

## 전자포탈영상(EPI)을 이용한 의료용 선형가속기의 성능평가에 관한 연구

† 경기대학교대학원 의학물리학과 \*연세대학교 치료방사선과학교실

윤 성익<sup>†</sup>, 권 수일<sup>†</sup>, 추 성실<sup>\*</sup>

고에너지 광자선을 발생시키는 의료용선형가속기의 선질은 경우에 따라 변이를 가져오게 된다. 이러한 변이를 정확하게 판정하여 줄수 있는 방사선측정법의 활용은 매우 중요하다. 보편적으로 광자선의 측정에 있어서 전리함의 사용이 아주 빈번하였으나 전자포탈영상장치(EPID)의 등장은 새로운 방사선측정법에 대한 가능성의 시작을 예견해준다.

실험은 6MV 광자선의 대칭성, Light/Radiation congruence, 그리고 Wedge filter를 통한 간편한 에너지의 변화에측과 위치의 정확도에 대하여 측정을 시행하였다. 사실 방사선측정의 대표적인 방법은 물팬텀-전리함용 이용한 모델인데 본 실험에서는 영상의 화소가 지니는 디지털 값을 적절한 소프트웨어로 읽어내어서 데이터를 환산하여 결과를 얻었다.

선행실험에서 얻은 상대선량률을 적용하여 대칭성에서는 조사야영역이 10x10cm<sup>2</sup> 일 때 횡축과 종축에서 1.2%, 1.2% 로 비교적 오차가 적었다. 그리고 Light/Radiation field congruence 여부는 횡축이 0.3%, 그리고 종축이 0.2%로서 예상한 기대값에 접근하였다. 다음으로 wedge filter를 활용한 에너지의 변이와 위치의 정확도에 대한 움직임을 알 수 있었다.

### 서 론

인위적인 방사선이 발견된 이후로 의학에서의 진취적인 접근은 임상과학의 객관적인 투명성을 고취시켰다. 그 중에서도 고에너지 광자선의 이용은 그 목적에 따라 많은 이론과 실용적인 측면의 차이를 고려하여야 한다. 따라서 광자선이 발생하는 기초원리 뿐만아니라 인체내에 흡수되는 작은 선량에 이르기까지 모든 과정을 중요시하고 있다. 보편적으로 이론에 의한 실험의 예상값과 측정에 의한 결과값의 상이함은 그러한 세부사항들을 보다 깊은 관심의 초점이 되도록하고 있음에 틀림없다.

방사선의 응용 중에서 전통이 길고 매우 널리 알려진 사실들중의 하나가 바로 의학영상을 얻어내는 일이다<sup>(1)~(6)</sup>. 이러한 영상의 가치는 좀더 빠르고 정밀함을 요구하는 과학기술의 환경적인 변이에 편승하면서 새로운 의료장비와 임상기술을 만들게 되었다. 기존의 필름에 의한 의학영상의 활용을 아나로 그기술로 대표한다면 가까운 미래에는 역시 디지털화된 영상의 기술이 비약적인 진보를 안겨줄 것이

다. 그리고 단순히 영상 그 자체에서 획득할 수 있는 정보 이 외에도 간접적인 데이터의 유도에 의하여 목적으로 하는 충분한 정보를 확인할 수 있다.

변화와 신기술의 응용은 바로 의학 영상의 집약체로 가시화되고 있다. 이러한 흐름에서 주목받고 있는 것의 하나가 전자포탈영상장치(EPID; Electronic Portal Imaging Device) 이다<sup>(6)~(16)</sup>. 이 장비도 역시 의료장비이므로 상당히 복잡한 검정과 의학물리적 특성들을 가지고 있다. 고에너지 광자선을 발생시키는 의료장비 가운데 의료용 선형가속기의 활용은 방사선이 치료를 목적으로 할 때 주로 쓰인다<sup>(17)~(20)</sup>. 여기에는 에너지의 크기가 다른 여러 개의 선질을 만들어내면서 그 분포가 일정한 수준을 연속적으로 유지해야 하는 조건이 마련되어 있다. 그런데 이러한 조건은 가변적일 수 있으므로 정기적인 점검을 통하여 그 안정성을 평가받아야만 한다. 비록 최적의 상태에서 나온 데이터일지라도 조건에 명시된 값을 만족시키지 못하면 그 상태를 보존하지 않고 기준값에 일치하도록 수정해야만 한다. 사실 이러한 장비들의 보다 효율적인 관리와 유지는 기계

장비적 안정성과 성능 평가를 시행하는 정기적인 Q/A를 통하여 구체적인 객관성을 표출할 수 있다.

광자선의 분포는 몇 가지 중요한 유형으로 나타나는데 실제로 임상에서는 그 선량이 영상을 형성하는데 최소량, 혹은 정상조직과 병소가 있는 부위의 최소선량, 최대선량등의 경계선 값에 주의를 한다. 많은 양의 방사선을 가지고 치료를 위해서 판별을 해야한다면 방사선의 분포는 곧 선량의 합과 같다. 그래서 과거부터 정확한 방사선량을 측정하는 방법들이 연구되어 왔고 성과도 적지 않다<sup>(21)-(25)</sup>.

### 실 험 방 법

#### 1. EPID와 방사선 측정

##### (1) 디지털영상을 이용한 광자선의 QA

디지털의 원리와 응용은 점차 그 경계의 영역을 구분하지 않을 정도로 범위의 적용도가 크다. 본 실험에서 Portal Vision( Varian, Palo Alto, CA ) 모델은 액체이온형 전리함(liquid ion chamber)이고 해상도는 256 x 256 Pixel 이다( 1Pixel은 1.27 mm x 1.27 mm x 0.8 mm at SSD100cm). 이러한 EPID의 등장 배경의 요인중 가장 큰 비중은 기존의 필름을 대신할 새로운 대체수단으로서 영상의 장점과 형성 과정의 이점을 충분히 검토한 것이다.

EPI(Electronic Portal Imaging)는 이론적 배경에서도 언급하였듯이 전기신호의 흐름을 디지털화하여 영상의 정보로 되어 있다. 따라서 실제 선량을 알기 위해서는 EPID와 Relative Dose rate사이의 관계를 구하여야 한다. 이렇게 하기 위해서는 두 단계를 거쳐야 한다. 먼저 선형가속기(Linear Accelerator)의 가장 좋은 조건임을 확인하는 성능검사를 통하여 기본적인 상태를 점검해야 한다. 보통 이렇게 시행하는 모든 과정을 QA(Quality Assurance)에 포함시킬 수도 있다.

일반적으로 고에너지 광자선의 측정은 크게 세 분류가 주류를 이루고 있다. 바로 전리함(ionization chamber), 필름, 열형광선량계가 해당된다. 이 중에서 가장 친숙하게 사용된 방법으로는 물팬텀-전리함 일 것이다. 인체의 구성도 역시 약 70%가 물로 되어 있으므로 기존의 측정법으로 많은 평판을 얻었음을

Table 1. 광자선의 선질에 따른 측정값 (IAEA277, 1987)

선 질 (Beam Quality)		Build-Up
Photons	TPR <sub>10</sub> <sup>20</sup>	d <sub>max</sub>
<sup>60</sup> Co ( $\bar{E}=1.25\text{MeV}$ )	0.58	0.5 cm
4 MV	0.62	1.0 cm
* 6 MV	0.67	1.5 cm
10 MV	0.73	2.5 cm

\*; 주실험 에너지

TPR<sub>10</sub><sup>20</sup>; d<sub>10</sub> 에서의 TPR(Tissue Phantom Ratio)에 대한 d<sub>20</sub> 의 TPR의 비율

알 수 있다. 그런데 이 시스템은 다수의 장점에도 불구하고 널리 손쉽게 접근되지는 않았다. 그렇기 때문에 경제적이고 간편한 필름이 많이 사용되었다.

선행 실험으로서 광자선의 입체적인 동시 측정을 위하여 물팬텀을 설치하고 6MV 광자선에 대해서 x-ray의 Output을 충분히 분석할 수 있는 선량을 연속하여 측정하였다. 이 때 측정하는 조사영역크기 (field size)는 3 x 3 cm<sup>2</sup>, 5 x 5 cm<sup>2</sup>, 10 x 10 cm<sup>2</sup>, 15 x 15 cm<sup>2</sup>, 20 x 20 cm<sup>2</sup> 를 선정하여 미국의 학물리학회(AAPM)의 TG-40에서 권고하는 항목과 비교하여 물리적 특성들을 분석하고자 한다 (표 1).

그러나 필름은 광범위하게 측정되는 선량을 포함 하기 때문에 때로는 그 직선성의 결여를 극복하지 못한다. 즉, Optical Density Curve(광밀도곡선)을 만들어 필름이 외부로부터 받은 에너지의 변환이 화학적 알갱이의 존재로 전환되는 과정을 거친다. 그런데 이 과정들 중에 무시할 수 없는 오차로 인하여 표준 측정의 범위를 넘어서는 임계값에 접근하기도 한다.

열형광선량계(Thermoluminescence Dosimeter)는 TL 재료를 가지고 시행하는 계측의 한 방법이다. 실제로 TLD에 의한 선량검출의 정확도는 필름보다 우수하지만 본 실험은 전리함으로 측정한 값을 표준으로 한 것이다.

두 번째 단계에서는 EPI의 하나의 화소(Pixel)가 지니는 raw값을 실제로 몇 cGy에 해당하는지를 알 수 있는 함수 관계식을 측정값으로부터 얻어 내야

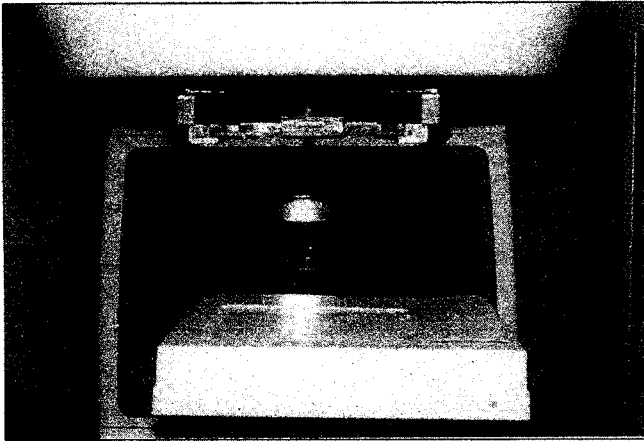


Figure 1-1. Relative Dose Rate를 위한 Pb Plate 측정

한다. 이러한 관계의 함수들을 해결하기 위하여 Marison Essers, Bart R. Hoogervorst 등의 연구<sup>(9)</sup>에서 모색했던 방법을 본 실험에서는 다음과 같이 인용한다.

$$I = G(\dot{D}) = a \cdot \dot{D}^{\frac{1}{2}} + b \cdot \dot{D} \quad (1-1)$$

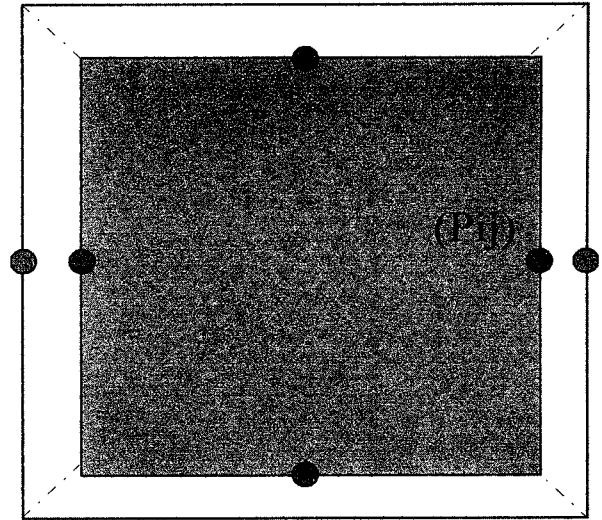
위 식은 2차방정식으로 치환하여 정상해를 유도하였고 이 공식을 이용하여 각 Pixel에서 얻은 정보값으로 실제의 선량을 구하였다.

측정선량을 얻기 위한 일차적인 set-up은 그림 1-1처럼 납판을 block tray 위치에 올려놓고 3~4 mm 씩 증가시키면서 5 HVL(Half Value Layer)이 된 순간까지 Ionization chamber와 EPID에서 각각 데이터를 얻었다. 여기에서의 실험은 SSD(Source Surface Distance)가 140 cm으로 동일하게 하였고 field size도 역시 같은 조건으로 시행하였다.

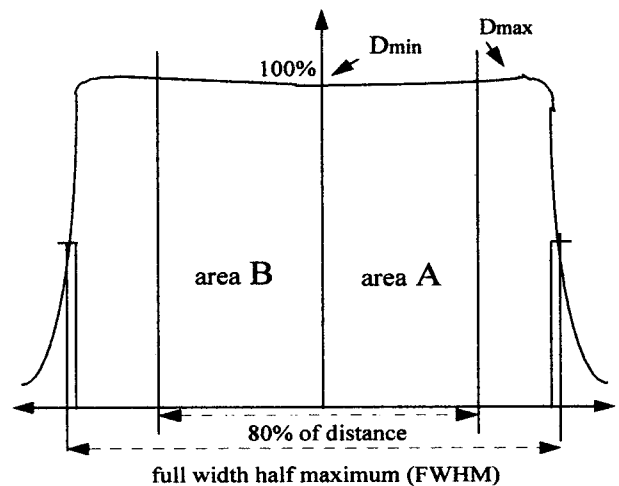
## (2) 대칭성과 Light/Radiation field congruence

광자선의 대칭성을 평가하는 기준은 한국의학물리학회에서 권고하는 표준 프로토콜을 인용하였다. 이미 선진 각국의 고유의 연구 성과들이 보여 주듯이 기준 환경의 끊임없는 재검토를 통하여 비교적 우수한 표준방법을 제시하고 있다. 이 대칭성의 평가는 어느 일정한 깊이 내에서 그 안에 분포하고 있는 면적의 비율이다. IEC의 프로토콜에서 균등도(flatness)가 광자선의 최대값( $D_{max}$ ), 최소값( $D_{min}$ )을 기본으로 하는것과는 달리 대칭성은 FWHM의 면적을 가지고 두 값의 관계로 정의하고 있다(그림 1-2).

대칭성의 정의는 그림 1-2에서 잘 나타냈듯이



(a) Symmetry와 Congruence를 분석하기 위한 Point 설정



(B) Scan Definition of Beam Symmetry

Figure 1-2. Profile scan definition of folling the IEC 1987 guideline

beam의 중심축을 기준으로 양측면의 radiation field에서 80%되는 지점까지의 면적의 비율을 산정한다. 즉, 수식으로 표시하면  $S_A$ 와  $S_B$ 의 관계식으로 정의한다.

$$\%S = \left[ \frac{areaA - areaB}{areaA + areaB} \right] \times 100 \quad (1-2)$$

그리고 Light field에 대한 Radiation field congruence 여부는 얻어진 Uncompressed image 파일에서 field margin을 고려하여 Pixel 위치를 다시 조정하여 반음영(penumbra)이 있을 point값을 지정

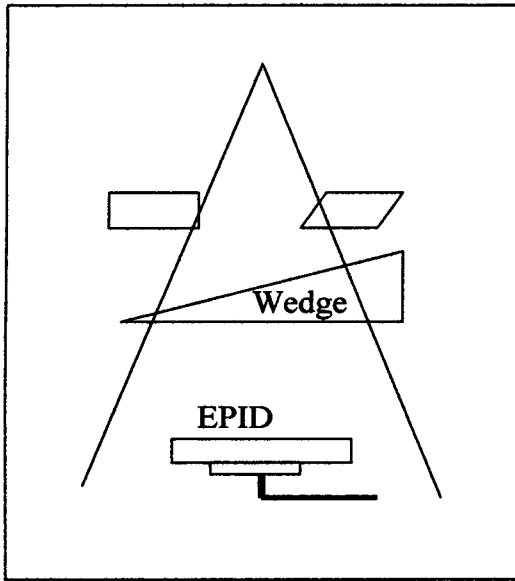


Figure 1-3. Physical Wedge의 역학적 모형

하여 분석 소프트웨어로 읽어낸다.

## 2. EPI의 Energy 및 Wedge의 위치 변동의 예측

방사선의 치료분야에서 썬기필터(wedge filter)의 사용은 매우 오래전부터 그 원리와 응용 개발에 대하여 관심을 모아왔다. 가장 단순하게 wedge 원리에 관하여 논의하자면 어떤 조직결손(tissue defect)에 대하여 보상물질(compensator)로 인식된다. 사실 물리적으로는 두께차이에 의한 absorber 혹은 attenuator로 간주된다. 이러한 wedge를 다시 사용 형태에 따라서 한 위치에 고정시키는 Physical wedge, 그리고 콜리메이터(collimator)의 시간차 움직임에 의한 동적썬기(Dynamic wedge)로 구분하고 있다. 본 연구는 Physical wedge에 준해서 15°, 30°, 45°, 60°의 각각에 대해서 얇은 두께를 기준으로 안쪽(In), 바깥쪽(Out), 왼쪽(Left), 오른쪽(Right) 방향을 실험하였다(그림1-3).

Wedge를 사용한 에너지의 성능평가는 역학적 모형을 그림 1-3에서 두께차이를 가진 삼각형으로 그렸는데 중심축을 통과하는 수직인 평면의 깊은 쪽의 선량을  $D_{thick}$ , 반대로 얇은 쪽의 선량을  $D_{thin}$  이라고 정하면 두 선량의 비율은

$$D_{thick} / D_{thin} = e^{-\mu t_1} / e^{-\mu t_2} = e^{-\mu(t_1-t_2)} \quad (1-3)$$

단,  $t$  : water equivalent length

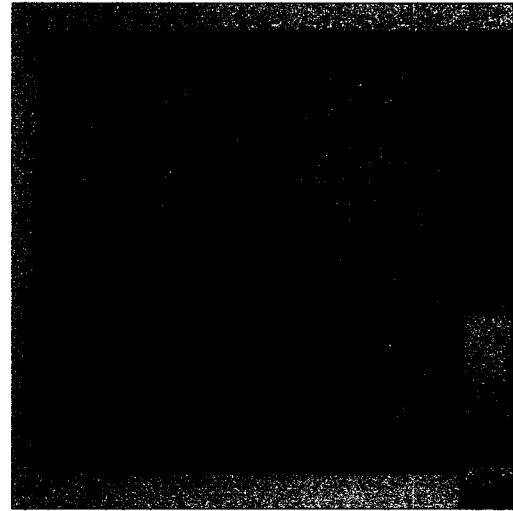


Figure 2-1. 이미지 파일의 Pixel 지정

$\mu$  : linear attenuation coefficient

앞의 관계식에서 에너지가 변하여 6MV 광자선에서 조사영역크기를  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  일때 깊이 10 cm 지점에서 심부선량백분율 (percent depth dose)이 67%에서 69%로 2%변했다면 그 변화를 EPI 측정에서도 알 수 있다. 이 변화는 거리 억제조건과 투과길이가 동일하므로 선량감쇄계수의 달라짐은 wedge를 투과한 측정값에서 만약  $e^{-\mu \Delta t}$  가  $e^{-\mu' \Delta t}$  로 변화되면 이 비율은

$$\frac{e^{-\mu' \Delta t}}{e^{-\mu \Delta t}} = e^{-(\mu' - \mu) \Delta t} = e^{-0.075 \Delta t} \approx 0.977$$

$$\therefore e^{-\mu \Delta t} = 0.76$$

그러므로 PDD가 2% 내외로 변하게 되면 이 값도 비슷하게 달라지게 되는 상관 관계를 이용하여 에너지 변동을 예측할 수 있다.

## 결과 및 논의

### 1. EPID에 의한 선형가속기의 선량측정

#### (1) 광자선의 선질과 선량분포

방사선을 이용한 진단이나 치료 목적의 임상 응용에 있어서 인체내의 정상조직의 방사선량은 매우 중요한 인자를 가진다. 특히 많은 양의 선량을 가지고 치료를 계획하고 있다면 그 신중함은 너무도 크지

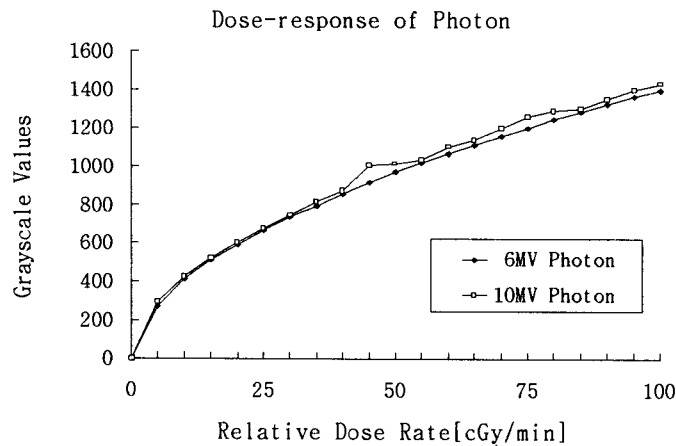


Figure 2-2. 상대선량률을 대응시킨 곡선

않을 수 없다. 따라서 대부분의 경우 계획 단계에서 예상되는 분포는 등선량곡선(isodose curve)을 그려 보게 된다. 일반적으로 의료용 선형 가속기의 광자선은 4~10MV 그리고 전자선인 경우 6~20MeV 범위의 에너지가 임상에 주로 쓰이고 있다.

EPI로 선량측정을 하기전에 전리함(Wellhöfer 700i)을 가지고 물 속에서 측정을 하였다. 본 실험 결과에서도 광자선에 대한 여러 이론들과 마찬가지로 산란선(scattered ray)에 의하여 전리함을 이용한 측정선량은 증가한다. 구체적으로 방사선의 조사영역크기(field size)와 관심깊이(depth)에 대해서 방사선의 조직최대선량비(TMR)가 달라지는 것을 그래프에서 알 수 있다. 그리고 고에너지 광자선인 6MV, 10MV 에너지에서 방사선의 조사영역크기 3 x 3 cm<sup>2</sup>, 5 x 5 cm<sup>2</sup>, 10 x 10 cm<sup>2</sup>, 15 x 15 cm<sup>2</sup>, 20 x 20 cm<sup>2</sup> 로 증가하면서 측정을 하여 분석된 결과는 10 x 10 cm<sup>2</sup> 을 기준으로 산술적으로 차이가 있다.

광자선의 에너지의 크기는 물리적으로 최대값을 갖는 점이 형성되게 되며 이 지점이 Build-Up point 인데 흡수선량(absorbed dose) 역시 가장 큰 값을 가진다. 그런데 임상에서도 표1에서 매우 중요하게 인식하는 요인은 바로 이 지점이 피부보존효과(skin sparing effect)를 얻어내는 근간이 되기 때문이다.

선행실험(그림 2-1)에서 얻은 데이터는 EPID가 가지는 고유의 해상도에 의존하고 있으므로 그림 1-2(a)와 같이 지정하는 위치의 값을 개발언어인 IDL4.01. (Interactive Data Language, Research

Table 2. 광자선 6MV의 Light/Radiation field congruence

조사영역크기 (field size) [cm <sup>2</sup> ]	중심에서 좌,우 횡축(Crossplane) [ mm ]		중심에서 상,하 종축(Inplane) [ mm ]	
	X1	X2	Y1	Y2
3 x 3	0.3	0.3	0.3	0.3
5 x 5	0.3	0.3	0.3	0.3
10 x 10	0.4	0.3	0.2	0.2
15 x 15	0.5	0.5	0.5	0.5
20 x 20	0.5	0.6	0.6	0.5

▷ 선원과 EPID 표면과의 거리는 140 cm임

systems, USA)에서 분석하였다. 다음의 그림2-2에서 가로축이 relative dose rate 인데 세로축의 gray scale값을 환산한 관계식(1-1)에서 변환값을 계산한다.

(2) 대칭성과 Light/Radiation field congruence

방사선의 조사영역크기에 대한 대칭성의 정의를 식(1-2)에서 대칭성이 조사영역에 대하여 1.1%~1.3%로서 물팬텀을 이용한 측정에서는 0.9%~1.1% 사이의 분포를 나타냈다. 이러한 결과를 그림2-3에서 EPID와 전리함으로 측정된 데이터를 곡선 그래프로 표시하였다. 역시 전리함의 오차가 적음을 알 수 있고 그와 더불어 EPID의 오차 범위도 크게 차이가 없음을 곡선의 좁은 간격에서 찾을 수 있다.

Table 3. Wedge data I

위 치	Wedge 15°				Wedge 30°			
	[cGy]				[cGy]			
	In	Out	Lt	Rt	In	Out	Lt	Rt
center	80.2	79.3	79.2	79.9	63.1	63.9	64.1	64.3
1	78.4	81.4	79.4	79.9	60.9	67.7	63.5	64.2
2	82.6	79.2	80.6	81.6	67.7	61.8	65.1	64.0
3	80.2	80.6	82.3	78.8	63.4	64.6	61.1	61.4
4	81.1	81.1	77.9	83.3	63.7	64.6	62.8	68.0

Table 4. Wedge data II

위 치	Wedge 45°				Wedge 60°			
	[cGy]				[cGy]			
	In	Out	Lt	Rt	In	Out	Lt	Rt
center	49.0	49.6	49.2	49.2	41.9	41.5	41.5	41.3
1	45.4	52.6	48.7	48.8	36.6	47.3	41.0	41.6
2	54.2	46.1	49.2	49.9	47.9	36.5	41.9	41.7
3	48.7	49.4	52.9	45.3	42.3	41.4	47.9	36.2
4	49.5	49.9	45.6	54.0	42.4	41.9	36.6	48.1

그리고 Light/Radiation field congruence는 다음의 표 2와 같이 횡축과 종축의 변의 길이차이를 구별하지 않고 반음영으로부터 벗어난 차이를 비교하였다.

2. 디지털 특성을 활용한 Wedge 분석

(1) 두께의 차이에 따른 영상 획득

wedge의 재질은 stainless의 합금으로 되어 있고 조사영역크기는 보통 20 x 40 cm<sup>2</sup>의 사양을 갖는다. 앞의 실험방법에서도 언급하였듯이 15°, 30°, 45°, 60°의 각도를 지니고 있는 것을 네 방향에서 측정한다. 여기에서 얻은 결과를 정리하여 보면 다음과 같다.

표3와 표4에서 정사각형의 가운데를 중심(center)으로 각 모서리의 값을 지정하여 얻은 선량값에서 Wedge의 geometric variation을 구하였다. 60°에서 Out과 Rt방향에서 center에서 본 높은쪽의 기울기의 변화는 (48.1-41.3)/40 mm으로 0.170 %/mm 인데 비하여 낮은쪽의 기울기 변화는 (41.3-36.2)/40 mm로서 0.127 %/mm이다. 따라서 비율을 비교하면 낮은 쪽은 36.3이 중앙값일 때 36.6-36.3/0.13 = 2.3mm,

Table 5. 전리함과 EPID에 의한 Wedge factor 비교

각도 [deg]	E. P. I. D. [ % ]				전리함 [ % ]
	In	Out	Lt	Rt	
15	80.2	79.3	79.2	79.9	78
30	63.1	63.9	64.1	64.3	63
45	49.0	49.6	49.2	49.2	49
60	41.9	41.5	41.5	41.3	41

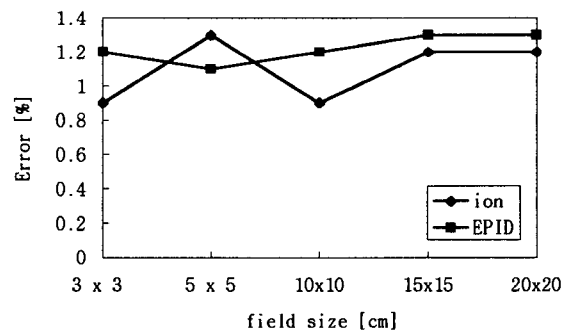


Figure 2-3. EPID와 전리함의 대칭성 비교

$36.2-36.3/0.13 = 0.8\text{mm}$ 이고 높은쪽은  $47.9$ 가 중앙값 일 때  $48.1-47.9/0.16 = 1.25\text{mm}$ ,  $47.2-47.9/0.16 = 3.75\text{mm}$ 로서 Wedge의 위치에 오차가 있다.

## (2) 방향과 각도를 고려한 wedge filter의 선량 확인

두께가 차이나는 점은 통과하는 선량이 쉽게 달라질 수 있음을 시사한다. 때문에 Wedge를 통과한 중심축 방향의 한점에 대한 선량은 항상 일정한 값을 가져야 한다. 일반적인 전리함을 사용한 측정과의 비교를 하여보면 다음과 같이 표5에서 EPID의 Wedge factor 값이 잘 일치함을 알 수 있다.

## (3) 상대선량률을 이용한 에너지 계산

Wedge는 비교적 측정선량의 큰값과 작은 값이 뚜렷하다. 표5와 표6의 데이터 중에서  $60^\circ$  각도를 지닌 값 혹은 다른 각도에서도  $10\text{cm}$  깊이의 선량을 정확히 알고 있다면 아래의 식으로 그 energy 변화를 알 수 있다. 앞의 수식(2-7)에서  $\mu$ 값은 주어진 광자선 에너지에 대하여 상수로 되며 무엇보다도 중요한 것은 에너지크기와 필터를 구성하는 성분이 어떤 것인가이다.

고에너지 광자선에서 물체를 투과한 후 Wedge와 같이 깊이가 변환(Translation)된 선량을 이미지로 받고 다시 relative dose 로 환산하여 얻는 EPI에 의해서 동시에 여러 가지 위치의 지정점을 얻어서 단순히 길이의 차이로 유도하여 다음의 식과 같이

$$\frac{e^{-\mu'\Delta t}}{e^{-\mu\Delta t}} = e^{-(\mu'-\mu)\Delta t}$$

이므로 실험방법에서 이미 서술한 바와 같다. 그렇다면 앞의 수식에서  $\Delta t$ 의 민감한 차이를 가지고 이 에너지가 선형가속기의 어느 광자선에 해당하는지를 알 수 있고 아울러 에너지의 변화를 판별할 수 있다.

## 결 론

치료를 위한 방사선의 분포는 계측기를 활용하여 물 팬텀을 기본으로 임상에서 응용하고 있는 X선 선질에 관하여 관심을 갖는다. 이러한 에너지의 크기에

따른 물리적특성을 가지는 인자중에서 조사영역크기와 깊이에 대한 선량분포를 조직최대선량비(TMR)로서 나타낸다. 그렇지만 더 나아가 전통적인 광자선에 대한 여러 이론들에 의하면 단순히 충돌에 의한 흡수를 제외하고도 방사선의 흡수선량에 영향을 미치는 요인은 다수가 있다.

의료용 선형가속기의 계측에서 EPID는 시스템 오차를 극소로 하고 최소의 선량으로서 의학영상을 제공한다. 그리고 특정부위를 컴퓨터의 기술지원에 따라 서 충분히 확인할 뿐만아니라 더 나아가 전리함과 비슷한 물리적 특성을 효과적으로 활용할 수 있다. 따라서 측정계의 능력이 디지털영상의 가치를 뒷받침 해 주고 있으며 동시에 움직임이 있는 미세한 치료오차를 매우 신속하고 정확하게 수정할 수 있게 한다. 결국 이러한 디지털화 의학영상이 가지는 여러 가지 장단점 중에서 EPID의 최대 활용은 특히 실시간으로 얻어지는 보다 정밀하고 세련된 의학영상의 이용은 중앙의 위치를 정확히 해석함으로써 방사선치료의 성적을 월등하게 높이는 데 기여하게 될 것이다.

또한 본 연구에서는 보다 효과적인 QA(Quality Assurance)방법을 모색하면서 실험을 시행하는 과정 중에 파생할 수 있는 오차를 최대한 줄이려면 장비의 정규적인 성능검사의 필연성을 거듭 강조하고자 한다.

## 참 고 문 헌

1. Gonzalez R.C.: *Digital Image Processing* (1993)
2. Pratt W.K.: *Digital Image Processing* (1991)
3. Proakis J.G., Manolakis D.G.: *Digital Signal processing* (1996)
4. Ronald N., Brace Well: *Two-dimensional Imaging* (1991)
5. Amnon Yariv: *Quantum Electronics* (1987)
6. Metcalfe P., Kron T., Hoban P.: *The Physics of Radiotherapy X-rays from Linear Accelerators* (1997)
7. Kirby M.C., Williams P.C.: The use of an electronic portal imaging device for exit dosimetry and quality control measurements. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **31**:593(1995)

8. Essers M., et. al.: Transmission dosimetry with a liquid-filled electronic portal imaging device. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **34**:931(1996)
9. Essers M., Hoogervorst B.R., et. al.: Dosimetric characteristics of a liquid-filled electronic portal imaging device. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **33**:1265(1995)
10. Fritsch D.S., Chaney E.L., et. al. Core-based portal image registration for automatic radiotherapy treatment verification. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **33**:1287(1995)
11. Gilhuijs K.G.A., Drukker K., et. al.: Interactive three dimensional inspection of patient setup in radiation therapy using digital portal images and computed tomography data. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **34**:873(1996)
12. Michalski J.M., Graham M.V., et. al.: Prospective clinical evaluation of an electronic portal imaging device. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **34**:943(1996)
13. Lirette A., Pouliot J., et. al. The role of electronic portal imaging in tangential breast irradiation. *Radiotherapy and Oncology* **37**:241 (1995)
14. Heijmen B.J.M., Pasma K.L., et. al.: Portal dose measurement in radiotherapy using an electronic portal imaging device. *Phys Med Biol* **40**:1943(1995)
15. Evans P.M., Hansen V.N., et. al.: Design of compensators for breast radiotherapy using electronic portal imaging. *Radiotherapy and Oncology* **37**:43(1995)
16. Dirkx M.L.P., Kroonwijk M., et. al.: Daily dosimetric quality control of the MM50 Racetrack Microtron using an electronic portal imaging device. *Radiotherapy and Oncology* **37**:55(1995)
17. McNutt T.R., Mackie T.R., et. al. Modeling dose distributions from portal dose images using the convolution/superposition method. *Med. Phys.* **23**:1381(1996)
18. Rajapakshe R., Luchka K., Shalev S.: A quality control test for electronic portal imaging devices. *Med. Phys.* **23**:1237(1996)
19. Luchka K., Chen D., Shalev S.: Assessing radiation and light field congruence with a video based electronic portal imaging device. *Med. Phys.* **23**:1245 (1996)
20. Gilhuijs K.G., van de Ven P.J.H., van Herk M.: Automatic three dimensional inspection of patient setup in radiation therapy using portal images, simulator images, and computed tomography data. *Med. Phys.* **23**:389(1996)
21. Bissonnette J-P., Munro P.: Evaluation of a high-density scintillating glass for portal imaging. *Med. Phys.* **23**:401(1996)
22. Baxes G.A.: *Digital Image Processing*, John Wiley & Sons (1994)
23. Robert S., Donna S.: *Applied Physics for Radiation Oncology* (1996)
24. Thomas S., James E.: *Christensen's Physics of Diagnostic Radiology* (1990)
25. Motz J.W., Danos M.: Image information content and patient exposure (19 )



## A study of quality evaluation for medical linear accelerator using Electronic Portal Imaging

Seong-Ik Yoon, M.S.,<sup>†</sup> Soo-il Kwon, Ph.D.,<sup>†</sup> Sung-sil Chu, Ph.D.\*

*Dept. of <sup>†</sup>Medical Physics, Dept. of \*Radiation Oncology  
Graduate School of Kyonggi University, Yonsei University Hospital*

Accurate radiation dosimetric characters is very important to determine of dose to a radiotherapeutic patient. Medical linear accelerators have been developed not only its new quality of convenient operation but also electric moderation. It is reliable to measure more detail physical parameter that linac's internal ability.

Typically, radiation dosimetric tool is classified ionization chamber, film, thermoluminescence dosimeter, etc. Now a day, Electronic Portal Imaging Device is smeared in radiation field to verification of treatment region. EPID's image was focused that using both on-line imge verification and absolutely minimum absorbed dose during radiotherapy. So, Electronic Portal Imaging was tested for quality evaluation of medical linear accelerator had its pure conditional flash.

This study has performed symmetry, Light/Radiation field congruence, and energy check, geometry difference on wedge filter using a liquid filled ion chamber (EPID). Prior to irradiated on EPID, high energy photon beam is checked with ion chamber. Using these results more convenient dosimetric method is accomplished by EPID that taken digital image. Medical image is acquired with EPID too. Therefore, EPID can be analyzed by numerical information for what want to see or get more knowledge for natural human condition.

Key words : medical linear accelerator, on-line verification, EPID