

분할정위방사선치료의 선량 정확도

서울대학교병원 치료방사선과

정 치 훈, 박 진 흥, 최 계 속, 박 흥 득

I. 서론

1951년 스웨덴에서 처음 고안된 정위적방사선수술(Stereotactic Radiosurgery, SRS)이 무수한 발전을 거듭하여 1984년에는 선형가속기의 megavoltage x-ray를 이용한 치료기술이 개발되었고, 1992년에는 Loeffler가 최초로 상업용 선형가속기를 이용한 정위적방사선수술 체계를 확립하였다. 그 후 진단영상 기술의 획기적인 발전 및 치료용 컴퓨터 프로그램의 개발, 선형가속기의 정확성 및 안전성 보장 등에 힘입어 급속히 보편화되었다. 또한 서울대학교병원 치료방사선과에서도 1994년에 선형가속기를 이용한 정위적 방사선수술 시스템(Green Knife)을 개발한 이후 활발히 임상에 적용하고 있는 실정에 있다(김일한 등, 1994). 이러한 선형가속기를 이용한 정위적방사선수술은 감마나이프에 비해 적은 비용으로 비슷한 효과를 보일 수 있다.

그리고 정위적방사선수술시 1회에 총치료계획 선량을 조사하던 선량을 10회 내지 15회 분할하여 조사시 생물학적 장점을 얻을 수 있어 기존의 뇌동정맥기형 및 두개내의 여러 악성, 양성종양의 치료외에 그 적용범위를 더욱 더 확대할 수 있어 최근에는 정위적방사선수술 보다 분할정위방사선치료(Fractionated Stereotactic RadioTherapy, FSRT)가 더 널리 시행되고 있다.

정위적방사선수술 및 분할정위방사선치료의 방사선량분포는 중심점으로부터 수 mm만 이동되어도 급격한 선량감소(80~20%의 penumbra \approx 5mm)를 보

인다. 그러므로 정확한 치료위치 설정 및 정밀한 치료기기 체계화가 요구된다. 특히, 분할정위방사선 치료는 매회 같은 부위에 정확한 방사선조사가 요구되므로 치료계획에서 설정한 좌표와 실제 두개내 표적의 중심점이 매회 일치하여 계획된 방사선량이 정확히 조사되는지 실제치료위치에서 직접 확인하는 것이 매우 중요하다.

이에 본 저자는 분할정위방사선치료시 전산화치료계획에서 얻어진 목표위치에 실제로 매회 정확한 선량이 조사되어 계획된 총조사선량과 일치하고 있는지 측정실험을 통해 평가해 보고자 한다.

II. 실험장비 및 방법

1. 실험장비

본원에서 자체 개발한 3차원 전산화치료계획 시스템인 Green knife를 사용하여 분할정위방사선 치료계획을 세웠고, CL2100C(Varian, USA) 6MV X-선을 사용하였다. 그리고 분할정위방사선치료용 collimator는 SAD 100cm에서 직경 1cm와 2cm 두 가지를 사용하였다. 선량측정은 sensitive volume이 0.125cc인 이온함(PTW, T23343, UK)과 electrometer(Keithley, model 35616, USA), sensitive volume이 0.25 mm³인 반도체검출기(model 30-493, Nuclear Associates, USA)와 digital electrometer(model 37-720, Nuclear Associates, Victoreen, USA)를 각각 사용하여 다용도 아크릴팬텀에서 측정하였다.

2. 방법

1) 치료계획

분할정위방사선치료용 치료계획에 필요한 영상을 얻기 위하여 다음과 같이 CT영상을 얻었다. 다용도팬텀에 3차원 정위Frame을 고정하고 2mm간격의 횡단면(Axial plane) CT영상을 얻은 후 팬텀의 선량 측정부중 선량측정기(이온함, 반도체검출기) 장착이 가능한 부위를 중심점으로 지정하여 영상을 재구성한 후 Film Scanner를 이용하여 본원에서 개발한 3차원 전산화치료계획 시스템인 서울나이프에 입력하였다.

입력된 자료를 이용하여 다음과 같이 치료계획을 세웠다. L30, L60, L90, R30, R60(AXI를 제외한 30°간격)의 5 Arc Plane(그림-1)을 사용하고, 조사범위는 L30, L60, L90 Plane은 220°에서 320°까지 R30, R60 Plane은 40°에서 140°까지 각 Arc당 100°로 정하였다. 그리고 CL2100C(Varian, USA)코에너지 선형가속기에서 발생하는 6MV X-선을 사용하여 80% isodine line에 200cGy가 조사되고 최대값은 250cGy가 조사되게 전산화치료계획을 수립하였다.

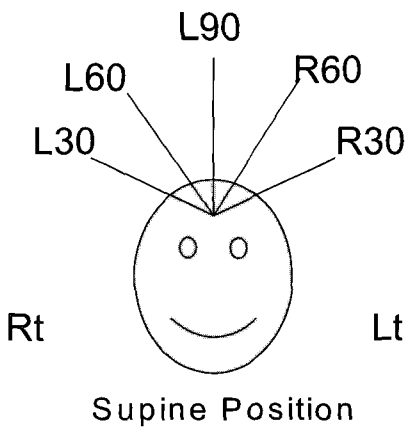


그림 1. 치료계획에 따른 조사방향

2) 선량측정

선량측정은 분할정위방사선치료용 Collimator의 직경 1cm와 2cm를 각각 사용하고 0.125cc 이온함(PTW, T23343, UK)과 sensitive volume이 적은(0.25 mm³ 이하) 반도체검출기(Model 30-493, Nuclear Associates, USA) 및 선량계(Digital electrometer, Keithley, model 35616, USA)를 사용하여 내부가 물로 채워진 반구형의 다용도 아크릴 팬텀에서 측정한다. 2cm collimator를 사용한 경우에는 이온함과 반도체검출기 두 가지로 측정하였는데, 이온함은 5 Arc에 대하여 10회 setup하여 각각 2회씩 반복하여 측정 후 평균하고, 반도체검출기는 10회 setup하여 3회 측정 후 평균값을 구하였다. 1cm collimator의 경우에는 반도체검출기만 사용하여 10회 setup하여 3회 측정 후 평균값을 구하였다.

측정된 평균값은 다음과 같은 방법(그림-2)으로 선량전환계수(Dose Calibration Factor, DCF)를 구하여 10회 측정하는 동안 매일 선량으로 환산하였다.

- * DCF = (MU x FSD x TMR/detector reading값)
 x Output 교정계수
- DCF - 선량전환계수
(Dose Calibration Factor)
 - MU - Monitor Unit
 - FSD - Field size dependency
 - TMR - Tissue Maximum Ratio

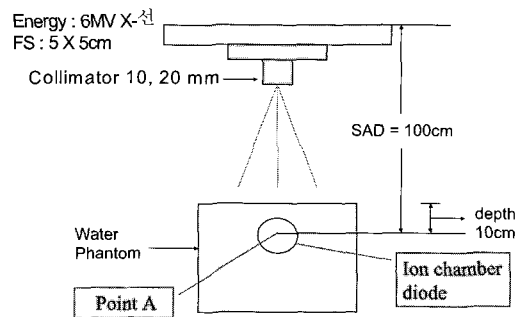


그림 2. Dose Calibration factor의 측정을 위한 Set-up

Ⅲ. 결과

다용도팬텀을 이용하여 측정된 결과 다음과 같은 측정평균값을 얻을 수 있었다. 즉, 1cm collimator를 이용한 분할정위방사선 치료계획에 따라 반도체검출기로 측정결과 각각의 Arc L30, L60, L90, R30, R60에서 48.8, 48.8, 48.0, 48.8, 49.2cGy라는 측정평균값을 얻었고, 그리고 반도체검출기와 2cm collimator를 이용한 경우는 각각의 Arc L30, L60, L90, R30, R60에서 48.3, 48.4, 47.9, 48.9, 48.3cGy의 측정평균값을 얻었다. 마지막으로, 이온함과 2cm collimator를 이용한 경우는 각각의 Arc L30, L60, L90, R30, R60에서 48.702, 48.486, 47.927, 48.896, 48.300cGy의 측정평균값을 얻었다(참조: 표-1)

상기 측정된 선량과 계획선량과의 오차는 다음과

같았다. 먼저 반도체검출기와 1cm collimator의 경우 각Arc당 계획선량이 50.1cGy인데 각각의 Arc L30, L60, L90, R30, R60에서 -2.58, -2.58, -4.17, -2.58, -1.78%로 나타났고 전체오차는 -2.74%로 나타났다(참조: 표-2, 그림-3).

다음은 반도체검출기와 2cm collimator의 경우로서 계획선량이 각Arc당 49.25cGy인데 각각의 Arc L30, L60, L90, R30, R60에서 -1.86, -1.57, -2.73, -0.70, -1.86%로 나타났으며 전체오차는 -1.74%였다(참조: 표-3, 그림-4).

마지막으로 이온함과 2cm collimator의 경우인데 계획선량이 각Arc당 49.25cGy인데 각각의 Arc L30, L60, L90, R30, R60에서 -1.11, -1.55, -2.69, -0.72, -1.81%로 나타났고 전체오차는 -1.58%이었다.(참조: 표-4, 그림-5)

조사방향	반도체검출기				이온함	
	1cm collimator		2cm collimator		2cm collimator	
	측정값	측정선량	측정값	측정선량	측정값	측정선량
L30	36.7	48.8	33.8	48.3	1.1670	48.702
L60	36.7	48.8	33.9	48.4	1.1619	48.486
L90	36.1	48.0	33.5	47.9	1.1485	47.927
R30	36.7	48.8	34.2	48.9	1.1717	48.896
R60	37.0	49.2	33.8	48.3	1.1574	48.300

표 1. 다용도 팬텀을 이용한 측정선량

(단위: %)

분할 횟수	반도체검출기 - 1cm collimator										평균
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
L30	-1.78	-1.78	-4.43	-1.78	-1.78	-4.43	-4.43	-1.78	-1.78	-1.78	-2.58
L60	-4.43	-1.78	-4.43	-1.78	-1.78	-1.78	-4.43	-1.78	-1.78	-1.78	-2.58
L90	-4.43	-4.43	-4.43	-4.43	-1.78	-4.43	-4.43	-4.43	-4.43	-4.43	-4.17
R30	-1.78	-1.78	-4.43	-4.43	-1.78	-4.43	-1.78	-1.78	-1.78	-1.78	-2.58
R60	-1.78	-1.78	-1.78	-1.78	-1.78	-1.78	-1.78	-1.78	-1.78	-1.78	-1.78

표 2. 측정선량과 계획선량의 오차

반도체검출기 : 1cm collimator

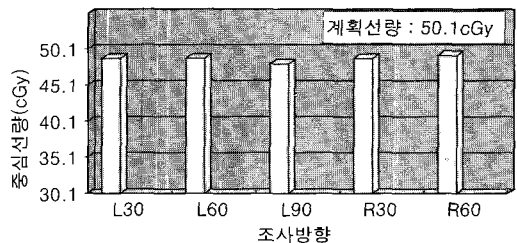


그림 3. 계획선량과 측정선량비교

(단위 : %)

분할 횟수	반도체검출기 - 2cm collimator										
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	평균
L30	-1.28	-4.18	-1.28	-1.28	-4.18	-1.28	-1.28	-1.28	-1.28	-1.28	-1.86
L60	-1.28	-1.28	-1.28	-1.28	-4.18	-1.28	-1.28	-1.28	-1.28	-1.28	-1.57
L90	-4.18	-4.18	-1.28	-1.28	-4.18	-4.18	-1.28	-1.28	-4.18	-1.28	-2.73
R30	-1.28	-1.28	-1.28	+1.62	-1.28	+1.62	-1.28	-1.28	-1.28	-1.28	-0.70
R60	-4.18	-1.28	-4.18	-1.28	-1.28	-1.28	-1.28	-1.28	-1.28	-1.28	-1.86

표 3. 측정선량과 계획선량의 오차

IV. 결론 및 고찰

분할정위방사선치료 시스템과 다용도팬텀을 이용하여 방사선치료를 시행한 결과 중심점에서의 조사선량 정확도는 2cm collimator를 사용하여 0.125cc 이온함으로 측정시에는 전체오차가 -1.58%, 반도체 검출기에서는 -1.74%로 권장오차인 2% 이내였으나, 1cm collimator의 경우 반도체검출기로 측정시 권장 오차인 2%를 넘어선 -2.74%로 나타났다. 그 이유에 대해서는 여러 가지가 있을 수 있으나 우선 나타날 수 있는 것은 dose profile에 그 원인인 있다고 생각된다. 왜냐하면, 조사야(collimator)가 작을수록 중심에서 벗어나면서 dose profile이 급격한 경사를 이루기에 약간의 Set-up 오차에 의해서도 큰 차이를 나타낼 수 있으므로 2cm collimator에서 보다 1cm collimator에서 Arc R60을 제외한 모든 Arc에서 더 큰 오차를

(단위 : %)

분할 횟수	이온함 - 2cm collimator										
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	평균
L30	-1.01	-1.18	-1.01	-1.01	-1.18	-1.18	-1.01	-1.35	-1.18	-1.01	-1.11
L60	-1.74	-1.40	-1.40	-1.74	-1.57	-1.57	-1.40	-1.74	-1.57	-1.40	-1.55
L90	-2.72	-3.06	-2.38	-2.55	-2.55	-2.90	-2.38	-3.06	-2.72	-2.55	-2.69
R30	-0.75	-0.75	-0.58	-0.58	-0.58	-0.58	-0.92	-0.92	-0.92	-0.58	-0.72
R60	-1.86	-1.87	-1.87	-2.04	-2.00	-1.87	-1.87	-1.69	-2.38	-1.87	-1.81

표 4. 측정선량과 계획선량의 오차

반도체검출기 : 2cm collimator

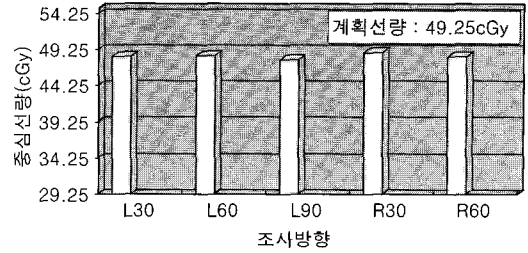


그림 4. 계획선량과 측정선량 비교

보이는 원인중의 하나라 생각된다(참조: 그림-6). 그리고 측정기에 따른 오차비교에서 그리 큰 차이를 나타내지 않은 것은 두 측정기 모두 sensitive volume 이 충분히 포함될 수 있는 조사야(2cm collimator)에서만 비교한데 그 원인이 있고, 본 실험에 사용한 Digital electrometer의 reading range가 커서 상대적으로 편차를 적게 나타낸 데 그 원인이 있다고 생각된다(참조: 그림-7).

본 실험에서 나타난 바와 같이 분할정위방사선치료시 치료정확도 확보는 무엇보다도 Set-up의 정확도에 크게 좌우되는 것을 알 수 있다. 그러므로, 정확한 치료를 하기 위해서는 치료기기의 주기적인 정도관리가 요구되고, 매회 치료시마다 L-gram에 의한 조사야 정확도 평가가 필요하다고 생각된다. 또한 본 실험과 같은 다용도팬텀을 이용한 선량평가가 주기적으로 요구된다고 사료된다.

이온함 : 2cm collimator

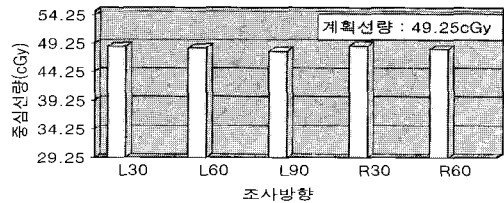


그림 5. 계획선량과 측정선량 비교

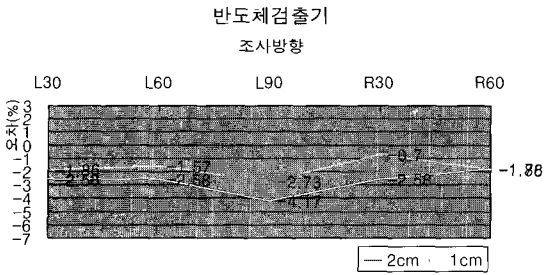


그림 6. Collimator크기에 따른 오차 비교

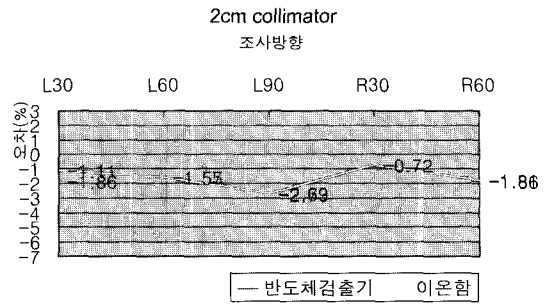


그림 7. 측정기에 따른 오차 비교

참 고 문 헌

1. Friedman WA, Bova FJ. The University of Florida Radiosurgery System. Surg Neurol 32:334-342, 1989
2. Siddon RL, Barth NH. Sterotactic localization of intracranial targets. Int J Radiat Oncol Biol Phys 13:1241-1245, 1987
3. ICRU Publications, Bethesda, MD, 1984 Johns HE, Cunningham JR. The physics of radiology. 4th ed., Charles C the mass, 1983
4. Berk HW, Larner JM, Spaulding C, et al. Extercranial absorbed dose with Gamma Knife radiosurgery. Stereotact Funct Nerosurg 61 : 164-172, 1993
5. Chiarego G, Marchetti C, Avanzo RC, et al. Dosimetric considerations on multiple arc stereotactic radiotherapy. radiother Oncol 12:141-152, 1988
6. Leksell L. Cerebral radiosurgery. Bamma thalamotomy in two cases of intractable pain. Acta Chir Scand 134:585-595, 1958
7. Betti OO, Derechinsky VE, Hyersselective encephalic irradiation with linear accelerator. Acta Neurochir 33:385-390, 1984
8. Deeg HJ, Flounoy N, et al. Cataracts after total body irradiation and marrow transplant. Int J Radiat Oncol Biol Phys 10:957-964, 1984
9. Khan FM. The physics of radiation therapy. 2nd ed., Baltimore, William & Wilkins, 1994
10. Pogdorsak EB, Picke B, Pla M, et al. Dynamic stereotactic radiosurgery. Int J Radiot Oncol Biol Phys 14:115-125, 1988