator with Electronic Portal Imaging System

Suk Lee<sup>\*\*</sup>, Hyesook Chang<sup>\*</sup>, Eun Kyung Choi<sup>\*</sup>,  
Soo Il Kwon<sup>+</sup>, Byong Yong Yi<sup>\*</sup>

*Dept. of Radiation Oncology, Asan Medical Center,  
College of Medicine University of Ulsan<sup>\*</sup>  
Dept. of Medical Physics, Kyonggi University<sup>+</sup>*

On-line geometrical quality assurance system has been developed using electronic portal imaging system(OQuE). EPID system is networked into Pentium PC in order to transmit the acquired images to analysis PC. Geometrical QA parameters, including light-radiation field congruence, collimator rotation axis, and gantry rotation axis can be easily analyzed with the help of graphic user interface(GUI) software. Equipped with the EPID (Portal Vision, Varian, USA), geometrical quality assurance of a linear accelerator (CL/2100/CD, Varian, USA), which is networked into OQuE, was performed to evaluate this system. Light-radiation field congruence tests by center of gravity analysis shows 0.2~0.3mm differences for various field sizes. Collimator (or Gantry) rotation axis for various angles could be obtained by superposing 4 shots of angles. The radius of collimator rotation axis is measured to 0.2mm for upper jaw collimator, and 0.1mm for lower jaw. Acquired images for various gantry angles were rotated according to the gantry angle and actual center of image point obtained from collimator axis test. The rotated images are superpositioned and analyzed as the same method as collimator rotation axis. The radius of gantry rotation axis is calculated 0.3mm for anterior/posterior direction (gantry 0° and 170°) and 0.7mm for right/left direction(gantry 90° and 260°). Image acquisition for data analysis is faster than conventional method and the results turn out to be excellent for the development goal and accurate within a millimeter range. The OQuE system is proven to be a good tool for the geometrical quality assurance of linear accelerator using EPID.

Keywords : EPID, QC/QA, OQuE System