

<원저>

## 의료용 선형가속기의 소조사면에 대한 검출기 종류에 따른 평가

- Evaluation of the Small Field of for the Detector Type Medical Linear Accelerator -

<sup>1)</sup>대구가톨릭대학교 방사선학과 · <sup>2)</sup>송호대학교 방사선학과

이동운<sup>1)</sup> · 정강교<sup>1)</sup> · 신귀순<sup>2)</sup> · 조평곤<sup>1)</sup>

— 국문초록 —

최근 선형가속기를 이용한 방사선치료는 세기조절방사선치료, 정위적방사선치료 등이 널리 사용되고 있다. 이러한 방사선 치료기법은 일반적으로 역방향치료계획을 사용함으로써 소조사면을 제외하기 어렵다. 그러므로 소조사면의 선량특성에 관한 정확한 측정이 필요하다. 따라서 유효체적이 서로 다른 검출기를 이용하여 소조사면에 대한 깊이선량백분율, 빔측면도, 그리고 선량출력계수를 측정하여 각 검출기의 선량특성 평가하고자 하였다.

실험 결과 X-선 6 MV에너지에 대한 빔선질(PDD<sub>20</sub>/PDD<sub>10</sub>)은 10 × 10 cm<sup>2</sup>에서 Diode 검출기는 Pinpoint 검출기에 비해 2.4%로 높았다. 모든 조사면에서 유효체적이 작은 Diode 검출기가 다른 검출기들과 50%이상 작은 반응율을 보여 공간분해능이 우수한 것으로 평가되었다. 출력선량계수는 조사면 2 × 2 cm<sup>2</sup>에서 Semiflex 검출기 다른 검출기에 비해 2%정도 적게 측정되기 시작해서 조사면 1 × 1 cm<sup>2</sup>에서는 20%정도 차이를 보이며 유효성이 없는 것으로 판단된다. 조사면 1 × 1 cm<sup>2</sup>에서 Diode 검출기와 Pinpoint 검출기의 측정값은 13%정도 차이를 보였다. 조사면 3 × 3 cm<sup>2</sup>이하에서는 검출기의 유효체적에 따른 출력선량계수의 차이가 크므로 가능한 유효체적이 작은 검출기를 사용해야 될 것으로 사료된다.

**중심 단어:** 소조사면, 깊이선량백분율, 빔선질, 빔측면도, 출력선량계수

### 1. 서 론

최근 선형가속기를 이용한 방사선치료는 세기조절방사선치료(Intensity modulated radiation therapy, IMRT), 정위적방사선치료(Stereotactic radiation therapy, SRT)등이 널리 사용되고 있다. 이는 병소부위에 고선량의 방사선량을 집중시키고 정상조직에 대한 피폭선량을 최소화 하는데 그 목적이 있다<sup>1-5)</sup>.

세기조절방사선치료는 다엽콜리메이터를 이용하여 한 조사야를 여러 개의 단위(Beamlet)로 쪼개어 조사함으로써 선량분포를 다르게 조절하는 기법이다. 기존의 3D-CRT로 치료가 어려웠던 종양이나 보호하지 못했던 정상조직을 정교하게 치료할 수 있는 혁신적인 방사선치료기술로 방사

선치료를 한 단계 더 발전시켰다. 세기조절방사선치료는 종양에 대한 처방선량과 정상조직에 대한 제한선량을 정하면 치료계획시스템(Treatment planning system)이 그에 맞춰서 근접한 선량계획을 계산하여 보여주는 역치료계획(Inverse treatment planning)을 시행한다. 세기조절방사선치료의 치료계획이 가장 유용한 암은 선량제한이 있는 정상장기로 둘러싸인 두경부암으로 많은 수의 선량학적 연구를 통하여 그 우월성이 입증되었다. 임상에서 두경부암, 전립샘암에서 생존율이 증가함을 확인할 수 있었다<sup>6,7)</sup>. 정위적 방사선치료는 X, Y, Z의 좌표를 이용하여 짧은 기간 내에 고선량을 조사하는 방사선 치료법이다. 정위적 방사선치료법은 병변을 정위적으로 조준하여 한번에 고선량으로 방사선 치료하는 정위적 방사선수술((Stereotactic radiosurgery,

SRS)과, 뇌 이외의 체부를 중심으로 2-5회의 정위적 방사선치료를 시행하는 체부정위 방사선치료(Stereotactic body radiation therapy, SBRT)로 구별될 수 있다. 적응증으로는 처음에 뇌종양, 뇌동정맥기형 등 뇌질환에서 적용되기 시작했으나 기기의 발전으로 폐 및 간 종양에서 많이 시행되었다. 그 외에 신장, 전립샘, 췌장 등의 복부병변이나 척추 전이종양 등에도 적응증이 확대되고 있다<sup>8)</sup>. 이러한 최신 방사선 치료기법은 통상적으로 역방향치료계획을 사용함으로써 소조사면을 제외할 수 어렵기 때문에 치료계획시스템에서 신뢰할만한 선량계산분포를 얻기 위해서는 반드시 소조사면에 대한 정확한 빔 자료(Beam data)의 획득과 정확한 선량측정이 요구된다. 따라서 유효체적이 서로 다른 검출기를 이용하여 소조사면에 대한 깊이선량분포, 빔측면도, 그리고 선량출력계수를 측정하여 각 검출기의 선량특성 평가하고자 하였다.

## II. 연구 대상 및 방법

### 1. 대상

#### 1) 실험 재료

본 실험에서 소조사면을 조사하기 위해 82Leaf MLC가 장착된 의료용 선형가속기(Oncor impress, siemens, Germany)를 사용하였고 가로 × 세로 × 높이가 각각  $50 \times 50 \times 40.8 \text{ cm}^2$ 인 물 팬텀(MP3, Water phantom, Freiburg, Germany)을 위치시키고 검출기는 PTW 31010 Semiflex (PTW, Freiburg, Germany), PTW 31014 Pinpoint (PTW, Freiburg, Germany), PTW 60008 Diode (PTW, Freiburg, Germany)를 사용하였다(Table 1). 전류계(UNIDOSE, PTW, Freiburg, Germany)를 사용하였고 Software는 MEPHYSTO mc<sup>2</sup>(PTW, Freiburg, Germany)를 이용하여 분석하였다.

### 2. 방법

#### 1) 깊이선량분포(Percentage depth dose, PDD)와 빔 선질(Beam quality)측정

깊이선량분포를 측정하기 위해 갠트리 회전각도  $0^\circ$ , 콜리메이터 회전각도  $0^\circ$ , 물팬텀을 선원-표면간거리(SSD) 100 cm에 위치시키고  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ ,  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ ,  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ ,  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ ,  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  크기의 조사면에 대하여 각 검출기를 정확한 중심축을 찾은 후 선형가속기 X-선 6 MV 에너지를 측정하는 동안 연속적으로 발생시키고 X축과 Y축은 고정시키고 Z축을 1 mm간격으로 25 cm지점까지 이동시키면서 측정하였다.

#### 2) 빔측면도(Beam profile) 측정

빔측면도 측정하기 위하여 선원-표면간거리 100 cm에 물팬텀을 위치시키고 선형가속기 X-선 6 MV에너지를 측정하는 동안 연속적으로 발생시키고 Y축은 고정시키고 Z축은 X-선 6 MV에너지의  $D_{\max}$  지점인 1.6 cm지점에 고정시키고  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ ,  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ ,  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ ,  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ ,  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  크기의 조사면에 대하여 X축을 1 mm간격으로 이동시키면서 측정하였다.

#### 3) 선형가속기의 출력선량계수(Output Factor) 측정

선원-표면간거리를 100 cm에 물팬텀을 위치하였다. 각 검출기는 수면으로 부터 X-선 6 MV에너지의  $D_{\max}$  지점인 1.6 cm지점에 그리고 제조사에서 권고하는 방향으로 위치시켰다. 소조사면에서는 방사선 중심축에서 측방향 선량분포가 급격히 감소하기 때문에 정확한 선량측정을 위하여  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  기준조사면에서 각각의 검출기에 대하여 대칭도(Symmetry)를 스캔하여 정확한 중심축을 찾은 후 측정을 시작하였다. 선형가속기 X-선 6 MV에너지 100 MU (Monitor Unit)를 이용하였으며 총3회 반복 시행하여 평균값을 사용하였다.

**Table 1** Specifications of the various detectors

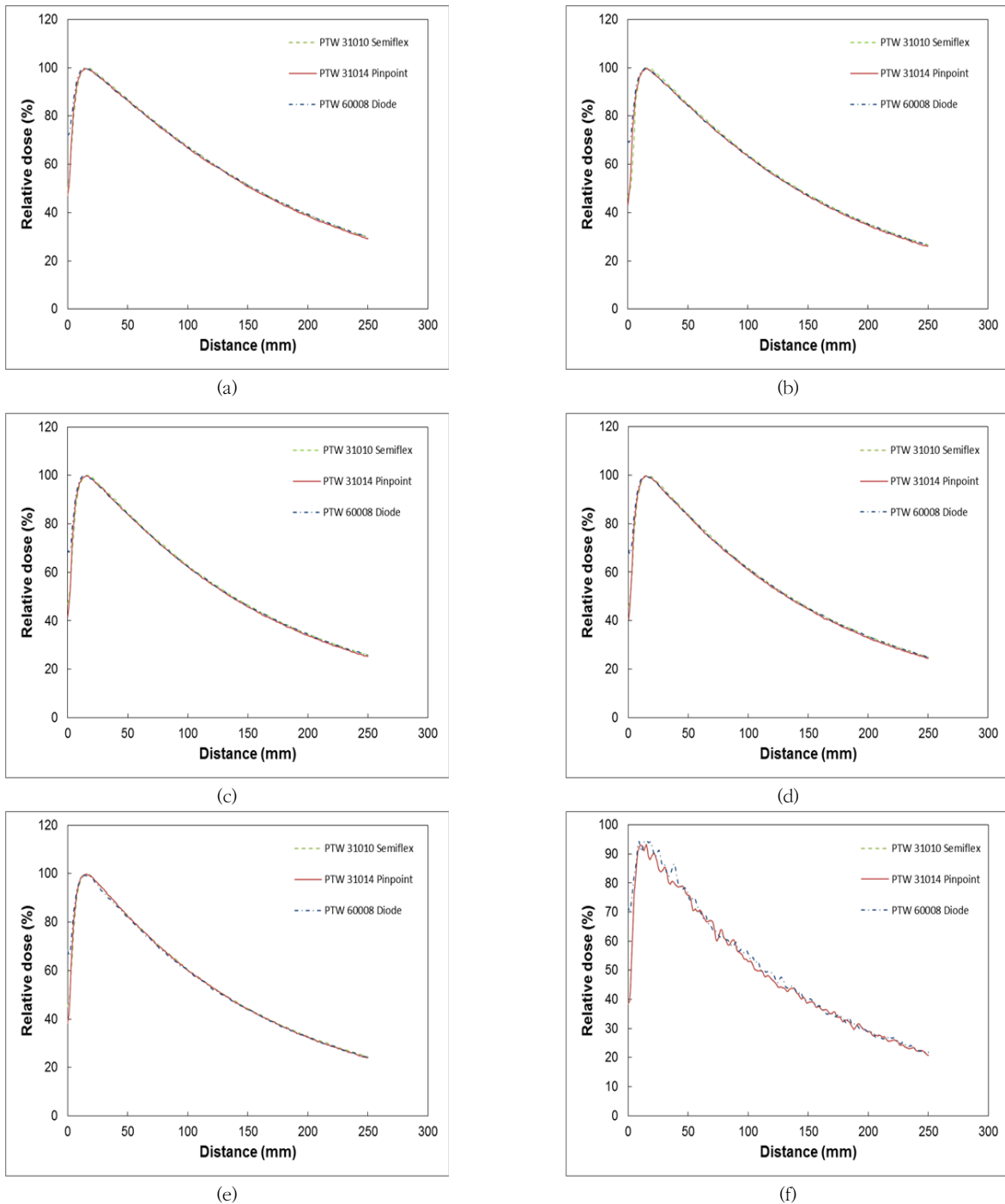
Model	Chamber type	Measuring Volume [mm <sup>3</sup> ]	Cavity length [mm]	Direction of incidence	Wall material
PTW 31010 Semiflex	Ion chamber	125	6.5	radial	PMMA+graphite
PTW 31014 Pinpoint	Ion chamber	15	5	radial, axial	PMMA+graphite
PTW 60008 Diode	Diode	0.0025	0.8	axial	RW3+epoxy resin+metal

### III. 결 과

#### 1. 깊이선량백분율(Percentage depth dose, PDD)와 빔 선질(Beam quality) 평가

조사면에 따른 각 검출기로 측정된 깊이선량백분율을 나

타내었다(Fig. 1). 또한 광자선의 조사면 크기에 따른 빔선 질 변화를 측정하기 위해 IAEA TRS-398이 권고하는 10 cm와 20 cm 깊이에서 깊이선량백분율의 비( $PDD_{20}/PDD_{10}$ )로 정의하여 평가하였다<sup>9)</sup>(Table 2). X-선 6 MV에너지에 대한 빔선질은  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 에서 Diode 검출기는 Pinpoint 검출기에 비해 2.4%로 높았으나 조사면  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 이하에



**Fig. 1** Percentage depth dose of photon beam from a 6 MV accelerator measured at the central axis for a using Semiflex, Pinpoint and Diode detectors; (a)  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , (b)  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , (c)  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ , (d)  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ , (e)  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ , (f)  $1 \times 1 \text{ cm}^2$

**Table 2** Variations of Beam quality in the field size for the  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ ,  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ ,  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ ,  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ ,  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , and  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 

Beam quality	Detector	field size [ $\text{cm}^2$ ]					
		$1 \times 1$	$2 \times 2$	$3 \times 3$	$4 \times 4$	$5 \times 5$	$10 \times 10$
PDD <sub>20</sub> /PDD <sub>10</sub>	Famer	0.568	0.544	0.545	0.548	0.557	0.579
	Semiflex	0.562	0.547	0.547	0.544	0.551	0.578
	Diode	0.569	0.547	0.545	0.551	0.560	0.592

서는 평균 1%정도 차이를 보였다.

## 2. 빔측면도(Beam profile) 평가

조사면에 따른 각 검출기로 측정된 빔측면도를 나타내었다(Fig. 2). 각 조사면에서 검출기의 부피에 의한 선량 특성 평가를 위해 반음영(Penumbra)영역은 실효반음영(effective penumbra) Powlis의 정의에 따라 빔 측면도의 20%~80% 선량분포 영역을 비교·평가 하였다. 반음영 크기는 검출기별로 비교함으로써 검출기간의 공간분해능을 비교할 수 있다. 모든 검출기에서 조사면의 크기가 증가할수록 반음영의 크기가 증가하였으며 검출기의 유효체적이 증가할수록 반음영이 증가하는 경향이 나타났다. 유효체적이 작은 Diode 검출기와 Pinpoint 검출기는 모든 조사면에서 평균 54% 반음영 영역 차이를 보였으며 Diode 검출기와 Semiflex 검출기는 평균 80% 반음영 차이를 보였다(Table 3).

## 3. 출력선량계수(Output fator) 평가

검출기 종류에 따른 출력 변화를 알아보하고자  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  조사면에 대한 선량출력으로 정규화(Normalization)하여 각 조사면에 대한 선량출력계수를 구하였다.

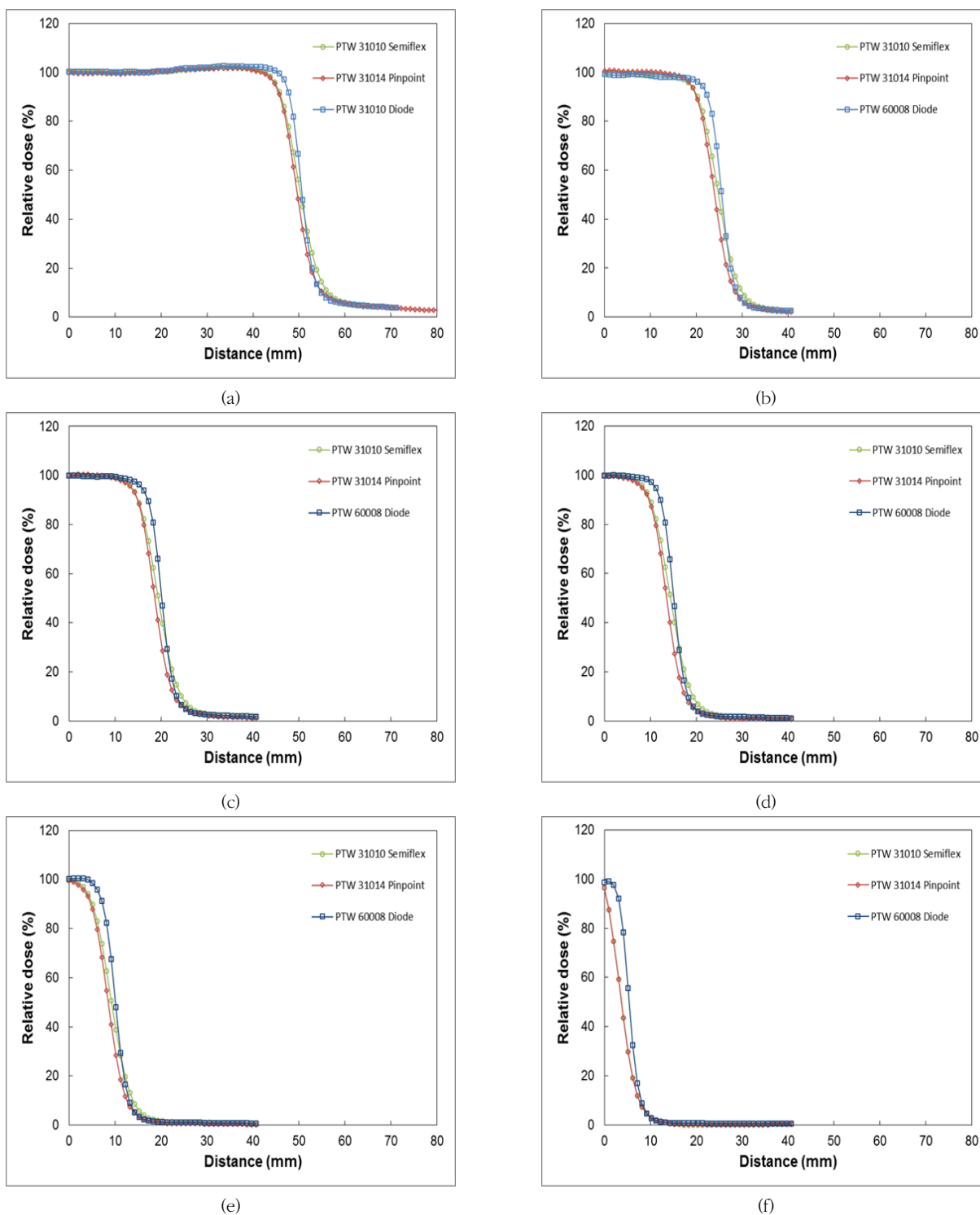
조사면이 작아질수록 선량출력계수가 작아지는 것을 볼 수 있다. 조사면  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 에서  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ 까지는 모든 검출기의 측정량이 거의 일치하였으나  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ 에서 Semiflex 검출기는 다른 검출기에 비해 2%정도 적게 측정되기 시작해서 조사면  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ 에서는 20%정도 차이를 이며 유효성이 없는 것으로 판단이 된다(Fig. 3). 또한 조사면  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ 에서 Diode 검출기와 Pinpoint 검출기의 측정값은 13%정도 차이를 보였다.

## IV. 고찰 및 결론

소조사면의 측정은 조사면내의 급격한 선량변화, 측면 전자비평형, 그리고 조사면 크기에 대한 검출기의 기하학적 크기 영향으로 인해 정확한 선량의 평가가 매우 어렵고 일반적으로 소조사면은  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ 이하의 작은 조사면으로 방사선수술(SRS), 세기조절방사선치료(IMRT) 등에 주로 쓰이며 그 불확실도는 5%에서 최대 10%의 차이를 보고하고 있다<sup>10-13</sup>. 또한 Shell등<sup>14</sup>은 조사면보다 작은 크기를 갖는 측정기와 적절한 분해능을 갖는 측정기가 요구된다고 보고하고 있다. Bjarngard등<sup>15</sup>도 6 MV X-선에서 소조사면의 중심축상에서 측정하더라도 완전히 전자평형이 유지되지 않기 때문에 부피가 큰 이온전리함을 이용할 경우 상당한 선량 차이가 나타남을 보고하였고, 조사면 직경의 절반보다 작은 크기의 검출기 사용을 제안하였다. Francescon등<sup>16</sup>은 소조사면 선량측정용으로 적합하지 않은 검출기로 출력선량계수를 측정한 결과 30%의 큰 차이를 나타내어 방사선 사고로 이어질 수 있음을 발표한 바 있다. 따라서 선형가속기 소조사면 광자선에 대한 정확한 빔 자료 측정을 위해 유효체적이 다른 Semiflex, Pinpoint, Diode 검출기를 이용하여 깊이선량백분율, 빔측면도, 그리고 선량출력계수를 측정하여, 각 검출기의 선량특성을 분석하고 평가하였다.

X-선 6 MV에너지에 대한 빔선질(PDD<sub>20</sub>/PDD<sub>10</sub>)은  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 에서 Diode 검출기는 Pinpoint 검출기에 비해 2.4%로 높았다. 일반적으로 다이오드 검출기는 큰 조사면에서 깊이가 증가할수록 깊이선량백분율은 과대평가하는데 이는 다이오드 검출기가 고밀도( $2.329 \text{ g/cm}^3$ )이며, 높은 원자번호( $Z=14$ )의 매질로 이루어져 있어서 균질매질에서 플루언스의 요동으로 인해 소조사면에서 선량이 과대평가되기 때문이다<sup>17</sup>.  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ 에서  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 까지는 1%이하로 일치하였다. 작은 조사면에서는 유효체적이 작은 다이오드 검출기는 깊이선량백분율의 과대평가를 최소화 할 수 있다<sup>18</sup>.

모든 조사면에서 유효체적이 작은 Diode 검출기가 다른 검출기들과의 50%이상 작은 측정선량분포와 반음영을 보여



**Fig. 2** Magnified profiles of photon beam from a 6 MV accelerator measured at 1.6 cm for using Semiflex, Pinpoint and Diode detectors; (a)  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , (b)  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , (c)  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ , (d)  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ , (e)  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ , (f)  $1 \times 1 \text{ cm}^2$

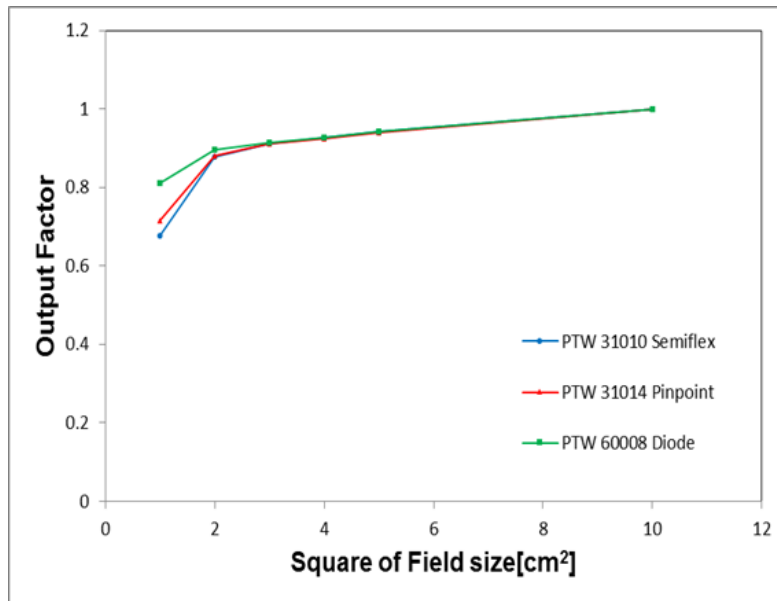
공간분해능이 우수한 것으로 평가되었다.

실험에서 검출기의 유효체적과 형태에 따라 깊이선량백분율, 빔측면도, 선량출력계수의 측정값 차이가 있었다. 특

히 조사면  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  이하에서는 검출기의 유효체적에 따른 출력선량계수의 차이가 크게 나타났다. 소조사면에서의 출력선량계수의 정확한 측정은 치료계획시스템의 선량계산에

**Table 3** Penumbra width in the field size for the  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ ,  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ ,  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ ,  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ ,  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , and  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 

Detector	Penumbra width [mm]					
	$1 \times 1$	$2 \times 2$	$3 \times 3$	$4 \times 4$	$5 \times 5$	$10 \times 10$
Famer	4.47	5.46	5.69	5.73	5.96	6.02
Semiflex	4.23	4.60	4.70	4.85	4.84	5.09
Diode	2.27	3.09	3.18	3.23	3.25	3.48

**Fig. 3** Output factor measured with Semiflex, Pinpoint and Diode detectors for photon beam a 6 MV accelerator for field sizes  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ ,  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ ,  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ ,  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ ,  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , and  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 

미치는 영향이 크므로 측정시 주의가 필요하다<sup>19)</sup>. 따라서 조사면의 정확한 빔자료 측정을 위해 검출기의 형태와 유효 체적을 고려하여 선택해야 할 것이다. 차후 보다 정확한 검증들을 위하여 몬테칼룰로 계산등을 병행한 연구를 진행할 예정이다.

## REFERENCES

1. Khan Fm: The Physics of Radiation Therapy, 4nd ed., Williams & Wilkins, Baltimore, 430, 2010
2. Chus DT, Sham JS, Hung KN, Kwong DL, Kwong PW, and Leung LH: Stereotactic Radiosurgery as a Salvage Treatment for Locally Persistent and Recurrent Nasopharyngeal Carcinoma, Journal of the Sciences and Specialties of the Head and Neck, 21(7), 620–626, 1999
3. Zelefsky MJ, Leibel SA, et al: Dose escalation with three-dimensional conformal therapy affects the outcome in prostate cancer, Int J Radiat Oncol Biol Phys 41, 491–500, 1998
4. Benedict SH, Cardinale RM, Wu Q, Zwicker RD, Broaddus WC, and Mohan R: Intensity-Modulated Stereotactic Radiosurgery using Dynamic Micro-Multileaf Collimation, International Journal of Radiation Oncology·Biology·Physics, 50(3), 751–758, 2001
5. Wiggenraad RG, Petoukhova AL, Versluis L, and van Santvoort JP: Stereotactic Radiotherapy of Intracranial Tumors: A Comparison of Intensity-Modulated Radiotherapy and Dynamic Conformal Arc, International Journal of Radiation Oncology·Biology·Physics, 74(4), 1018–1026, 2009
6. Lee N, Xia P, Quivey JM, et al. Intensity-modulated

- radiotherapy in the treatment of nasopharyngeal carcinoma: an update of the UCSF experience. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 53, 12-22, 2002
7. Zelefsky MJ, Fuks Z, Hunt M, et al. High-dose intensity modulated radiation therapy for prostate cancer: early toxicity and biochemical outcome in 772 patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 53, 1111-1116, 2002
  8. Kang BS, Kim GJ, Kim YI, Radiation Therapy for Cancer: 4nd, 645, 2011.
  9. IAEA TRS-398: Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry base on Standard of Absorbed Dose to Water, Vienna, vol. 12, 2006
  10. I. Das, G. Ding, A. Ahnesjo "Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry" *Med. Phys.* 35(1), 206-215, 2008
  11. Cheng CW, Cho SH, Taylor M, and Das IJ: Determination of Zero Field Size Percent Depth Doses and Tissue Maximum Ratios for Stereotactic Radiosurgery and IMRT Dosimetry: Comparison Between Experimental Measurements and Monte Carlo Simulation, *The International Journal of Medical Physics Research and Practice*, 34(8), 3149-3157, 2007
  12. Das IJ, Ding GX, and Ahnesjo A: Small Fields: Nonequilibrium Radiation Dosimetry, *The International Journal of Medical Physics Research and Practice*, 35(1), 206-215, 2008
  13. Francescon P, Cora S, and Cavedon C: Total Scatter Factors of Small Beams: A Multidetector and Monte Carlo Study, *The International Journal of Medical Physics Research and Practice*, 35(2), 504-513, 2008
  14. Shell M.C, Bova F.J, Larson D.D, Leavitt D.D, Lutz W.R, Podgorsak E.B, Wu, A: Stereotactic radio-surgery, AAPM report 54, Woodbury, NY, American Institute of Physics, 1995
  15. Bjarngard BE, Tsai JS, and Rice RK: Doses on the Central Axes of Narrow 6-MV X-Ray Beams, *The International Journal of Medical Physics Research and Practice*, 17(5), 794-799, 1990
  16. P. Francescon, S. Cora, C. Cavedon: Total scatter factors of small beams: Amultidetector and Monte Carlo study. *Med Phys* 35(2), 504-513, 2008
  17. Sauer OA, Wilbert J: Measurement of output factors for small photon beams. *Med Phys* 4, 1983-1988, 2007
  18. Kim JK, Wen N, Jin JY et al: Clinical Commission and Use of the Novalis Tx Linear Accelerator for SRS and SBRT, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 13(3), 124-151, 2012
  19. Koo KL, Yang ON, Lim CH, Choi WS, Shin SS, An WS: Dosimetric Characteristics of Detectors in Measurement of Beam Data for Small Fields of Linear Accelerator, *Journal of Radiological Science and Technology*, 35(3), 265-273, 2012

•Abstract

## Evaluation of the Small Field of for the Detector Type Medical Linear Accelerator

Dong-Woon Lee<sup>1)\*</sup>·Kang-Kyo Jung<sup>1)</sup>·Gwi-Soon Shin<sup>2)</sup>·Pyong-Kon Cho<sup>1)</sup>

<sup>1)</sup>*Department of Radiological Science, Catholic University of DaeGu*

<sup>2)</sup>*Department of Radiological Technology, Songho College*

Recently linear accelerator of radiation therapy intensity modulated radiation therapy, stereotactic radiation therapy are widely used. Such radiation treatment techniques are generally difficult to exclude the small field by using the inverse treatment plan. It is necessary to dose an accurate measurement of characteristics of the small field. Thus, using different detectors to measure the volume of the effective percentage depth dose, beam profile, and the output factor of the small field was to evaluate the dose characteristics of each detector.

Experimental results for the X-ray beam 6 MV energy beam quality(PDD<sub>20</sub>/PDD<sub>10</sub>) is 10 × 10 cm<sup>2</sup> Diode detector is as high as 2.4% compared to Pinpoint detector.

All field size to lesser effective volume of Diode detector shows that it is far better than other detectors by more than 50% of small penumbra, therefore spatial resolution far excellent. In field size 2 × 2 cm<sup>2</sup> Semiflex detector was measured about 2% less than the other detector. Field size 1 × 1 cm<sup>2</sup> is that there is no judgment about the validity show the difference between 20%. Field size 1 × 1 cm<sup>2</sup> from the measured values of the Diode detector and Pinpoint detector showed a 13% difference. Less than field size 3 × 3 cm<sup>2</sup> the feed to the difference between the output factor of the effective volume of the detector to be used for the effective volume available to the detector.

**Key Words :** small field, percentage depth dose, beam quality, beam profile, output factor