

선형가속기의 소조사면에 대한 빔 자료 측정에서 검출기의 선량 특성 분석

- Dosimetric Characteristics of Detectors in Measurement of Beam Data for Small Fields of Linear Accelerator -

울산의대 강릉아산병원 방사선종양학과¹⁾ · 한서대학교 방사선학과²⁾

구기래¹⁾ · 양오남^{1,2)} · 임청환²⁾ · 최원식¹⁾ · 신성수¹⁾ · 안우상¹⁾

— 국문초록 —

선형가속기를 기반으로 하는 세기조절방사선치료와 정위적방사선수술에서는 치료계획시스템의 소조사면에 대한 신뢰할만한 선량분포를 계산하기 위해서는 우선적으로 소조사면의 정확한 빔 자료 측정이 선행되어야 한다. 특히 소조사면의 빔 자료 측정에서 조사면 가장자리에서의 급격한 선량 변화, 측면 전자비평형, 그리고 검출기의 체적 영향으로 인한 적절한 검출기 선택이 중요하다. 따라서 본 연구에서는 선형가속기의 소조사면에 대한 빔 자료 측정에 있어서 검출기의 선량 특성을 알아보고자 하였다. 검출기는 0.01 cc 부피와 0.13 cc 부피의 이온전리함과 정위적다이오드를 사용하였으며, 빔 자료는 광자선(6 MV와 15 MV)에 대하여 조사면 크기를 $2 \times 2 \text{ cm}^2$ 에서 $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 까지 변화시켜 각 검출기를 이용하여 깊이선량백분율, 선량출력계수, 그리고 빔측면도를 측정하였다.

CC01 이온전리함과 정위적다이오드 검출기를 이용한 PDD₂₀/PDD₁₀은 $2 \times 2 \text{ cm}^2$ 조사면의 경우 6 MV와 15 MV에서 각각 1.02%와 0.12% 차이를 보였다. $3 \times 3 \text{ cm}^2$ 이상의 조사면에서는 각 검출기를 이용하여 얻어진 PDD₂₀/PDD₁₀의 차이가 6 MV와 15 MV에서 각각 평균 1.15%와 0.71% 이었다. CC01 이온전리함과 정위적다이오드 검출기를 이용한 선량출력계수 측정 결과, $2 \times 2 \text{ cm}^2$ 조사면의 경우 6 MV와 15 MV에서 0.5%와 1.5% 이내에서 일치하였다. $3 \times 3 \text{ cm}^2$ 이상의 조사면에서는 각 검출기의 차이가 0.5% 이내이었다. 3개의 깊이에서 측정된 빔측면도의 반응영은 정위적다이오드 검출기의 경우 6 MV와 15 MV에서 각각 평균 2.7 mm와 3.5 mm, CC01 이온전리함의 경우 각각 평균 3.4 mm와 4.3 mm, CC13 이온전리함의 경우 각각 평균 5.2 mm와 6.1 mm이었다.

이를 통해 깊이선량백분율과 선량출력계수 측정 시 $2 \times 2 \text{ cm}^2$ 조사면에서는 CC01 이온전리함과 정위적다이오드 검출기를 $3 \times 3 \text{ cm}^2$ 에서 $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 조사면에서는 각 검출기의 사용이 가능할 것으로 판단된다. 또한 소조사면에 대한 정확한 빔측면도의 반응영을 측정하기 위해서는 유효체적이 작은 CC01 이온전리함과 정위적다이오드 검출기 사용하는 것이 타당하겠다.

중심 단어: 소조사면, 출력계수, 깊이선량백분율, 빔측면도, 검출기

* 접수일(2012년 7월 27일), 1차 심사일(2012년 8월 9일), 2차 심사일(2012년 9월 4일), 확정일(2012년 9월 17일)

교신저자: 안우상, (210-711)강원도 강릉시 사천면 방동길 38
울산의대 강릉아산병원 방사선종양학과
Tel : 033-610-5315, C.P. : 010-2994-4603
E-mail : wsahn@gnah.co.kr/nural202@gmail.com

I. 서 론

최근 선형가속기를 이용한 방사선치료는 세기조절방사선 치료(Intensity-modulated Radiation Therapy, IMRT), 세기조절방사선수술(Intensity-modulated Radiosurgery, IMRS)과 정위적방사선수술(Stereotactic Radiosurgery, SRS)등이 널리 사용되고 있으며, 이는 정상조직에 들어가는 선량을 최소화하면서 표적조직에 고선량을 조사하는데 있다¹⁻⁵⁾. 이러한 치료기법은 통상적으로 소조사면을 이용하기 때문에 치료계획시스템(treatment planning system)에서 신뢰할만한 선량계산분포를 얻기 위해서는 반드시 소조사면에 대한 정확한 빔 자료(beam data)를 획득하는 것이 요구된다.

Rice 등⁶⁾은 소조사면에서는 조사면 가장자리 부근에서 급격한 선량 변화와 완전한 전자평형이 유지되지 않기 때문에 소조사면의 빔 자료를 측정하는데 있어서 검출기의 크기는 측정 조사면보다 상당히 작은 검출기 사용을 권고하고 있다. 또한 Bjarngard 등⁷⁾도 6 MV광자선에서 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. Laub 등⁸⁾은 IMRT에 사용된 소조사면 선량측정에서 다양한 검출기의 부피에 대한 영향을 평가하였다. 절대선량 측정 결과에서 부피가 0.6 cc인 이온전리함에서 최대 6% 이상의 차이가 발생한 반면, 부피가 0.015 cc인 이온전리함은 2% 이내에서 치료계획시스템의 계산값과 잘 일치하였음을 보고하였다. 최근 미국의학물리학회(American Association of Physicists in Medicine, AAPM)에서는 선형가속기의 빔 자료 commissioning을 위한 적절한 측정 장비와 일련의 절차를 보고하였고, 소조사면의 선량측정을 위해서는 에너지, 선량, 그리고 선량률 의존성이 적고 부피가 작은 검출기를 사용할 것을 권고하고 있다⁹⁾. 따라서 선형가속기의 소조사면을 이용한 방사선 치료에서 정확한 빔 자료 측정을 위해서는 소조사면의 선량 측정에 적합한 검출기를 선택하는 것이 중요하게 된다. 특히 이

온전리함은 에너지, 선량률, 그리고 재현성에 대한 응답 변화가 작고, 다이오드 검출기는 뛰어난 공간 분해능과 높은 민감성(sensitivity) 때문에 빔 자료 획득 시 널리 사용되고 있다.

따라서 본 연구에서는 소조사면 측정에서 임상적으로 널리 이용되는 유효 체적이 작은 이온전리함과 정위적다이오드 검출기를 사용하여 깊이선량백분율, 선량출력계수, 그리고 빔측면도를 측정하여 각 검출기의 측정 결과를 비교하였다. 이를 통해 소조사면에서의 각 검출기의 선량 특성 및 유용성을 평가하고자 하였다.

II. 대상 및 방법

본 실험에서 소조사면 방사선 조사를 위해 6 MV와 15 MV 광자선의 선형가속기(CL21iX, Varian, Palo Alto, USA)를 사용하였다. 소조사면 빔 자료 측정을 위해 치료 계획시스템의 광자선 알고리즘에서 권고하는 조사면을 선택하였고¹⁰⁾, 본 연구에서 $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$, 그리고 $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 조사면에 대하여 각 검출기의 특성을 평가하였다. 검출기는 0.01 cc부피의 이온전리함(CC01, IBA Dosimetry, Germany), 0.13 cc 부피의 이온전리함(CC13, IBA Dosimetry, Germany)과 정위적다이오드 검출기(SFD, IBA Dosimetry, Germany)를 사용하였고 Table 1에 상세한 제원을 나타내었다. 측정장비는 물 팬텀(Blue phantom, IBA Dosimetry, Germany), 전류계(Dose1, IBA Dosimetry, Germany)를 사용하였고, OmniPro-Accept(version 6.6) 소프트웨어를 사용하여 측정 자료를 분석하였다. 모든 측정은 3번 반복 측정하여 평균값을 사용하였다. 검출기의 방향(direction)은 이온전리함과 정위적다이오드 검출기 모두에서 빔 축과 수직하게 위치시켰다. 소조사면에서 각 검출기의 선량 특성을 평가하고자 치료 계획시스템의 선량계산을 위해 요구되는 빔 자료인 깊이 선량백분율, 선량출력계수, 그리고 빔측면도를 측정하였다. CC13 이온전리함은 상대적으로 큰 유효 지름과 체적 때문에 $2 \times 2 \text{ cm}^2$ 조사면에서는 빔 자료 측정에서 제외하였다.

Table 1. Specifications of ion chamber and diode detector used in the study.

Type	Model	Sensitive volume	Length	Length/height
Ion chambers	CC01	0.01 cm ³	2.0 mm	3.6 mm
	CC13	0.13 cm ³	6.0 mm	5.8 mm
Diode detector	SFD	Chip size(side/thickness)	Diameter of active area	Thickness of active volume
		0.95×0.5 mm	0.6 mm	0.06 mm

1. 깊이선량백분율(Percentage depth dose, PDD) 측정

깊이선량백분율은 선원-표면간 거리(Source-surface Distance, SSD)를 100 cm에 위치시키고 2×2 cm²에서 5×5 cm² 크기의 조사면에 대해서 이온전리함(CC01, CC13)과 정위적다이오드 검출기를 사용하여 측정하였다. 유효 측정점(effective point of measurement)은 원통형 이온전리함의 경우 0.6r^{11,12)}을 이동하여 측정하였고, 정위적다이오드 검출기는 제조사에서 제공하는 0.5 mm을 적용하여 측정하였다. 여기에서 r은 원통형 이온전리함 공동(cavity)의 반지름이다. 광자선에 대한 빔 선질(beam quality)은 10 cm과 20 cm 깊이에서의 깊이선량백분율의 비(PDD₂₀/PDD₁₀)로 정의하여 평가하였다¹¹⁾.

2. 선량출력계수(Output Fator) 측정

소조사면에서는 방사선 중심축에서 측방향으로 선량분포가 급격히 감소하기 때문에 선량출력계수 측정 시 검출기의 위치가 중요하다. 따라서 본 실험에서는 Fig. 1에 나타난 바와 같이 10×10 cm² 기준 조사면에서 각각의 검출기에 대하여 대칭도(symmetry)와 평탄도(flatness)를 두 개의 깊이에서 종단선과 횡단선 빔 스캔하여 정확한 방사선 중심축을 찾은 후 측정을 시작하였다. 선원-표면

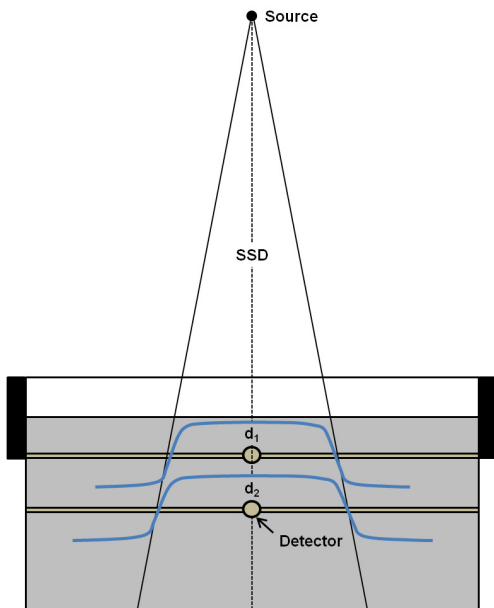


Fig. 1. Diagram of detector alignment with the central axis (CAX) by using the scanning blue phantom. The CAX checks the symmetry of both the in-plane and cross-plane profiles at two different depths for reference field size.

간 거리를 95 cm으로 하고 물 표면으로부터 5 cm 깊이에 검출기를 위치시킨 후, 조사면을 2×2 cm²에서 5×5 cm²까지 변화시키면서 각 검출기에 대한 선량출력을 측정하였다. 5×5 cm² 조사면에 대한 선량출력으로 정규화(normalization)하여 각 조사면에 대한 선량출력계수를 구하였다.

3. 빔측면도(Beam profile) 측정

선원-표면간 거리 100 cm에서 조사면을 2×2 cm²부터 5×5 cm²까지 변화시키면서 빔측면도를 측정하였다. 측정은 각각 최대선량깊이(d_{max}), 5 cm, 그리고 10 cm 깊이에서 횡단면 방향으로 스캔하여 빔측면도를 획득하였다. 검출기의 스캔 속도는 조사면 내에서 중간 속도인 0.7 mm 간격으로, 반응영역의 정확한 측정을 위하여 조사면 가장자리에서는 느린 속도인 0.4 mm 간격으로 측정하였다. 각 조사면에서 검출기의 부피에 의한 선량 특성을 평가하기 위하여 반응영역은 빔측면도의 20%~80% 영역으로 정의하여 측정값을 비교·평가하였다.

III. 결 과

1. 깊이선량백분율

선형가속기 광자선(6 MV와 15 MV)에서 각 조사면에 따른 각 검출기로 측정된 깊이선량백분율은 Table 2와 같다. 10 cm과 20 cm 깊이에서의 깊이선량백분율의 비(PDD₂₀/PDD₁₀)를 평가한 결과, 2×2 cm² 조사면에서 정위적다이오드 검출기는 CC01과 비교하여 6 MV와 15 MV 광자선에서 각각 1.02%와 0.12% 차이를 보였다. 정위적다이오드 검출기와 CC01은 6 MV의 경우, 각 조사면에 대하여 각각 0.05%, 2.16%, 그리고 2.38%의 차이를 보였고, 15 MV의 경우 각 조사면에 대하여 각각 1.73%, 0.62%, 그리고 0.76%의 차이를 보였다. CC01과 CC13은 6 MV의 경우, 3×3 cm²부터 5×5 cm² 조사면에서 각각 0.59%, 1.47%, 그리고 1.75%의 차이를 보였고, 15 MV의 경우 각 조사면에 대하여 모두 1.0% 이내의 차이를 보였다. CC13 이온전리함은 정위적다이오드 검출기와 비교하여 6 MV와 15 MV 광자선의 경우, 3×3 cm² 이상의 조사면에서 모두 1.0% 이내의 차이를 보였다. 3×3 cm² 이상의 조사면에서는 각 검출기별 PDD₂₀/PDD₁₀의 차이가 6 MV와 15 MV에서 각각 평균 1.15%와 0.71%이었다.

Table 2. Percent depth dose for $2 \times 2 \text{ cm}^2$ to $5 \times 5 \text{ cm}^2$ of 6 MV and 15 MV photon beams with various detectors. The beam quality for photon beams was specified by the ratio of percent depth dose at 10 cm and 20 cm depths in a water phantom, respectively.

Energy	Beam quality	Detector	$2 \times 2 \text{ cm}^2$	$3 \times 3 \text{ cm}^2$	$4 \times 4 \text{ cm}^2$	$5 \times 5 \text{ cm}^2$
6 MV	PDD ₂₀ /PDD ₁₀	CC01	0.524	0.539	0.549	0.556
		SFD	0.529	0.539	0.538	0.543
		CC13	-	0.536	0.541	0.546
15 MV	PDD ₂₀ /PDD ₁₀	CC01	0.619	0.628	0.626	0.628
		SFD	0.618	0.617	0.622	0.624
		CC13	-	0.623	0.626	0.629

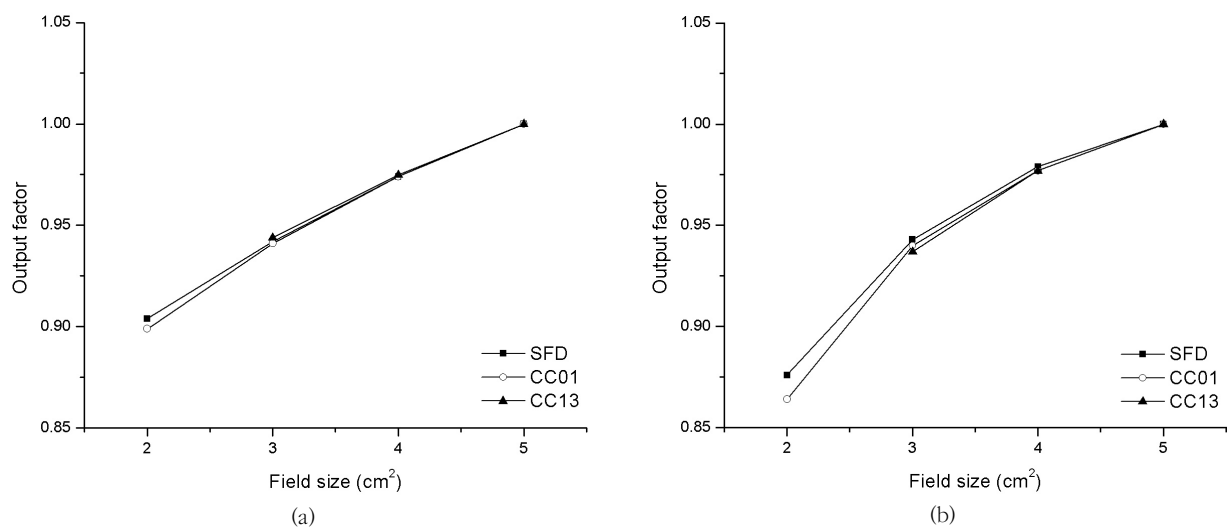


Fig. 2. Output factors measured with three detectors under (a) 6 MV and (b) 15 MV. Squares: stereotactic diode detector; circles: CC01 ion chamber; triangles: CC13 ion chamber.

2. 선량출력계수

$5 \times 5 \text{ cm}^2$ 조사면에 정규화(normalization)하여 각 조사면의 선량출력계수를 획득하여 각 검출기의 선량출력계수는 Fig. 2에 나타내었다. $2 \times 2 \text{ cm}^2$ 조사면에서 CC01 보다 정위적다이오드검출기에서 선량출력계수가 상대적으로 6 MV와 15 MV에서 각각 0.5%와 1.4% 높게 측정되었다. $3 \times 3 \text{ cm}^2$ 에서 $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 조사면까지 CC01과 정위적다이오드 검출기의 선량출력계수는 6 MV와 15 MV에서 각각 0.2%와 0.5% 이내에서 일치하였고, CC01과 CC13 검출기의 선량출력계수는 6 MV와 15 MV에서 각각 0.3%와 0.4% 이내에서 일치하였다. 또한 6 MV광자선 보다 15 MV광자선에서 조사면이 작아질수록 급격히 감소하는 것을 확인할 수 있었다.

3. 빔측면도

선원-표면간 거리 100 cm에서 조사면을 $2 \times 2 \text{ cm}^2$ 부터 $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 까지 변화시키면서 빔측면도를 측정하였다. 측정은 각각 최대선량깊이(d_{\max}), 5 cm, 그리고 10 cm 깊이에서 횡단면 방향으로 스캔하여 빔측면도를 획득하였다. 검출기의 스캔 속도는 조사면 내에서 중간 속도인 0.7 mm 간격으로, 반응영역의 정확한 측정을 위하여 조사면 가장자리에서는 느린 속도인 0.4 mm 간격으로 측정하였다. 각 조사면에서 검출기의 부피에 의한 선량 특성을 평가하기 위하여 반응영역은 빔측면도의 20%~80% 영역으로 정의하여 측정값을 비교·평가하였다.

Table 3. Penumbra widths of various small field sizes and depths of scanned profiles for 6 MV and 15 MV photon beams at a 0° gantry angle with water phantom.

Energy	Depth	Detector	Penumbra width (mm)			
			2×2 cm ²	3×3 cm ²	4×4 cm ²	5×5 cm ²
6 MV	d _{max} (1.5 cm)	CC01	3.0	3.1	3.2	3.2
		SFD	2.3	2.5	2.6	2.6
		CC13	-	4.8	4.9	5.0
	5 cm	CC01	3.3	3.4	3.5	3.5
		SFD	2.4	2.7	2.9	2.9
		CC13	-	5.1	5.3	5.4
	10 cm	CC01	3.3	3.6	3.7	4.0
		SFD	2.6	2.9	3.1	3.3
		CC13	-	5.4	5.6	5.7
15 MV	d _{max} (2.8 cm)	CC01	4.0	4.1	4.2	4.3
		SFD	2.9	3.3	3.4	3.6
		CC13	-	5.7	5.8	6.0
	5 cm	CC01	4.1	4.4	4.5	4.7
		SFD	3.1	3.5	3.9	4.0
		CC13	-	6.0	6.2	6.3
	10 cm	CC01	4.2	4.8	5.0	5.0
		SFD	3.3	3.9	4.2	4.5
		CC13	-	6.3	6.5	6.7

IV. 고찰 및 결론

본 연구에서는 선형가속기 광자선에 대한 소조사면의 정확한 빔 자료를 측정하기 위해서, 유효체적인 작은 이온전리함과 정위적방사선 검출기를 이용하여 깊이선량분율, 선량출력계수, 그리고 빔측면도를 측정하여, 각 검출기의 선량 특성을 분석하고 유용성을 평가하였다.

6 MV와 15 MV 광자선에 대하여 CC01과 정위적다이오드 검출기를 이용하여 측정한 PDD₂₀/PDD₁₀은 2×2 cm²에서 5×5 cm²까지의 조사면에서 평균 1.0% 이내에서 일치하였다. 일반적으로 다이오드 검출기는 큰 조사면에서 깊이가 증가할수록 깊이선량분율을 과대평가(overestimation)하는데 이는 깊이가 증가할수록 저 에너지 산란 광자선이 증가하고 실리콘과의 광전효과(photoelectric effect)가 지배적이기 때문이다. 그러나 5×5 cm² 이하의 조사면에서는 유효체적이 작은 다이오드 검출기는 깊이선량분율의 과대평가를 최소화 할 수 있다¹³⁾. 본 실험에서 사용된 이온전리함(CC01과 CC13)과 정위적다이오드 검출기는 대상 조사면에서 평균 1.0% 이내에서 일치하였다.

2×2 cm² 조사면에서 정위적다이오드 검출기로 측정 시

CC01 이온전리함과 비교하여 6 MV와 15 MV에서 각각 0.5%와 1.5% 정도 높은 값의 선량출력계수가 측정되었다. 이는 다이오드 검출기가 물등가물질에 비해 높은 밀도(2,329 g/cm³)와 원자번호(Z = 14)인 실리콘 성분으로써 비등가적 효과로 인한 것이다. Haryanto 등¹⁴⁾도 다이오드 검출기로 측정한 선량출력계수가 2 cm 이하의 조사면에서 다른 검출기의 측정값과 몬테카를로 계산값보다 큰 것으로 보고하고 있다. 3×3 cm² 이상의 조사면에서는 세 종류의 검출기에서 모두 0.5% 이내에서 일치하였다. 이를 통해 세기조절방사선치료를 위한 선량출력계수를 얻기 위해서는 소조사면의 경우 유효 체적이 작은 검출기를 이용하여 물 팬텀에서 상대적 선량출력계수를 측정해야 할 것이다. AAPM TG-106에서는 검출기의 averaging effect를 줄이기 위해서는 검출기의 크기가 각 방향으로 0.5 cm 보다 작아야 함을 권고하고 있다⁹⁾. 또한 방사선 중심축으로부터 정확한 검출기를 위치시키는 것이 매우 중요하며 몇몇 연구자들은 3×3 cm² 이하 조사면에서 검출기 위치 차이에 따라 5%에서 최대 10%의 차이를 발생함을 보고하고 있다¹⁵⁻¹⁷⁾. 빔 자료에서 선량출력계수가 치료계획시스템의 선량계산에 미치는 영향이 가장 크므로, 특히 방사

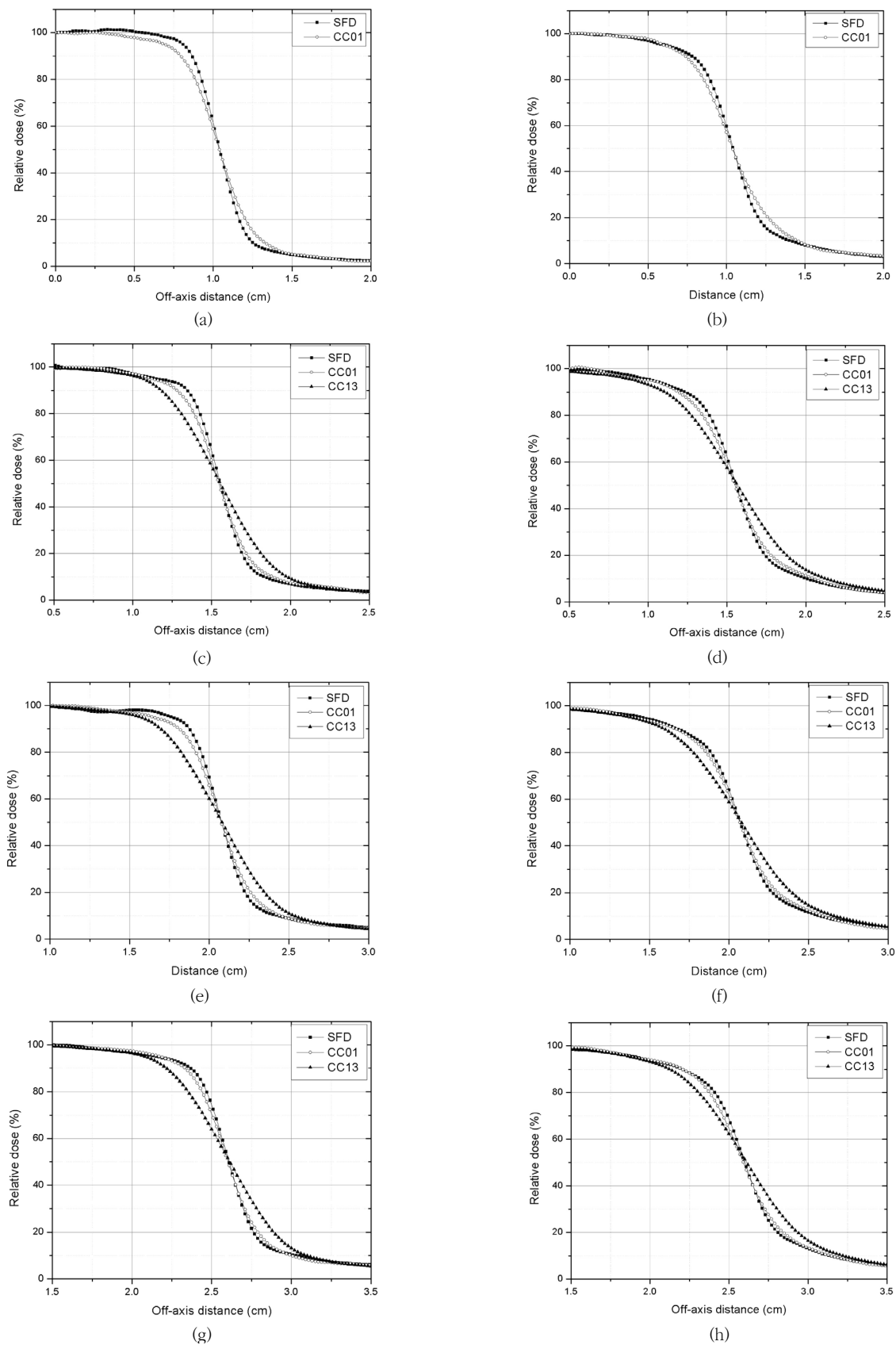


Fig. 3. Dose profiles scanned at 5.0 cm depth in the water phantom using SFD, CC01, and CC13 detectors: (a) $2 \times 2 \text{ cm}^2$ for 6 MV; (b) $2 \times 2 \text{ cm}^2$ for 15 MV; (c) $3 \times 3 \text{ cm}^2$ for 6 MV; (d) $3 \times 3 \text{ cm}^2$ for 15 MV; (e) $4 \times 4 \text{ cm}^2$ for 6 MV; (f) $4 \times 4 \text{ cm}^2$ for 15 MV; (g) $5 \times 5 \text{ cm}^2$ fields for 6 MV; (h) $5 \times 5 \text{ cm}^2$ fields for 15 MV. Squares: stereotactic diode detector; circles: CC01 ion chamber; triangles: CC13 ion chamber.

선수술 전용 장비의 경우에는 선량출력계수 측정 시 위에서 언급한 내용을 반드시 고려해야 할 것이다.

CC13 이온전리함으로 측정한 빔측면도는 상대적으로 큰 유효체적(0.13 cc) 때문에 다른 검출기와 비교하여 평균 2 mm의 큰 반응영을 보였다. 작은 반응영은 CC01 이온전리함에서 확인할 수 있었고, 유효체적이 가장 작은 정위적다이오드 검출기에서 가장 작은 반응영을 얻을 수 있었다. 그러나 정위적다이오드 검출기는 측정 깊이가 증가할수록 빔측면도 조사면 밖(out-of-field)에서 다른 이온전리함의 결과보다 평균 1.5% 이내에서 약간 높은 응답을 보였다. 이러한 현상은 저 에너지 산란 광자선에 대한 다이오드 검출기의 과응답(over-response)으로 인한 것으로 판단되며, 특히 조사면 크기가 증가하고 측정 깊이가 증가할수록 다이오드 검출기의 과응답 영향을 고려해야 할 것이다.

몇몇 연구자들은 측방 전자평형이 유지되는 조사면에 대한 Monte Carlo 연구를 수행하였다. 측방 전자평형이 유지되기 위해서 6 MV의 경우 최소 방사선 반경이 약 1.0~1.3 cm이 필요하며, 10 MV의 경우 최소 방사선 반경이 약 1.7 cm이 필요하다고 보고하였다^{7,18)}. 또한 RTOG 0236 연구에서는 소조사면 내에서 전자 비평형(electronic disequilibrium)으로 인한 빔 commissioning의 불확실성 때문에, 선형가속기를 이용한 정위적방사선치료에서 조사면 크기는 최소 3.5 cm 이상이 요구된다고 보고하였다¹⁹⁾. 따라서 선형가속기를 이용한 세기조절방사선치료와 정위적방사선치료에서 전자평형이 유지되면서 임상적으로 주로 사용되는 최소 3 cm 이상의 조사면에 대하여 빔 자료를 측정하기 것이 적절하겠다. 더욱이 소조사면에 대한 검출기 선택 시 검출기의 방향과 적합한 형태와 유효체적을 가지는 검출기 선택이 중요하겠다.

참 고 문 헌

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. Verhey LJ: Comparison of Three-Dimensional Conformal Radiation Therapy and Intensity-Modulated Radiation Therapy Systems, Seminars in Radiation Oncology, 9(1), 78-98, 1999
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. Rice RK, Hansen JL, Svensson GK and Siddon RL: Measurements of Dose Distributions in Small Beams of 6 MV X-Rays, Physics in Medicine and Biology, 32(9), 1087-1099, 1987
7. 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
8. Laub WU and Wong T: The Volume Effect of Detectors in the Dosimetry of Small Fields used in IMRT, The International Journal of Medical Physics Research and Practice, 30(3), 341-347, 2003
9. Das IJ, Cheng CW, and Watts RJ et al: Accelerator Beam Data Commissioning Equipment and Procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM, The International Journal of Medical Physics Research and Practice, 35(9), 4186-4215, 2008
10. Eclipse Algorithms Reference Guide, P/N B5026 12R01A, Palo Alto, CA, Varian Medical Systems, 2009
11. IAEA TRS-398: Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water, Vienna, 2006(v.12)

12. Almond PR, Biggs PJ, and Coursey BM et al: AAPM's TG-51 Protocol for Clinical Reference Dosimetry of High-Energy Photon and Electron Beams, *The International Journal of Medical Physics Research and Practice*, 26(9), 1847-1870, 1999
13. 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
14. Haryanto F, Fippel M, Laub W, Dohm O, and Nusslin F: Investigation of Photon Beam Output Factors for Conformal Radiation Therapy-Monte Carlo Simulations and Measurements, *Physics in Medicine and Biology*, 47, N133-N143, 2002
15. 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
16. 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
17. 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
18. Li XA, Soubra M, Szanto J et al: Lateral Electron Equilibrium and Electron Contamination in Measurements of Head-Scatter Factors Using Mini-Phantoms and Brass Caps, *The International Journal of Medical Physics Research and Practice*, 22(7), 1167-1170, 1995
19. RTOG 0236: A Phase II Trial of Stereotactic Body Radiation Therapy (SBRT) in the Treatment of Patients with Medically Inoperable Stage I/II Non-Small Cell Lung Cancer, 2009

• Abstract

Dosimetric Characteristics of Detectors in Measurement of Beam Data for Small Fields of Linear Accelerator

Ki-Lae Koo¹⁾ · Oh-nam Yang^{1,2)} · Cheong-Hwan Lim²⁾ · Wonsik Choi¹⁾ · Seong-Soo Shin¹⁾ · Woo-Sang Ahn¹⁾

¹⁾*Department of Radiation Oncology, Gangneung Asan Hospital,
University of Ulsan College of Medicine*

²⁾*Department of Radiological Science, Hanseo University*

Aquisition of accurate beam data is very important to calculate a reliable dose distribution of the treatment planning system for small radiation fields in intensity-modulated radiation therapy(IMRT) and stereotactic radiosurgery(SRS). For the measurement of small fields, the choice of a suitable detector is important due to the shape gradient in profile penumbra, the lack of lateral electronic equilibrium, and the effect of effective detector volume. Therefore, this study was to analyze the dosimetric characteristics of various detectors in measurement of beam data for small fields of linear accelerator. 0.01cc and 0.13cc ion chambers (CC01 and CC13) and a stereotactic diode detector(SFD) were used for measurement of small fields. The beam data, including the percent depth dose, output factor, and beam profile were acquired under 6 MV and 15 MV photon beams. Measurements were performed with the field size ranging from $2 \times 2 \text{ cm}^2$ to $5 \times 5 \text{ cm}^2$.

For $2 \times 2 \text{ cm}^2$ field size, the differences of the ratios of PDD_{20} and PDD_{10} measured by CC01 and SFD detectors were 1.02% and 0.12% for 6 MV and 15 MV photon beams, respectively. For field sizes larger than $3 \times 3 \text{ cm}^2$, the differences of values of PDD_{20}/PDD_{10} obtained from each detector were 1.15% and 0.71% for 6 MV and 15 MV photon beams, respectively. The output factors obtained from CC01 and SFD for $2 \times 2 \text{ cm}^2$ field size were within 0.5% and 1.5% for 6 MV and 15 MV, respectively. The differences in output factor of three detectors for $3 \times 3 \text{ cm}^2$ to $5 \times 5 \text{ cm}^2$ field sizes were within 0.5%. Profile penumbras measured by the SFD, CC01, and CC13 detectors at three depths were average 2.7 mm and 3.5 mm, 3.4 mm and 4.3 mm, and 5.2 mm and 6.1 mm for 6 MV and 15 MV photon beams, respectively.

In conclusion, it could be possible to use of the CC01 and SFD detectors for the measurement of percent depth dose and output factor for $2 \times 2 \text{ cm}^2$ field size, and to use of three detectors for $3 \times 3 \text{ cm}^2$ to $5 \times 5 \text{ cm}^2$ field sizes. CC01 and SFD detectors, consider ably smaller than the radiation field, should be used in order to accurately measure the profile penumbra for small field sizes.

Key Words : small field, output factor, percent depth dose, beam profile, detector