

Multi-channel diode detector를 이용한 In-vivo dosimetry

삼성서울병원 치료방사선과

송기원 · 주상규 · 오동균 · 박영환

I. 서 론

악성 종양의 치료에 있어서 치료 장비의 발달과 치료 기술의 다양화로 치료 성적은 나날이 향상되고 있다. 실제 임상에서 방사선 치료 성적을 좌우하는 여러가지 요인중 치료 계획에 의해 얻은 결과를 실제 치료시 정확히 종양에 조사하는 것은 매우 중요하다. 또한 치료시 이러한 정확도를 평가하기 위해 많은 관심과 노력을 기울이고 있으며 현재 임상에서 가장 보편적인 사용되는 것으로는 치료 조사야 확인 필름(L-gram, r-gram), 동시 치료 영상확인장치(electronic portal imaging device) 등이 있다. 특히 이러한 방법들은 해부학적 또는 기하학적인 치료 조사야를 확인하기 위하여 사용되고 있으며, 치료 장비의 발달과 더불어 많은 발전을 이루었다. 이에 반해, 선량 계획에 의해 얻은 방사선량이 실제 치료시 정확히 종양에 조사되는지에 관심은 부족한 점이 많았다. 치료 과정 중 이러한 요인에 영향을 미치는 인자로는 치료기 출력변화등 여러가지 요소가 있다. 이에 본 저자는 이러한 잠재적인 오차를 예견하고 개선하기 위해 임상에서 광범위하게 사용되고 있는 In-vivo dosimetry용 Diode Detector의 물리적 특성을 관찰하고 이를 이용하여 치료 계획으로부터 결정된 방사선량이 실제 방사선 치료시 정확하게 조사되는지를 평가해보고자 한다.

II. 대상 및 방법

1. 대상

- Linear accelerator
 - CLINAC 600C (VARIAN, USA) ; 4MV
 - CLINAC 2100C (VARIAN, USA) ; 6, 10MV
- In-vivo dosimetry용 multichannel diode detector(PC-RAINBOW, NUCLEAR ASSOCIATES, USA)
 - N-type silicon diode detector ; 1~4, 6~12 MV(Photon energy range)
- Personal Computer ; Dose display
- Electrometer

2. 방법

본원에서 보유하고 있는 Diode detector의 물리적 특성을 평가하기 위해 Diode detector를 선형가속기 교정 조건(SSD 100cm, F.S 10×10, dmax)으로 위치시켜 놓고 자체 교정하였으며 각 에너지별로(4-, 6-, 10 MV X-ray) 3개의 Diode detector를 조사선량을 알고 있는 조건에 위치시켜 10~800 cGy를 조사하여 얻은 측정치로 직선성 및 재현성을 평가하였다. 또한 동일한 조건하에서 선량을 변화시켜가면서 100cGy 조사하여 얻은 측정치로 선량률 의존성을 평가하였으며, 같은 선량을 반복 조사하여 얻은 측정치로 반복성을 평가하였다.

치료 계획으로부터 결정된 방사선량이 실제 방사선 치료시 정확하게 조사되는지를 알아보기 위해 실제 환자 치료시 체표면의 조사야 중심에 Multichannel diode detector를 위치시킨 후 선량계획에 의해 얻어진 치료 선량을 조사하여 측정후 측정점에서의 계산치와 실제 측정치를 비교하였다. 본 실험은 2주간에 걸쳐 총 93명의 환자에 대해 시행되었으며 치료 부위와 에너지별로 분류하였다.

앞에서 언급된 체표면의 조사야 중심점에서의 측정치와 비교하기 위한 계산치는 다음과 같은 공식에 의해 얻었다.

$$D(P) = ISF(SSD, SSD+d) \times TMR(S_{eq}, d) \times D_{entrance}(P) \text{ ----- (식1)}$$

$$D_{entrance}(P) = D_{cal} \times ISF(SAD, SSD) \times S_c(X, Y) \times S_p(X_{eq}, Y_{eq}) \times OAR(r, d) \\ \times T_{wedge}(W, S_{eq}) \times WH(w, d) \times WOAR(w, \gamma_{wedge}) \times T_{comp} \times T_{tray} \text{ ----- (식2)}$$

D(P) ; Prescription Dose

ISF ; $(D_1, D_2) = [D_1, D_2]^2$ Inverse square factor

TMR ; tissue maximum ratio

$T_{comp}, T_{tray}, T_{wedge}$; Transmission factors of compensating factor, blocking tray, wedge

$D_{entrance}(P)$; Entrance dose

D_{cal} ; the dose to the reference point in standard calibration setting

S_c, S_p ; Collimator and phantom scatter factor

OAR ; Off axis ratio

WH ; Beam hardening factor of a wedged field

WOAR ; Wedge off-axis ratio Transmission factor 4,4,

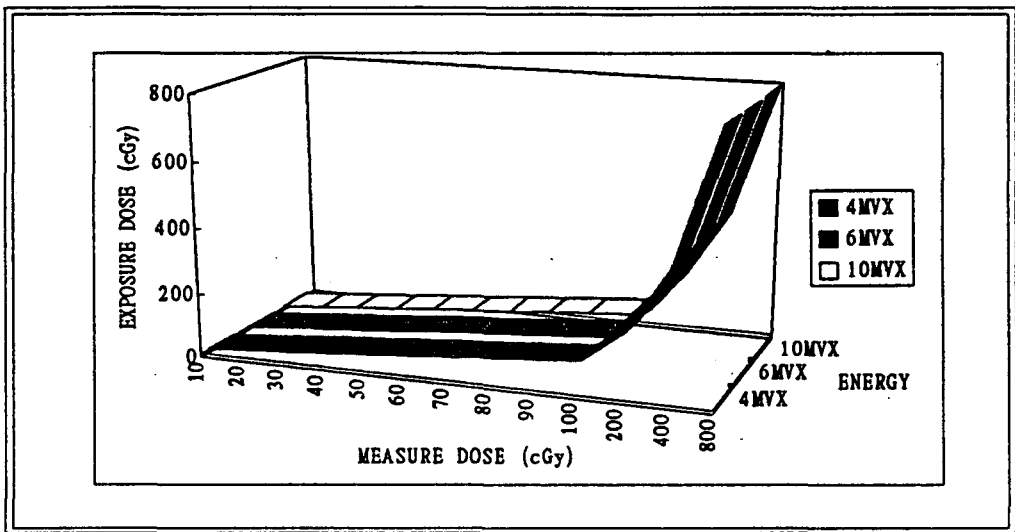
III. 결 과

앞의 실험으로 얻은 diode detector의 직선성에 대한 측정치는 table.1과 같다.

4MVX에서는 1.002 ± 0.003 로 $\leq 0.5\%$, 6MVX에서는 1.000 ± 0.001 로 $\leq 0.1\%$, 10MVX에서는 1.001 ± 0.002 로 $\leq 0.3\%$ 오차를 나타냈으며 재현성은 $\leq 0.2\%$ 로 직선성 및 재현성을 양호하였다.

DOSE (cGy)	4 MVX			6 MVX			10 MVX		
	D1	D2	D3	D1	D2	D3	D1	D2	D3
10	10.1	10.1	10.1	10.0	10.0	10.0	10.0	10.1	10.0
20	20.1	20.1	20.1	20.0	20.0	20.1	20.0	20.0	20.0
30	30.1	30.1	30.1	30.0	30.0	30.0	30.0	30.1	30.0
40	40.0	40.0	40.1	40.0	40.1	40.0	40.0	40.0	40.0
50	50.1	50.0	50.0	50.1	50.0	50.0	50.0	50.0	50.0
60	60.1	60.1	60.0	60.1	60.0	60.1	60.0	60.1	60.0
70	70.1	70.0	70.0	70.1	70.0	70.1	70.0	70.0	70.0
80	80.0	80.0	79.9	80.1	80.0	80.0	80.0	80.1	80.0
90	90.0	90.0	90.0	90.1	90.0	90.0	90.0	90.0	89.9
100	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
200	200.0	200.0	199.9	199.7	199.6	199.6	200.2	200.2	200.2
400	400.0	400.0	399.7	399.4	399.1	399.0	400.9	400.8	400.9
800	800.8	800.6	800.5	798.9	798.2	798.0	801.5	800.9	801.4

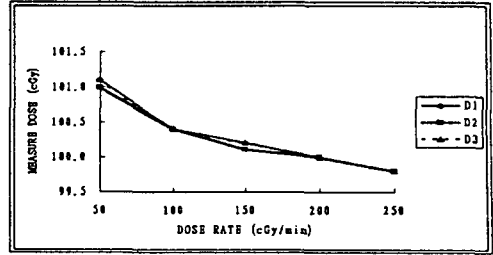
〈표 1〉 Linearity and Reproducibility of Diode detector



〈그림 1〉 Linearity and Reproducibility of Diode detector

에너지에 따른 선량률 의존성의 결과는 4MVX에서 DOSE RATE 50~250(cGy/min)으로 변화시켜 측정하여 본 결과 1.003 ± 1.005 로 오차 $\leq 0.8\%$ (table.2-1)였으며, 6MVX에서는 DOSE RATE 80~400 (cGy/min)에서 1.001 ± 0.005 로 $\leq 0.6\%$ (table.2-2), 10MVX에서는 6MVX와 동일한 조건으로 측정하여 1.000 ± 1.003 으로 $\leq 0.3\%$ (table.2-3)를 얻었다. 측정 결과에서 보듯이 에너지에 따른 선량률 의존성은 양호하게 나타났다.

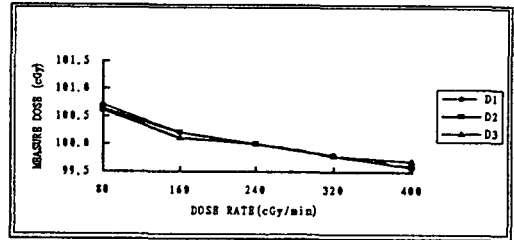
Exposure dose 100cGy			
D/R	D1	D2	D3
50	101.1	101.0	101.1
100	100.4	100.4	100.4
150	100.2	100.1	100.2
200	100.0	100.0	100.0
250	99.8	99.8	99.8



〈표 1〉 Dose rate dependency for 4MVX

〈그림 2-1〉 Dose rate dependency for 4MVX

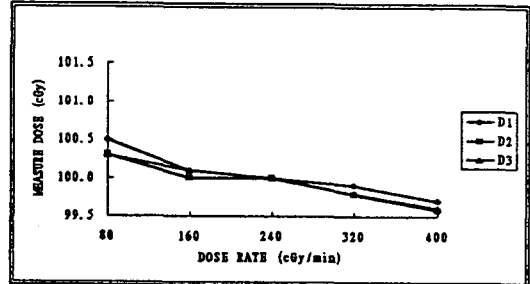
Exposure dose 100cGy			
D/R	D1	D2	D3
80	100.7	100.6	100.6
160	100.2	100.2	100.1
240	100.0	100.0	100.0
320	99.8	99.8	99.8
400	99.6	99.6	99.7



〈표 2-2〉 Dose rate dependency for 6MVX

〈그림 2-2〉 Dose rate dependency for 6MVX

Exposure dose 100cGy			
D/R	D1	D2	D3
80	100.5	100.3	100.3
160	100.1	100.0	100.1
240	100.0	100.0	100.0
320	99.9	99.8	99.8
400	99.7	99.6	99.6

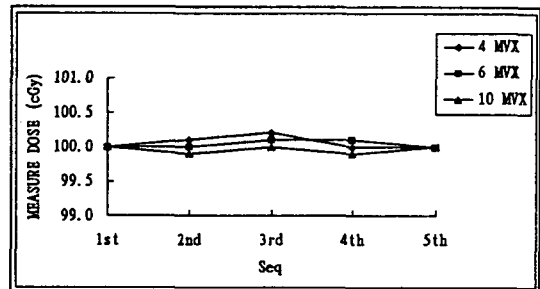


〈표 2-3〉 Dose rate dependency for 10MVX

〈그림 2-2〉 Dose rate dependency for 10MVX

Diode detector의 반복성 4MVX에서 1.001 ± 0.001 로 오차 $\leq 0.2\%$, 6MVX에서 1.000 ± 0.001 로 오차 $\leq 0.1\%$, 10MVX에서 1.000 ± 0.001 로 $\leq 0.1\%$ 로 양호하게 나타났다(표 3, 그림 3).

Exposure dose 100cGy			
Seq.	4 MVX	6 MVX	10 MVX
1st	100.0	100.0	100.0
2nd	100.1	100.0	99.9
3rd	100.2	100.1	100.0
4th	100.0	100.1	99.9
5th	100.0	100.0	100.0



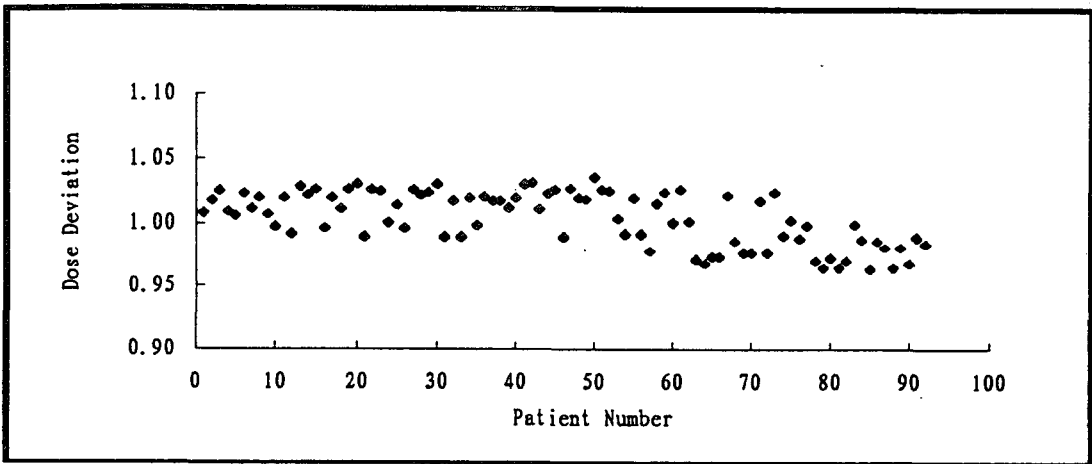
〈표 3〉 Repetition of Diode detector

〈그림 3〉 Repetition of Diode detector

치료 계획으로부터 결정된 방사선량이 실제 방사선치료시 정확하게 조사되는지를 알아보기 위해 총 93명의 환자에 대하여 환자 체표면의 조사야 중심점에 In-vivo dosimetry용 Diode detector를 위치시켜 놓고 측정된 측정치와 식(2)에 의한 예상치를 비교하여 그림 4와 같은 결과를 얻었다. 측정치와 계산에 의한 예상치의 비로 평가된 선량편차는 1.004 ± 0.021 로 오차 $\leq 2.5\%$ 를 보였다.

치료부위에 따른 오차는 Head & Neck경우 $1.017 \pm 0.015\%$ 로 오차 $\leq 3.2\%$ (Pts. 16/93), Abdomen 1.014 ± 0.008 로 $\leq 2.2\%$ (Pts. 9/93), Chest 1.015 ± 0.014 로 오차 $\leq 2.9\%$ (Pts. 22/93) Extremity 1.013 ± 0.011 로 $\leq 2.4\%$ (Pts. 9/93), Chest 0.988 ± 0.019 로 오차 $\leq 3.1\%$ (Pts. 36/93 이하의 분포를 보여주었다. Pelvis부위는 선량편차 평균 1이하이나 Pelvis를 제외한 다른 치료부위는 선량편차 평균 1이상을 보여주고 있다.

에너지는 따른 오차는 4MV X-ray ; 0.989 ± 0.019 로 오차 $\leq 3\%$ (Pts. 16/93), 6MV X-ray ; 0.978 ± 0.012 로 $\leq 3.4\%$ (Pts. 14/93), 10MV X-ray ; 1.014 ± 0.014 로 $\leq 2.8\%$ (Pts. 63/93) 오차를 보여주었다.



〈그림 4〉 Diode detector measurement result vs. calculation dose in 93 patients cases.

이상에서 알아본 물리적 특성외에 실제 임상에서 Diode detector를 사용할 경우 Diode detector의 감도에 영향을 미치는 몇가지 요인들이 있다. 이에 대해서는 많은 저자들에게 의해 논의되어져 왔으며 실제 임상에서 매우 중요한 요인으로 작용한다. 이중 Diode detector의 온도 의존성($\sim 0.1\%/^{\circ}\text{C}$)은 측정치에 작은 영향을 미치지만, 장기간 조사에 의한 방사선 damage로 발생하는 감도의 저하($\sim 4.5\%/100\text{Gy}$) 측정치의 오차에 치명적인 영향을 초래한다. 따라서 이러한 감도 저하를 보정하기 위해서는 주기적인 calibration이 요구되며, 이러한 인자에 대한 고려가 반드시 필요하다. 또한 Diode detector는 방사선의 입사 방향에 대한 의존성(5~10%)을 가지고 있으며 이는 작으나 충분한 측정 오차를 가져올 수 있으므로 환자에게 측정할 경우 반드시 빔중심 측상에 수직되게 위치하여야 한다.

앞에서 언급된 바와같이 실제 임상에서 본 측정기를 이용하여 In-vivo dosimetry를 시행할 경우 측정치에 영향을 미치는 잠재적인 요인들이 있으며, 본원에서는 이러한 잠재적 요인을 고려하여 허용 오차를 $\pm 5\%$ 이하로 규정하여 시행하고 있다. 즉 조사선량 평가에 있어 측정치와 계산에 의한 예상치의 오차는 $\pm 5\%$ 를 벗어날 경우에는 치료과정중 이러한 오차에 영향을 미칠수 있는 모든 과정을 재 검토하게 된다.

IV. 결 론

본 실험에 사용된 In-vivo dosimetry용 Diode detector의 물리적 특성등은 매우 양호 하였으며, 임상에서 93명의 환자에게 In-vivo dosimetry를 시행하여 본 결과 계획된 선량이 치료시 중앙조직에 $\pm 2.5\%$ 이내로 정확히 조사되고 있음을 알 수 있었다.

방사선 치료시 치료 정확도에 대한 평가는 치료 성적을 좌우하는 매우 중요한 요소이며 일반적으로 시행되고 있는 해부학적, 기하학적 오차 평가와 더불어 조사선량의 평가도 중요시 되어져야 한다. 본 조사에 사용된 Diode detector는 이러한 목적에 부합하는 많은 장점과 광범위한 적용범위를 가지고 있어 치료시 조사선량의 정확도를 평가하는 좋은 매체로 생각된다. 또한, 주기적인 In-vivo dosimetry를 시행함으로써 치료과정에서 생기는 오차를 예방하여 방사선 치료의 정확도를 높일수 있을 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. P. Leed. etal "A Feasible Patient Dosimetry QA Program with a Commercial Diode System" Presented at the 1993 Annual AAP(Z4), Med, Phys., 20. 912, 1993.
2. F. Kadar. etal "Reduction in Sensitivity Variation of n-type Sillicon Diode Detectors by Electron Pre-Irradiation" Presented at the 1993 Annual AAPM(L28), Med. Phys, 20. 888. 1993.
3. L. Gray "Properties of a Diode Dosimeter for Radiotherapy"Proceedings of the 4th Intl. conference on Medical Physics. 1976.
4. LD. Garger. A.E. Wright. and P.R Almond, "Silicon Diode Detectors used in Radiological Physics Measurements." PART I and II. Med. Phys., 4.494-502. 1977.
5. L.R. Wendall. B.J.Maddox. K.R. Kase "Daily check Instrument for Photon and Electron beam QA of Medical Phys., 462-465. 1985.