

6 MV 광자선의 측정데이터와 치료계획장치에 의한 계산데이터의 비교

*인제대학교 의과대학 부산백병원 방사선종양학과, †한림대학교 의과대학 방사선종양학교실

박성광* · 조병철† · 조흥래* · 안기정*

입체조형방사선치료와 세기조절방사선치료를 위해 여러 샘플을 포함한 치료계획장치가 임상에 사용되고 있다. 본 연구에서는 조사면 $1 \times 1 \text{ cm}^2$ 에서 최대 조사면 $40 \times 40 \text{ cm}^2$ 까지의 빔 데이터를 측정하여 이를 치료계획장치에 넣어 빔 모델링을 수행한 후 측정된 빔 데이터와 계산된 빔 데이터의 차이를 비교 분석하였다. 6 MV 광자선의 빔 데이터를 피형 실리콘 검출기와 radiochromic 필름을 사용하여 측정하였고 측정된 빔 데이터의 빔 모델링은 Pinnacle 7.4f의 자동화 모델링을 사용하였다. 작은 조사면의 경우 측정된 데이터와 계산된 데이터가 측방선량분포에 있어 선량 내 영역에서는 적게 평가되고 반응영역에서는 크게 평가됨을 알 수 있었다. 또한 심부선량분포를 곡선의 경우 D_{\max} 깊이가 작은 조사면의 경우 2 mm 정도 더 줄어듦을 알 수 있었다. 그러나 조사면 $4 \times 4 \text{ cm}^2$ 에서 최대 조사면 $40 \times 40 \text{ cm}^2$ 까지의 측방선량분포에 대해서는 측정된 데이터와 계산된 데이터가 잘 일치하였다.

중심단어: 6 MV 광자선, 치료계획장치, 빔 모델링

서 론

모델기반의 치료계획장치를 취역하기 위해서는 1차 광자선의 에너지 스펙트럼, 선형가속기의 헤드 산란성분, 오염전자량 등 여러 물리적인 변수들에 적절한 수치를 넣어 주어 치료계획장치에 의해 계산된 심부선량 및 측방선량분포가 측정한 자료와 오차범위 내에서 일치하도록 해야한다.¹⁾ 현재 정확한 최적화 작업과 선량계산, 그리고 빔 분할을 위한 더 정교한 모델 기반의 조사면과 반응영역에 대한 선량분포의 중요성이 대두되고 있다. 또한 세기조절 방사선치료의 경우 많은 연구자들에 의해 작은 조사면에 대한 빔 데이터를 기존의 치료계획장치에 삽입한 후의 선량 분포의 차이에 대한 연구자료들이 발표되고 있다.^{2,3)} 이것은 취역 과정에 있어 가장 기본인 정확히 측정된 빔 데이터가 치료계획용 시스템의 빔 모델에 삽입되어야 하는 것에 기본을 두고 있다.^{4,7)} 이에 본 연구에서는 조사면 $1 \times 1 \text{ cm}^2$ 에서 최대 조사면 $40 \times 40 \text{ cm}^2$ 까지의 빔 데이터를 측정하여 이를 치료계획장치에 넣어 취역한 후 측정된 빔 데

이터와 치료계획장치에서 계산된 빔 데이터의 차이를 비교 분석하였다.

재료 및 방법

1. 빔 데이터 측정

빔 데이터의 측정은 치료계획장치에서 취역을 위해 조사면 $1 \times 1 \text{ cm}^2$ 에서 최대 조사면인 $40 \times 40 \text{ cm}^2$ 사이의 조사면에 따른 심부선량분포를 곡선과 측방선량분포, 그리고 $20 \times 5 \text{ cm}^2$, $5 \times 20 \text{ cm}^2$ 의 심부선량분포를 곡선과 측방선량분포를 측정하였으며 그 측정 깊이는 D_{\max} , 5, 10, 15, 20, 30 cm였다. 또한 각각의 깊이에서 각 조사면에 대한 x, y 축의 측방선량분포를 p-형 실리콘 검출기(FP1367, Scantronic, Uppsala, Sweden)를 사용하여 측정하였으며 췌기각 필터에 대한 데이터 또한 같은 조건으로 측정하였다. 사용한 p-형 실리콘 검출기의 실리콘 칩의 크기는 $0.45 \pm 0.02 \text{ mm}$ 이고 검출기의 지름은 $2.5 \pm 0.1 \text{ mm}$ 이며 내부저항은 $10 \Omega \cdot \text{cm}$ 이고 측정 용적의 실효 두께는 $60 \mu\text{m}$ 이다. 이 p-형 실리콘 검출기는 $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ 의 조사면에서 최대 조사면까지 측정이 가능하며 최대 편차는 1% 이내이다. 측정에 사용된 검출기의 기계적인 조작은 RFA-300 (Radiation field analyzer, Scanditronix, Uppsala, Sweden) 제어장치를 사용하여 측정하였다. 이 제어장치는 위치에 대한 재현성이 $\pm 0.1 \text{ mm}$ 이고 정확성이 $\pm 0.5 \text{ mm}$ 이며 최대 해상도는 0.1 mm 이

이 논문은 2005년 9월 7일 접수하여 2005년 9월 14일 채택되었음.

책임저자 : 박성광, (614-735) 부산 진구 개금 2동 633-165
 인제대학교 의과대학 부산백병원 방사선종양학과
 Tel: 051)890-6954, Fax: 051)891-1751
 Email: physicist@pusanpaik.or.kr

다. 적용된 선형가속기(Varian 600C, Palo Alto, CA)는 6 MV 광자선을 가지고 있으며 다엽콜리메터가 장착되어 있지 않으며 독립턱으로 구성되어 있다. 각 독립턱의 최대 위치 오차는 2 mm이다.

2. 출력인자 측정

각각의 조사면 별 출력인자의 측정은 Farmer형 이온함(PR-06C, Capintec., USA)을 사용하여 Pinnacle 7.4f에서 권장하는 SSD 셋업에서 물 팬텀 10 cm 깊이에서 각 조사면 별로 10회 측정된 값의 평균을 사용하였다. 그러나 3×3 cm² 이하의 조사면의 경우 Farmer형 이온함의 용적 크기로 인해 그 측정이 부정확할 수 있기에 radiochromic 필름(GafChromic, Nuclear Associates, NY)을 사용하여 측정하였다. 필름선량계측시 물 등가 물질인 폴리스틸렌 팬텀 사이에 필름을 끼워 빔축에 수직하게 놓고 6 MV 광자선을 100 MU 조사하였다. 이렇게 얻어진 필름의 광학밀도를 농도계(Macbeth, Kollmorgen inst. corp., NY)를 사용하여 측정하였다. 상대적인 출력은 조사면 10×10 cm²를 기준화시켜 그 값으로 작은 조사면에 대한 상대적인 출력인자를 얻었다.

3. 빔 모델링

측정된 빔 데이터를 Pinnacle 7.4f에 삽입한 후 빔 모델링 작업을 수행하였다. 광자선 스펙트럼으로 Mohan 6 MV를 선택하였고 빔 모델링은 Pinnacle 7.4f의 자동화 모델링을 선택하였다. 자동화 모델링에 사용된 반복함수는 최적화 반복진행 함수 중 스펙트럼과 전자선 오염에 관해 빔 모델링을 수행하는 함수와 모든 조사면의 모델링 맞춤에 사

용하는 반복진행 함수를 선택하여 모델링하였으며 쉐기각 필터 데이터에 대해서는 조사면 별 쉐기각 필터의 모델링에 사용되는 반복 진행 함수를 선택하여 모델링하였고 마지막으로 모든 개조사면과 쉐기각 필터의 모델링에 사용하는 반복함수를 선택하여 한번 더 빔 모델링을 수행하였다.

결 과

1. 측정된 빔 데이터

치료계획장치에서 취역을 위해 요구되는 각 조사면 별, 각 깊이 별, x, y축 별 심부선량백분율 곡선과 측방선량분포를 측정하였다. 큰 조사면의 데이터 측정은 1~3 mm 간격으로 샘플링하여 측정하였다. Fig. 1a에는 일반적으로 치료계획장치에서 요구하는 조사면인 4×4 cm²에서 40×40 cm²까지의 측정된 개조사면의 심부선량백분율 곡선을 보여주고 있으며 (b)에서는 D_{max} 깊이에서 측정된 측방선량분포를 보여주고 있다.

Fig. 2는 작은 조사면의 더 정확한 측정을 위해 샘플링 해상도를 증가시켜 측정된 데이터로 0.2 mm 간격으로 측정된 조사면 1×1 cm²에서 조사면 3×3 cm²까지의 측정된 심부선량백분율 곡선과 D_{max} 깊이에서 측정된 측방선량분포를 보여주고 있다.

2. 작은 조사면의 출력인자

Table 1에는 각각의 조사면에 대해 필름선량계측과 Farmer형 이온함을 사용하여 얻어진 상대적인 출력인자 값이 나타나 있다. 조사면 10×10 cm²에 대한 값을 기준으로 그

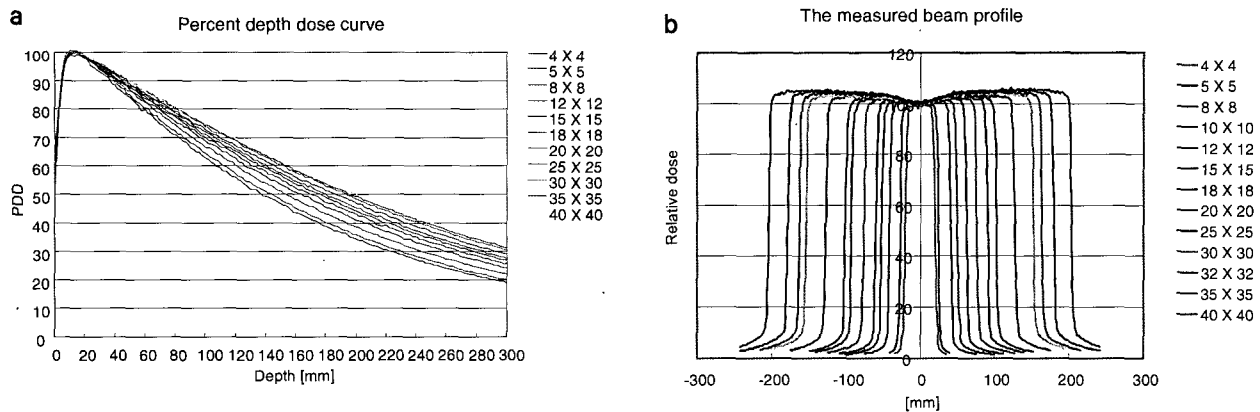


Fig. 1. The measured beam data of 6 MV X-ray from Varian Clinac 600 C for field sizes not less than 4×4 cm², (a) Depth dose curves, (b) Dose profiles.

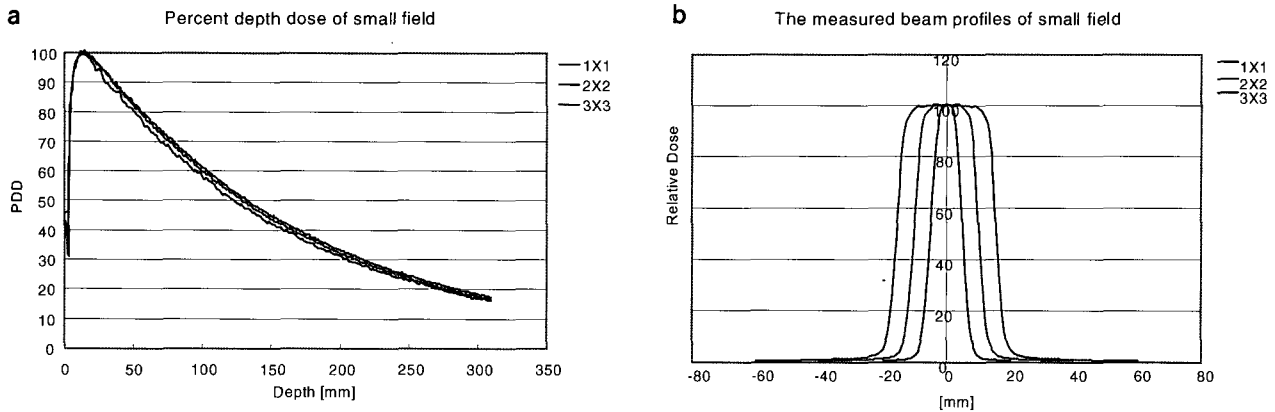


Fig. 2. The measured beam data of 6 MV X-ray from Varian Clinac 600 C for field sizes less than $4 \times 4 \text{ cm}^2$, (a) Depth dose curves (b) Dose profiles.

Table 1. The relative output factor obtained by radiochromic film ($< 3 \times 3 \text{ cm}^2$) and ionization chamber ($\geq 4 \times 4 \text{ cm}^2$) at 10 cm depth (normalized to the $10 \times 10 \text{ cm}^2$ field size).

Field size (cm^2)	Relative output
1×1	0.723
2×2	0.809
3×3	0.857
4×4	0.882
5×5	0.901
10×10	1.000
20×20	1.094
30×30	1.141
40×40	1.163

상대적인 출력인자를 표시하였다.

3. 빔 모델링 후의 빔 데이터 비교

각 조사면 별, 각 깊이 별로 치료계획장치에서 요구하는 빔 데이터를 치료계획장치에 삽입한 후 이를 자동화 모델링을 선택하여 빔 모델링하였다. 모델링한 후의 계산된 빔 데이터와 측정된 빔 데이터의 측방선량분포에 관한 결과가 Fig. 3에 나타나 있다. Fig. 3에서 실선은 실제 측정된 측방선량분포를 보여주고 있으며 점선은 모델링한 후의 측방선량분포를 보여주고 있다. Fig. 3a~c에서 조사면 $1 \times 1 \text{ cm}^2$ 에서 $3 \times 3 \text{ cm}^2$ 까지의 작은 조사면에서는 계산된 빔 데이터와 측정된 빔 데이터가 측방선량분포에서 있어서 차이가 있음을 알 수 있다. 그러나 Fig. 3d~h에서 보는 바와 같이 조사면 $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 에서 최대 조사면 $40 \times 40 \text{ cm}^2$ 까

지의 측방선량분포는 계산되어진 값과 측정되어진 값이 잘 일치하고 있음을 알 수 있다. 각 조사면 별 데이터를 비교해 본 결과 $4 \times 4 \text{ cm}^2$ 이상의 조사면에 대해서는 계산된 결과와 거의 일치함을 알 수 있었다.

결론 및 고찰

본 연구에서는 각각의 조사면 별, 측정 깊이 별 빔 데이터를 치료계획장치에 삽입하여 빔 모델링한 후 측정된 데이터와 계산된 데이터를 서로 비교 분석하였다. 측정된 데이터를 분석해본 결과 조사면 $3 \times 3 \text{ cm}^2$ 의 경우 D_{max} 깊이가 1.5 cm이며 조사면 $2 \times 2 \text{ cm}^2$ 의 경우는 1.4 cm, 조사면 $1 \times 1 \text{ cm}^2$ 의 경우 1.2 cm였다. 측방선량분포에 있어서 작은 조사면은 측면의 전자선 산란 평형의 부족으로 Fig. 3a~c에 보는 바와 같이 더 둥근 형태를 가지고 있음을 알 수 있었다. 또한 작은 조사면의 빔 데이터의 경우 측정된 데이터와 Pinnacle 7.4f에서 계산된 빔 데이터 상에 실제 측정된 데이터보다 선량 내 영역에서는 과소평가되는 경향이 있었으며 반음영 영역에서는 과대평가되는 경향이 있음을 알 수 있었다. 그러나 $4 \times 4 \text{ cm}^2$ 이상의 조사면에 대해서는 계산된 데이터와 측정된 데이터가 Fig. 3d에서 보는 바와 같이 잘 일치함을 알 수 있었다. 이는 여러 다른 연구들에서 보여주는 결과들과 거의 일치하고 있음을 알 수 있다.⁸⁻¹⁰⁾ 또한 Sixel 등의 연구 결과⁹⁾에서 보여주는 바와 같이 모델 단정의 실패는 큰 조사면에 대한 전자선 오염의 영향과 작은 조사면에서 팬텀의 산란에 의해 영향을 받는 D_{max} 의 위치의 차이에 의한 것이라 추측하고 있으며 측정에서의 오차에 의한 것일 수 있다고 보고하고 있다.

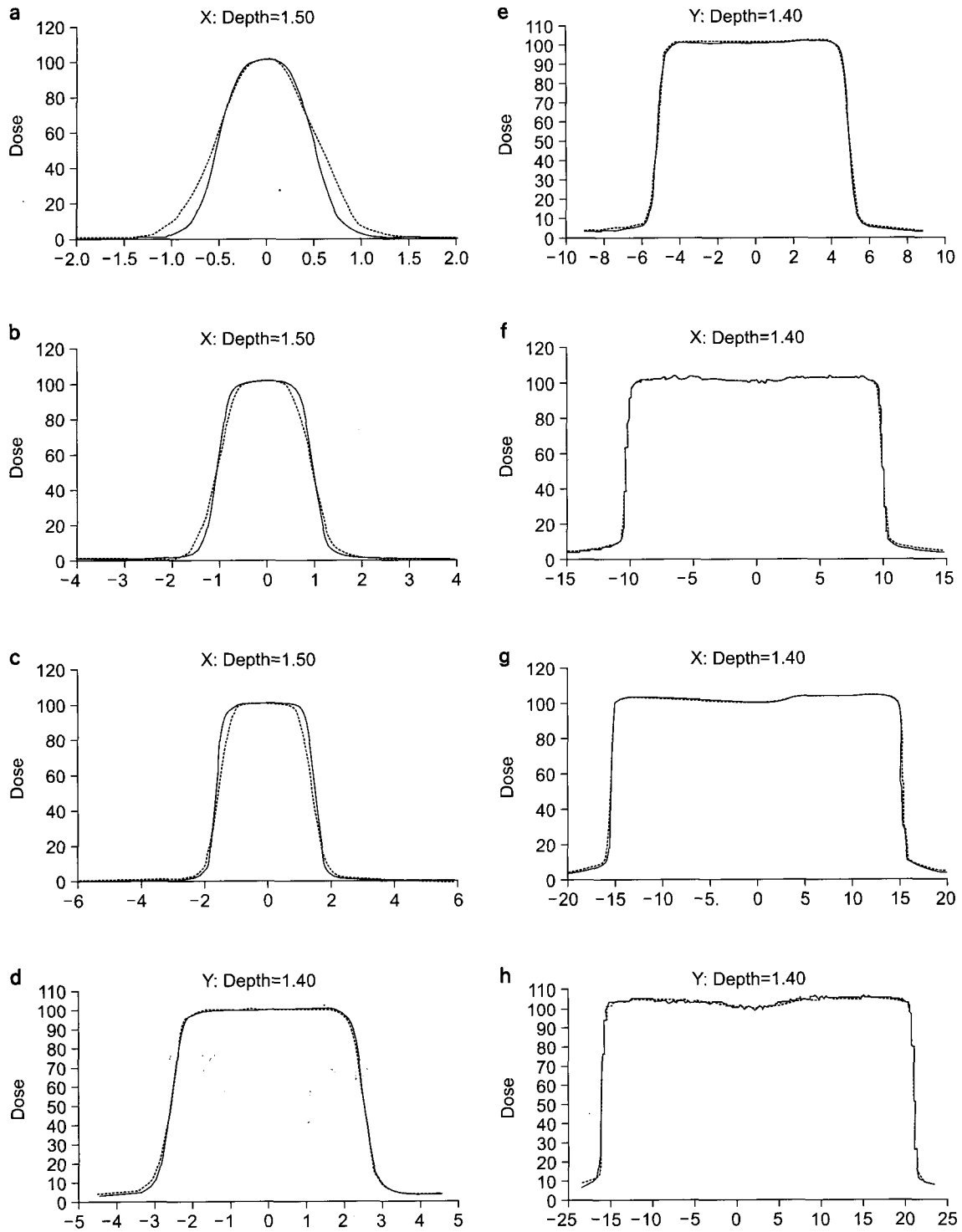


Fig. 3. The measured and calculated beam profiles (measured: a solid line, calculated: a dotted line), (a) $1 \times 1 \text{ cm}^2$, (b) $2 \times 2 \text{ cm}^2$, (c) $3 \times 3 \text{ cm}^2$, (d) $5 \times 5 \text{ cm}^2$, (e) $10 \times 10 \text{ cm}^2$, (f) $20 \times 20 \text{ cm}^2$, (g) $30 \times 30 \text{ cm}^2$, (h) $40 \times 40 \text{ cm}^2$.

현재 본원에서 사용 중인 선형가속기의 독립턱의 위치 오차가 2 mm인 점을 감안하여 작은 조사면의 빔 데이터 측정을 10회 이상 수행하여 가장 적합한 빔 데이터를 삽입하였으나 작은 조사면의 경우 매우 작은 오차에도 빔 데이터의 오차는 크게 나타날 수 있을 것이며 또한 치료계획장치의 자동화 모델링으로는 작은 조사면에 대한 빔 모델링이 정확히 수행되기 어려운 것으로 사료된다. 본원에서는 입체조형방사선 치료로 Pinnacle 프로그램을 사용하고 있으며 차폐블럭을 직접 제작하여 사용하고 있기에 작은 조사면의 임상적용은 이루어지지 않고 있으나 세기조절방사선치료장치에 의한 치료가 시작되면 작은 조사면에 대한 정확한 빔 모델링은 중요한 것임에 틀림없다. 따라서 현재 Pinnacle에서 자동화된 모델링 방법으로는 그 사용이 어려울 것으로 사료된다. 앞으로 작은 조사면의 더 정확한 빔 모델링을 위해 작은 조사면의 모델링에 대한 더 많은 변수와 반복함수에 대한 충분한 검토가 필요할 것이다. 즉, 작은 조사면에 대한 선량 차이는 더 많은 축적된 영향에 관해 연구되어야 할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. Mackie TR, Scrimger JW, Battista JJ: A convolution method of calculating dose for 15-MV x-rays. *Med Phys* 12:188-196 (1996)
2. Solberg TD, Demarco JJ, Holly FE, Smathers JB, DeSalles AA: Monte Carlo treatment planning for stereotactic radiosurgery. *Radiother Oncol* 49:73-84 (1998)
3. Verhaegen F, Das IJ, Palmans H: Monte Carlo dosimetry study of a 6 MV stereotactic radiosurgery unit. *Phys Med Biol* 43:2755-2768 (1998)
4. Van Esch A, Bohsung J, Sorvari P, et al: Acceptance test and quality control procedures for the clinical implementation of intensity modulated radiotherapy using inverse planning and the sliding window technique: experience from five radiotherapy departments. *Radiother Oncol* 65:53-70 (2002)
5. Ezzell GA, Galvin JM, Low D, et al: Guidance document on delivery treatment planning and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. *Med Phys* 30:2098-2115 (2003)
6. Laub WU, Wong T: The volume effect of detectors in the dosimetry of small field used in IMRT. *Med Phys* 30:341-347 (2003)
7. Otto K, Alkins R, Clark BG: Improved IMRT dose calculations using pencil beam kernels derived from high resolution film dosimetry. *Proceeding of the 49th Annual Scientific Meeting, Canadian Organization for Medical Physicists* 87-89 (2003)
8. Sohn JW, Dempsey JF, Suh TS, Low DA: Analysis of various beamlet size for IMRT with 6MV photons. *Med Phys* 30:2432-2439 (2003)
9. Sixel KE, Podgorsak EB: Buildup region and depth of dose maximum of megavoltage X-ray beams. *Med Phys* 21:411-416 (1994)
10. Martens C, De Wagter C, De Neve W: The value of the pinpoint ion chamber for characterization of small field segments used in intensity modulated radiotherapy. *Phys Med Biol* 45:2519-2530 (2000)

The Comparison of Beam Data between Measured Beam Data and Calculated Beam Data Using Treatment Planning System

Sung Kwang Park*, Byung Chul Cho[†], Heung Lae Cho*, Ki Jung Ahn*

*Department of Radiation Oncology, College of Medicine, Inje University Pusan Paik Hospital, Busan,

[†]Department of Radiation Oncology, College of Medicine, Hallym University

The first step in the commissioning procedure of a treatment planning system is always verification of the basic beam data. In this work, we have measured PDD curves and beam profiles between $1 \times 1 \text{ cm}^2$ and $40 \times 40 \text{ cm}^2$. In an attempt, Pinnacle 7.4f detect discrepancies between predicted dose distribution and delivered dose distribution. The discrepancies between measurement data and calculation data was found. The delivered dose was underestimated in field but overestimated out of field. The Dmax depth of $1 \times 1 \text{ cm}^2$ was reduced about 2 mm. For the larger field size ($\geq 4 \times 4 \text{ cm}^2$), the beam profile and PDD curve showed good agreement between measurement data and calculation data.

Key Words: 6 MV photon, TPS, Beam modeling