IMRT 및 IMRS에서 Small Field의 선량분포 확인시 SAD 변화에 따른 측정의 유용성 평가

차의과학대학교 분당차병원 방사선종양학과

고승영 · 김성준 · 박길용 · 손미숙 · 이남기 · 김진수

목 적: 세기변조방사선수술 및 세기변조방사선치료 시 치료계획과 실제 조사에 의해 형성된 선량분포의 일치성 확인은 필수적이다. 하지만 매트릭스형 팬톰의 특성 상 조사면이 작아질수록 큰 조사면에 비해 그 정확도가 떨어진다. 본 연구는 축선원거리(source-axis distance, SAD)를 조절하여 기하학적으로 조사면 크기를 변화시키고 이에 대한 선량분포를 측정 및 분석함으로써 정확도를 개선하고 그 유용성을 평가해보고자 한다.

대상 및 방법: 실험은 본원에서 보유하고 있는 노발리스 선형가속기(BrainLAB, Germany)의 6 MV 광자선을 이용하였으며, 대체적으로 조사면 크기가 작은 IMRS 환자 25명을 대상으로 하였다. 이들을 조사면의 크기에 따라 3그룹으로 분류하였다. 조사면 크기 변화에 따른 선량분포 확인을 위해, SAD를 80에서 130 cm로 변화시킨 후 각각 매트릭스형 팬톰(MatriXX, Scanditronix Wellhofer, IBA, Germany)을 이용하여, 선량분포를 측정하였다. 측정된 값은 분석프로그램(Omnipro-ImRT, Scanditronix Wellhofer, IBA, Germany)을 통해 치료계획장치(I-Plan3.0, BrainLAB, Germany)로부터 획득된 각 환자의 선량분포와 비교 및 분석하고, 감마값(gamma value)으로 나타내었다.

결 과: SAD 80, 100, 그리고 120 cm에서 감마값은 조사면의 크기가 3 cm^2 이하의 환자에서는 평균 0.939, 0.969, 그리고 0.979로 각각 나타났으며, 그 이상 5 cm^2 이하의 환자는 0.962, 0.983, 그리고 0.988이었다. 5 cm^2 이상의 환자는 0.982, 0.990, 그리고 0.992이었다.

결 론: 3 cm^2 이상의 조사면은 SAD 100, 120 cm에서 정확도를 신뢰할 만큼 충분히 많은 전리함들을 포함하므로 그 값에 큰 변화가 없다. 하지만 80 cm로 했을 경우 조사면 크기가 3 cm^2 이하가 되어 정확도가 감소하였다. 그 이하의 작은 조사면은 SAD를 변화시켜 기하학적 크기가 3 cm^2 이상이 되게 측정하는 것이 그 정확도가 증가하는 것으로 나타났다. 따라서, 작은 조사면의 경우에는 SAD의 따른 조사면 크기를 증가시켜 측정하는 것이 좀 더 정확한 결과를 도출할 것으로 판단된다.

핵심용어: 매트릭스형 팬톰, 감마값, 축선원거리

서 론

세기조절방사선치료(Intensity modulated radiation therapy, IMRT) 및 세기조절방사선수술(Intensity modulated radiosurgery, IMRS)은 주변 정상조직의 선량을 최소화 하면서 방사선치료의 목표인 종양조직에 최대선량을 조사할 수 있는 장점을 가진 방사선치료 기법으로써, 선량분포를 최적화 하기 위해 역방향 치료계획을 기반으로 한다.[1-5] 역방향 치료계획은 치료계획자에 의해 규정되며, 규정된 일단의 선속방향들을 위한 최적의 플루언스를 만들어내어 원하는 선량분포를 형성하게 된다. 하지만 최적화된 선량분포와 더불어 정확한 치료가 구현되지 않으면 치료의 안전성을 확보하지 못한다. 따라서 치료계획과 실제 조사에 의해 형성된 선량분포의 일치성 확인은 필수적이다.[6,7] 이를 수행하기 위한 한 방법은 조사면내 각 지점에서 측정된 선량을 매트릭스형 팬톰과 분석프로그램을 이용하여 선량분포로 나타내고 치료계획에 의한 것과 비교 및 분석하는 것이다.[8-10] 하지만 매트릭스형 팬톰 내부는 균일한 직경을 가지고 일정한 간격으로 배열된 이온전리함들로 구성되어 있어, 조사면이 작아질수록 큰 조사면에 비해 포함되는 이온전리함의 수가 제한적이고 그 정확도 또한 떨어진다.[11-13] IMRS는 일반적인 방사선치료에서보다 훨씬 작은 조사면을 요하는 작은 병변들에 이용되고 이에 따른 선량분포 확인시 특정 조사면 크기에서 정확성이 떨어지는 문제가 있다. 이를 개선하기 위해서는 작은 조사면에 더 많은 이온전리함을 포함시킬 수 있어야 한다.

본 연구는 축선원거리(Source-axis distance, SAD)를 조절

이 논문은 2009년 11월 10일 접수하여 2010년 2월 17일 채택되었음.
책임저자 : 김진수, 차의과학대학교 분당차병원 방사선종양학과
Tel: 031)780-5427, Fax: 031)780-5420
E-mail: aaron69@chamc.co.kr

하여 기하학적으로 조사면 크기를 변화시키고 이에 대한 선량분포를 측정 및 분석함으로써 정확도를 개선하고 그 유용성을 평가해보고자 한다.

대상 및 방법

실험은 IMRT 팬톰을 통해 나타낸 치료계획에 의한 선량분포와 SAD 변화에 따라 매트릭스 팬톰(MatriXX, Scanditronix Wellhofer, IBA, Germany)에 의해 측정된 선량을 기반으로 나타낸 선량분포를 비교 및 분석하였다. 이때 비교 및 분석은 분석프로그램(Omnipro Imrt, IBA dosimetry, Germany)에 의해 나타난 등선량곡선(isodose curve)과 감마값을 이용하여 수행되었다. 또 SAD 변화과정에서 발생될 수 있는 반음영(penumbra) 효과는 가속기의 선량 데이터를 통해 분석하였다(Fig. 1). 각 실험과정의 자세한 설명은 아래에 나타내었다.

1. 치료계획 및 IMRT 팬톰의 선량분포 도식화

뇌종양 환자(brain tumor)들을 대상으로 조사면 크기가 서로 다른 25명을 선택하고 조사면의 크기에 따라 총 3개의 그룹으로 분류하였다(Table 1). 상대적 선량분포 일치성을 비교하기 위해 치료계획시스템(I-plan 3.0.2, BrainLAB, Germany)으로 IMRS 치료계획을 하였으며, 역방향 치료계획방법으로 슬라이딩 윈도우(sliding window) 기법을 이용하여 최적화된 선량분포를 만들었다. 완성된 선량분포를 IMRT 팬톰에 나타내었으며, 측정을 용이하게 하기 위해 갠트리와 테이블 각도를 0°로 설정하였다. 다른 기하학적 조건은 동일시한 상태에서 SAD를 80에서 130 cm로 각각 다르게 조정하여 그에 따른 선량분포 데이터를 획득하였다. SAD가 변화됨에 따른 MU (monitor unit)값은 Mayneord F Factor를 적용하여 보정하였다.[14)]

2. 선량분포 측정 및 분석

실제 조사에 의해 형성된 선량분포 확인을 위해 본원에서 보유하고 있는 노발리스 선형가속기(BrainLAB, Germany)의

Table 1. As listed in Table, the selected patients were divided into three groups on the basis of the field size

Group	Pt. no.	Field size (cm^2)
1	1	1.9×1.9
	2	2.2×2.4
	3	2.2×2.5
	4	2.2×2.5
	5	2.5×2.6
	6	2.8×2.4
	7	2.8×2.6
	8	2.8×2.7
	9	2.8×2.8
2	10	2.8×3
	11	2.8×3.1
	12	3.4×3
	13	3.4×3.5
	14	3.4×5.5
	15	3.7×3.5
	16	3.7×5
	17	4×3.8
	18	4.8×3.8
3	19	5.1×4.6
	20	5.1×5.1
	21	5.1×5.6
	22	5.6×4.8
	23	5.6×4.8
	24	5.6×6.2
	25	6.4×6.1

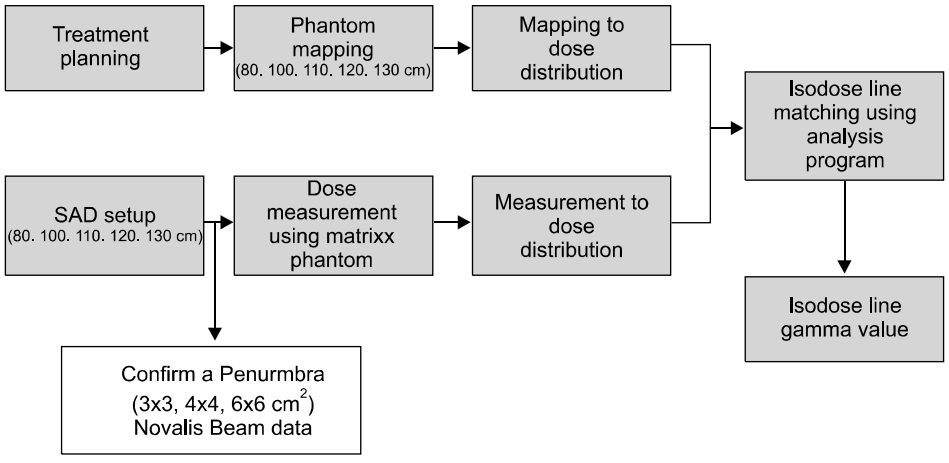

Fig. 1. Schematic overview of the various steps in the IMRT and IMRS dose distribution measurement.

6 MV 광자선을 이용하였다. 측정을 위해 사용된 매트릭스형 팬톰(MatriXX, Scanditronix Wellhofer, IBA, Germany)은 1,020개의 평행 평판형 전리함(용적: 0.08 cm, 직경: 4.5 mm, 높이: 5 mm 배열간격: 0.762 mm)이 32×32 cm격자 안에 일정한 간격으로 배열되어 있다(Fig. 2).[15] 후방산란층을 고려하여 5 cm 아크릴 팬톰을 매트릭스 팬톰 하단에 놓았으며, 선량보강물질로 4.7 cm 아크릴 팬톰을 상단에 위치시켜 총 선량보강이 5 cm가 되도록 했다. 이때 SAD는 치료계획과 동일하게 80에서 130 cm로 각각 변화시킨 다음 측정하였다(Fig. 3). 치료계획 선량분포와 실제 측정 선량분포의 일치성 여부를 평가하기위해 분석프로그램을 이용하여 정량적으로 평가하였다.

정량적 평가방법은 감마값을 적용하였으며, 감마값은 저선량 기울기영역과 고선량 기울기영역을 적용하여 선량차이와 거리차이를 감안한 값으로 감마값이 1이하일 때 신뢰할만한 측정값을 얻을 수 있다.[16,17] 본 실험에서는 선량분포 일치 여부와 다엽콜리메이터(Multi-leaf collimator, MLC) 위치오차에 대한 감지능력을 평가하기 위해 허용기준 3%/3 mm를 적용하고 감마값을 오차율로 계산하여 비교 및 분석하였다.

3. 반음영 분석

SAD가 변화함에 따른 반음영이 미치는 영향을 알아보기 위하여 치료계획 시스템을 이용하여 선량 데이터를 분석하였다. 반음영의 폭은 일정한 깊이에서 특정한 두 개의 선량분포 곡선 사이의 측면 거리인데 90%와 20%의 선량분포 지점을 이용하였다. 조사면의 크기를 3, 4, 그리고 6 cm^2로 정하여 각각의 조사면에서 SAD를 80에서 130 cm로 변화시킨 선량분포 곡선을 비교 하고 측정에 미치는 영향을 알아보았다.

결 과

Fig. 4는 실제 데이터를 프로그램을 통해 분석하는 과정의 한 예를 나타낸 것으로서, 치료계획에서 획득된 값과 측정된 값을 2차원 선량분포와 조사면의 x-, y-축에 따른 빔 프로파일로 나타낸 것이다. 여기서 Fig. 4A의 푸른색 면적은 일치

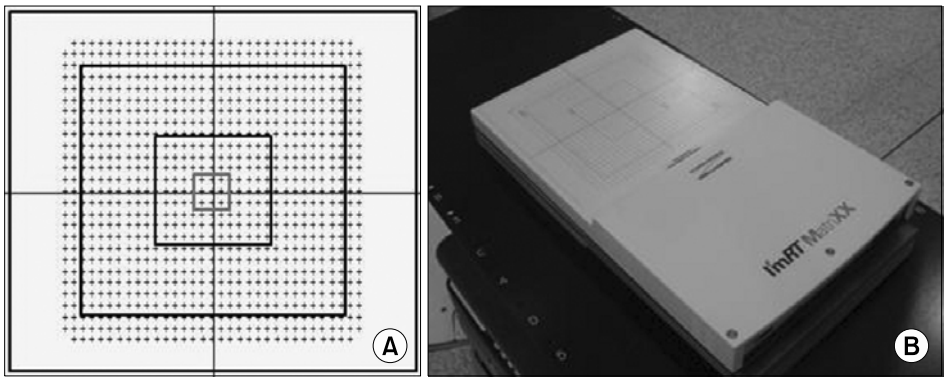

Fig. 2. (A) is 2D array ion chamber. 1020 parallel plate chambers are on the matrix plate, spacing 0.762 cm internal, and (B) is MatriXX appearance.

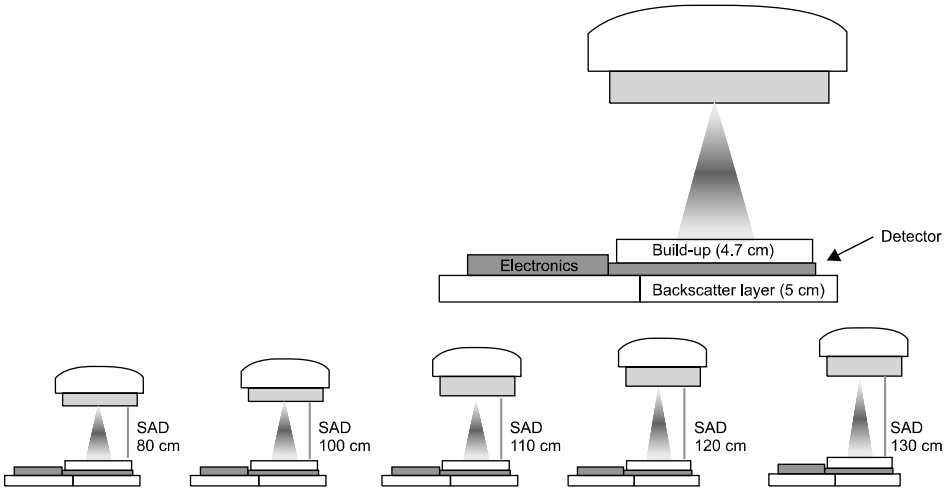

Fig. 3. Schematic representation of the measurement condition. MatriXX consist of electronics and detector. The geometric field size expanded by changing the distance.

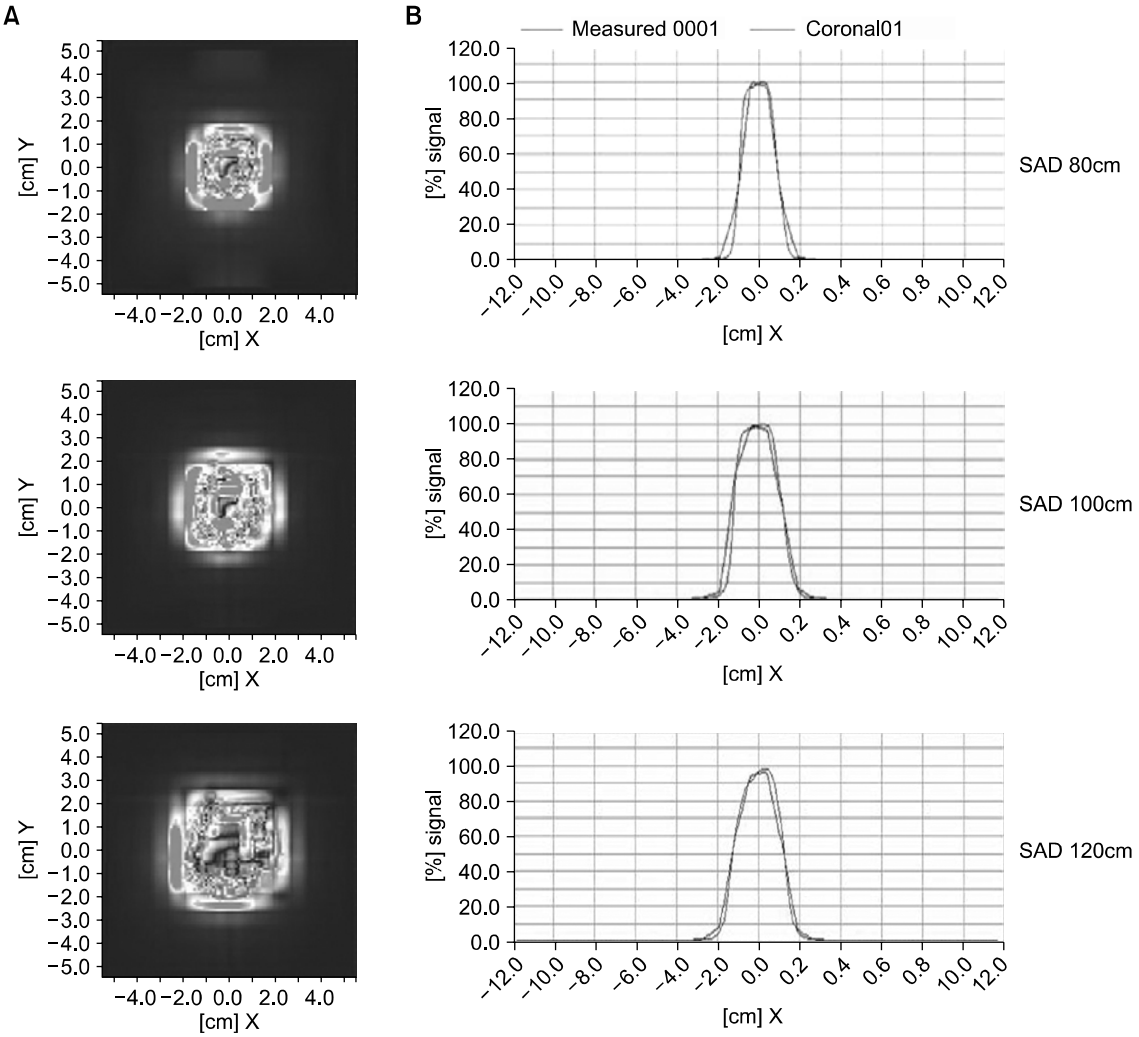

Fig. 4. The qualitative evaluation of dose distribution (A) and beam profile (B) with a change in the SAD by analysis program.

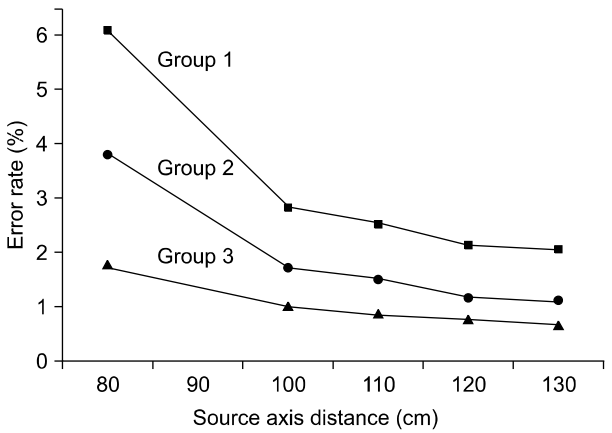

Fig. 5. Gamma value for three different group. squares indicate 1 group (smaller field size), circles indicate 2 group (medium field size), and triangles indicate 3 group (larger field size).

성을, 붉은색으로 표시된 영역은 불일치성을 의미하는 것으로 SAD가 증가할수록 붉은색 영역이 감소하는 것을 볼 수 있다. 또 Fig. 4B의 붉은색 선은 측정된 값, 녹색 선은 치료계획에 의해 획득된 값을 나타낸 것이며, 마찬가지로 SAD 증가에 따라 그 일치성이 향상됨을 볼 수 있다.

Table 2는 각 그룹에서 SAD에 변화에 따라 측정된 선량분포의 일치성을 백분율로 나타낸 것으로 그룹 1, 2, 그리고 3에서 모두 SAD가 증가할수록 치료계획과 실제 측정된 선량분포가 잘 일치하는 것으로 나타났다. 위의 결과를 바탕으로 SAD변화에 따른 오차율을 각 그룹별로 Fig. 5에 보였다. 지금까지의 결과와 같이 SAD가 증가할수록 오차율은 감소하였으며, 특히 조사면의 크기가 작은 그룹에서 보다는 큰 그룹에서 더 낮은 오차율을 보이고 있음을 확인할 수 있다. 또 일반적으로 선량분포 측정 기준인 SAD 100 cm 이하에서는

Table 2. Measurement comparison for field size groups

Group	Patients (n)	Field size (cm^2)	SAD (80 cm)	SAD (100 cm)	SAD (110 cm)	SAD (120 cm)	SAD (130 cm)
1	9	2～3	93.928	96.979	97.484	97.9	97.939
2	9	3～5	96.214	98.309	98.533	98.838	98.888
3	7	5～6	98.271	99.019	99.15	99.269	99.317

Table 3. Dose profiles for 3 to 6 cm^2 field sizes with a 6 MV photon beam at a 10-cm water depth with four dosimeters

SAD (cm)	3 (cm^2)	4 (cm^2)	6 (cm^2)
100	6.8491	7.0399	7.1677
110	9.611	8.3718	9.0173
120	8.5621	8.7524	10.1734
130	8.7524	9.133	10.867

그 이상에서보다 오차율이 급격히 증가함을 보였다.

Table 3은 SAD가 변화함에 따른 반음영 영역을 조사면의 크기별로 나타낸 것으로 기준이 되는 SAD 100 cm일 때와 최대로 늘인 130 cm의 차이를 비교해 보면 3 cm^2일 때는 2 mm 이하이고 4 cm^2은 2.1 mm, 6 cm^2은 3 mm 이상으로 나타났다. 큰 조사면에서는 반음영에 따른 조사면의 가장자리 영역의 오차율이 증가하는 것을 볼 수 있었다. 하지만 4 cm^2 이하의 조사면에서는 반음영 영역이 측정값에는 큰 영향을 미치지 않는 것으로 나타났다.

고안 및 결론

IMRS 및 IMRT에서 치료계획과 실제 조사에 의해 형성된 선량분포의 일치성 확인은 매우 중요하다. 하지만 매트릭스형 팬톰을 이용한 선량분포 측정 시, 팬톰 내부에 균일한 직경과 일정하게 배열된 2차원 이온전리함으로 구성된 특성으로 인하여, 조사면이 작아질수록 정확도 및 일치성이 떨어지는 문제가 있었다. 이를 개선하기 위해 본 논문에서는 SAD를 조절하여, 기하학적으로 조사면 크기를 변화시키고 이에 따른 선량분포를 총 3개의 그룹으로 구분하여 측정하였다. 먼저 조사면의 크기로 구분된 각 그룹별로 확인해 보았을 때 조사면이 작은 그룹보다는 큰 그룹에서 오차율이 적은 것으로 나타났다. 이는 매트릭스형 팬톰 특성상 좀 더 큰 조사면일수록 포함되는 2차원 이온챔버의 수가 많아짐으로 인해 분해능 또한 증가하기 때문이며, 각 그룹별로 SAD를 변화시켜 기하학적 조사면 크기의 변화에 따른 측정에서 확연히 드러남을 볼 수 있었다. 즉 SAD가 증가하게 되면, 기하학적 조사면의 크기가 커지게 되고 상대적으로 큰 조사면과 같은 효과를 가지된다는 것을 증명한다. 특히 일반적으로 측정되는 SAD 100 cm보다 낮은 SAD 80 cm의 측정결과를 보면, 상대적으로 조사면이 작은 그룹 1에서 오차율이 크게 증가함을 볼 수 있으며, 2그룹에서는 기준 측정 거리에서는 3% 오차율에 만족하였으나 SAD 80 cm에서는 3%에 미치지 못하는 것을 볼 수 있었다. 이는 3 cm^2 이하의 특정 조사면 크기 이하에서는 분해능이 급격히 떨어짐의 특정한다. 따라서 매트릭스형 팬톰을 이용한 선량분포 측정시 대략 3 cm^2 이상은 되어야 신뢰할 수 있는 결과를 가지는 것으로 나타났다. 이를 위한 한 방법으로 SAD를 변화시켜 이에 따른 기하학적 조사면을 조절하는 것은 매트릭스 팬톰을 이용한 선량분포 측정은 매우 유용할 것으로 판단된다. 본 연구는 IMRS와 같은 작은 조사면에서 매트릭스형 팬톰을 이용 시 좀 더 정확한 선량분포 측정만을 위한 것이다. 특정 지점의 정확한 선량이나 큰 조사면에서의 선량분포 측정에서는 지양되어야 할 것이다. 또 본 연구를 통해 얻어진 결과를 효율적으로 임상에 적용하기 위해서는 매트릭스 팬톰의 특성에 관한 연구가 좀 더 세밀하게 이루어져야 될 것이다.

참고문헌

1. Webb S: Optimizing the planning of intensity-modulated radiotherapy. Phys Med Biol 1994;39:2229-2246
2. Holmes TW, Mackie TR: Acomparison of three inverse treatment planning algorithms. Phys Med Biol 1994;39:91-106
3. Mohan R, Wang X, Jackson A, et al.: The potential and limitations of the inverse radiotherapy technique. Radiother Oncol 1994;32:232-248
4. Bortfeld T, Boyer AL, Schlegel W, Kahler DL, Walden TJ: Realization and verification of three-dimensional conformal radiotherapy with modulated fields. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1994;30:899-908
5. Intensity Modulated Radiaion Therapy Collaborative Working Group: Intensity modulated radiotherapy: current status and issues of interest. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2001;51: 880-914
6. Van Each A, Bohsung Jg, Sorvari P, et al:. Acceptance tests and quality control prtcedures for the clinical implementation of intensity modulated radiotherapy (IMRT) using inverse

planning and the sliding window technique: experience from five radiotherapy departments. Radiotherapy and Oncology 2002;65:53-70
7. Cho BC, Park SW, Oh DH, Bae H: Quality assurance for intensity modulated radiation therapy. J Korean Soc Ther Radiol Oncol 2001;19:275-286
8. Lee JW, Hong SM, Kim YL et al.: Dosimetric characterization of ion chamber matrix for intensity modulated radiation therapy quality assurance. Med Phys 2006;17:3
9. Poppe B, Blechschmidt A, Djouguela A, et al.: Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan zerification. Med Phys 2006;33:1005-1015
10. Spezi E, Angelini AL, Romani F, Ferri A: Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments. Phys Med Biol 2005;50:3361-3373
11. Agazaryan N, Solberg TD, DeMarco JJ: patient specific quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy. J Appl Clin Med Phys 2003;4:40-50
12. Yan G, Liu C, Simom TA, et al.: On the sensitivity of patient-specific IMRT QA to MLC positioning errors. JAppl Clin Med Phys 2009;10:2915
13. Yoon SM, Yi BY, Choi EK, et al.: Quality assurance of patients for intensity modulated radiation therapy. J Korean Soc Ther Radiol Oncol 2002;20:81-90
14. Faiz M. Khan: The physics of radiation thrapy. 3rd ed. Maryland: Williams & Wilkin, 2002;167-172
15. Omnipro I'mRT: System Manual, Scanditronix Wdllhofer, P-05-005-510-001 v.01
16. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA: A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. Med Phys 1998; 25:656-661
17. Harms W, Low D, Purdy J, Wong J: A software tool to quantitatively evaluation 3D dose calculation algorithms. Int J Radist Oncol Biol Phys 1994;30:187

Abstract

IMRT and IMRS Checking the Dose Distribution in the Small Field Evaluation of Measurement by Changes in SAD

Seung Young Ko, Sung Joon Kim, Gir Yong Park, Mi Suk Son, Nam Ki Lee, Jin Soo Kim

Department of Radiation Oncology, CHA Bundang Medical Center, Seongnam, Korea

Purpose: It is very important to confirm conformance of dose distribution that is formed with treatment planning from IMRS or IMRT. It has been a problem dropped accuracy and conformance when the field size is getting smaller because of character of the 2D ion chamber. Verification of MatriXX Phantom dose distribution with a change in the SAD. Dose distribution measurement and analysis to improve the accuracy and should be useful to evaluate the award.

Materials and Methods: A use of Novalis linear accelerator 6 MV photon beams. In general, IMRS were 25 patients with small field size. The selected patients were divided into three groups on the basis of the field size. SAD was changed from 80 to 130 cm and field size to determine the dose distribution to the change, each dose was measured using MatriXX Phantom. Analysis of measured values obtained from the program for each patient through the treatment planning system comparison and analysis of the dose distribution and gamma values were expressed.

Result: SAD 80, 100, and 120 cm in size in the gamma value to the investigation of patients less than 3 cm^2 average 0.939, 0.969, and 0.979, respectively. Patients with more than 5 cm^2 0.962, 0.983, and 0.988, respectively. 5 cm^2 or more patients 0.982, 0.990, and 0.992, respectively.

Conclusion: The error rate of less than 3 cm2 field size is increased rapidly. If the field size is increased, resolution is increased by 2D ion chambers. It has been approved that it can be credible if it is around 3 cm^2 when measuring dose distribution using MatriXX. Adjusting geometric field size by changing SAD is likely to be very useful when you measure dose distribution using MatriXX.

Key words: MatriXX phantom, gamma value, SAD (source-axis distance)