

서울대학교병원형 방사선수술 표준기법의 중심점 선량의 오차

서울대학교 의과대학 치료방사선과학교실, 의학연구원 방사선의학연구소

신성수 · 김일한 · 하성환 · 박찬일 · 강위생 · 허순녕

목적 : 서울대학교병원에서 개발한 정위방사선수술 시스템에서의 표준적 정위방사선수술기법을 적용시 중심점에서의 방사선량 오차를 확인하고자 하였다.

재료 및 방법 : 내경 10 mm 및 20 mm인 원통형의 3차 콜리메이터를 장착후 5개의 호형(arc)으로 구성된 표준형 정위방사선수술계획에 따라 시행한 정위방사선수술시의 선량을 측정하였다. 방사선은 CL2100C 선형가속기에서 발생하는 6 MV X-선을 사용하였고 자체 개발한 다용도 팬텀에서 0.125 cc 전리함 및 다이오드 검출기로 중심점 선량을 측정하였다.

결과 : 내경 20 mm인 3차 콜리메이터를 장착한 정위방사선수술 시행시 호형에 따른 계획선량과 측정선량 간 오차는 0.125 cc 전리함 측정시 -0.73% 내지 -2.69%, 다이오드 검출기 측정시 -1.29% 내지 -2.91%이었다. 내경 10 mm인 3차 콜리메이터 장착한 경우의 오차는 다이오드 검출기로 측정하였을 때 -2.39% 내지 -4.25%이었다.

결론 : 중심점 선량 오차는 약 3% 정도로서 DICOM 3.0 표준형식을 통한 영상자료 처리 등의 개선책을 통한 최소화 노력이 필요하다.

핵심용어 : 정위방사선수술, 다용도 팬텀, 중심점 선량

서 론

정위방사선수술은 통상적인 외부방사선 조사에 비하여 mm 단위의 매우 정밀한 위치 결정후 고선량을 목표에 집중하여 1회에 조사하는 3차원적 방사선치료기법이다. 주로 뇌 및 뇌기저부에 위치한 4 cm 이내의 병변에 대하여 5-6개의 호형(arc)을 이용한 전산화계획에 따라 12~25 Gy의 고선량 조사 후의 효과는 수술적 절제와 동일하다. 1951년 스웨덴에서 Leksell이 이를 구현하는 기기적 장치를 고안하여 최초로 사용한 후,^{1,2)} 1970년 Steiner가 감마 유니트를 이용하여 뇌동정맥기형을 대상으로 첫 방사선수술을 시행하였다.³⁾ 이 후 지속적 발전을 거듭하여 1984년에는 선형가속기형 정위방사선수술기법이 개발되었고⁴⁾ 1992년에는 선형가속기를 이용한 상업용 정위방사선수술 시스템이 개발되었으며⁵⁾ 최근에는 영상획득기술 및 영상재구성 및 처리기법의 발달, 3차원 전산화계획프로그램의 발전, 의공학 및 전자공학적인 발전에 힘

입은 선형가속기의 기기적 정밀성 및 안정성 보장 등에 힘입어 보편화되고 있다.

선형가속기를 이용한 정위방사선수술 기법은 감마 유니트 또는 싸이클로트론을 이용하는 방사선수술 기법과 치료성적이 동등하고, 기기 구입가격 및 기기 유지 보수의 저렴성, 분할치료의 생물학적 장점을 추가적으로 얻을 수 있는 분할정위방사선치료(Fractionated stereotactic radiotherapy) 기법의 운용 등 장점이 있어 최근에는 정위방사선수술의 표준적 기기로 인식되고 있으며 뇌동정맥기형 뿐 아니라 두개강내 악성 및 양성종양에 까지 적용범위가 확대되고 있다.

서울대학교병원에서는 1994년에 선형가속기를 이용한 정위방사선수술 시스템(Green Knife)을 개발한 이후 활발히 임상 적용하고 있는 상태이다.⁶⁻⁸⁾ 이러한 정위방사선수술 시의 방사선량 분포는 중심점으로부터 수 mm만 떨어져도 급격한 선량감소(80~20%의 반음영 : 5 mm)가 발생하므로 정확한 치료위치 결정과 정확한 방사선 조사를 위한 정밀한 체계가 요구된다.⁹⁾ 따라서, 실제 정위방사선수술 시 치료계획에서 결정된 좌표와 치료하고자 하는 실제 두개강내 표적의 중심점이 일치하는지, 즉 치료계획과 큰 오차 없이 방사선조사가 이루어지는가를 치료위치에서 직접 확인하는 것이 필요하며 이에 대한 연구가 각 국에서 활발히 진행 중이다.^{10,11)} 더 나아가 조사하고자 하는 방사선량이 실제로 정확히 조사되는가에 대한 확인이 필요하다. 이에 서울대학교병원에서는 정

저자 신성수의 현 소속: 성균관대 삼성서울병원 치료방사선과
이 논문은 서울대학교병원 연구비(02-1997-351-0) 및 의료공학기술개발사업(HMP-95-G-1-09)의 지원으로 이루어짐.
이 논문은 2002년 4월 1일 접수하여 2002년 9월 11일 채택되었음.

책임저자: 김일한, 서울대학교 의과대학 치료방사선과학교실
Tel: 02)760-2528, Fax: 02)765-3317
E-mail: ihkim@snu.ac.kr

도관리를 위한 프로그램의 일환으로 다용도 팬텀을 제작하여 방사선 수술체계의 정확성 및 안정성을 평가하고 있다.

이를 바탕으로 5개의 호형으로 구성된 서울대학교병원 표준형 정위방사선수술기법 적용시의 선량을 다용도 팬텀에서 측정함으로써 환자 치료 시 중심점의 오차를 확인하여 서울대학교병원형 정위방사선수술 시스템(Green Knife)의 정확도 및 유용성을 알아보고 아울러 발생된 오차의 정도를 줄이는 방안에 대한 연구에 기초가 되고자 한다.

재료 및 방법

1. 다용도 팬텀

자체 제작한 다용도 팬텀은 기본틀 및 선량 측정부, 물팬텀부 등으로 구성되었다. 기본틀은 정위틀과의 고정되고 선량측정부 및 물팬텀부와 합체된다. 물팬텀부는 5 mm 두께의 아크릴($C_3H_5O_2$, $\rho=1.18 \text{ g/cm}^3$, 물 대비 $\rho_e(\text{전자밀도})=0.971$) 반구 내부에 물을 채운 후 밀봉되었다. 얇은 폴리스티렌(C_8H_8 , $\rho=1.044 \text{ g/cm}^3$, 물 대비 $\rho_e=0.969$) 원판인 선량 측정부 중앙 및 3 cm 측방에 뚫은 원통형 공간에 Farmer 선량계, 0.125 cc 전리함, 다이오드 검출기 등 선량측정기를 장착하였

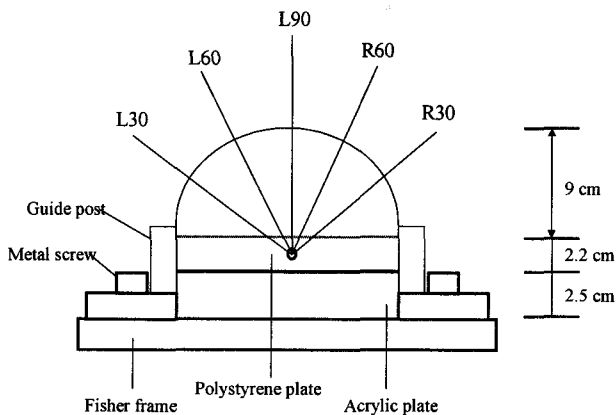


Fig. 1. Schemes showing the standard 5 arcplanes of stereotactic radiosurgery system developed on the Seoul National University Hospital (L30, L60, L90, R30, R60) in a SNUH-type radiosurgery phantom.

다. 본 연구에서 사용되지는 않았으나 이 다용도 팬텀 내부에 정위기본틀과 평행 또는 수직 방향에서의 선량분포를 파악할 수 있는 필름을 수용하는 보조장치도 장착할 수 있다.

2. 정위방사선수술의 조건

다용도 팬텀과 3차원 정위틀(Fisher system, Germany)을 4개의 아크릴 나사로 연결고정하고 전산화단층촬영을 시행하였다. 간격이 2~3 mm인 횡단면 영상을 얻은 후 팬텀의 선량측정부 중 선량측정기 장착이 가능한 폴리스티렌 판의 중앙점을 중심점으로 지정한 후 이점을 기준으로 단면, 정면, 측면 영상, 병변을 포함하는 단층영상 및 15° 간격으로 재구성한 경사면영상을 필름 스캐너(RSU-1, X-ray ScannerCorp., USA)를 이용하여 방사선수술용 영상처리 프로그램에 입력하였다. 정위방사선수술 계획은 서울대학교병원형 정위방사선수술 시스템(Green Knife)을 이용하여 수립하였다. L90, L60, L30, R30, R60의 5개의 호형을 사용하고(Fig. 1) 조사 범위는 L90, L60, L30 plane은 2200에서 320° 까지 R30, R60 plane은 40° 에서 140° 까지 각 호형 당 100° 로 정하였다. 방사선은 CL2100C (Varian, Palo Alto, USA) 코에너지 선형가속기에서 발생하는 6 MV X-선을 사용하였고 최대선량점 대비 80% 등선량면에 20 Gy를 조사하여 최대값은 25 Gy이었다. 2차 콜리메이터는 5×5 cm 조건에서 3차 콜리메이터는 내경 10 mm, 20 mm인 원형의 자체 제작품을 사용하였다. 3차 콜리메이터의 크기에 따른 방사선수술을 위한 장치의 세부사항은 Table 1과 2와 같이 정하였다.

3. 선량측정 및 분석

본 연구에 사용한 3차 콜리메이터의 내경은 10 mm 및 20 mm로써 표준 전리함인 Farmer chamber를 사용하기에는 작은 크기이므로 0.125 cc 전리함(PTW, T23343, UK)와 sensitive volume이 적은(0.25 mm³ 이하) 다이오드 검출기(Model 30-493, Nuclear Associates, USA) 및 선량계(Digital electrometer, Keithley model 35616, USA)를 이용하였다.¹²⁾ 선량측정 장치의 위치는 30도 방향으로 고정하였고, 고정 빔으로 교정한 후 호형 조사를 시행하였다. 내경 20 mm인 콜리메이터를 장

Table 1. Parameters for the LINAC-based Stereotactic Radiosurgery in a Phantom Using Circular Collimator with Diameter of 20 mm and 5 Arcplanes

Arcplane	Table angle	Start angle	Stop angle	Tumor dose (cGy)	Average TMR	Monitor Unit
L30	330°	220°	320°	492.54	0.69	759
L60	300°	220°	320°	492.54	0.68	771
L90	270°	220°	320°	492.54	0.68	771
R60	60°	40°	140°	492.54	0.69	767
R30	30°	40°	140°	492.54	0.69	761

Table 2. Parameters for the LINAC-based Stereotactic Radiosurgery in a Phantom Using Circular Collimator with Diameter of 10 mm and 5 Arcplanes

Arcplane	Table angle	Start angle	Stop angle	Tumor dose (cGy)	Average TMR	Monitor Unit
L30	330°	220°	320°	501	0.66	880
L60	300°	220°	320°	501	0.65	893
L90	270°	220°	320°	501	0.65	894
R60	60°	40°	140°	501	0.66	888
R30	30°	40°	140°	501	0.66	881

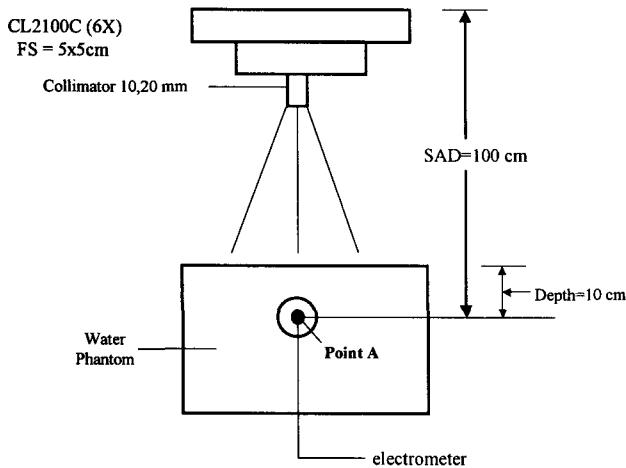


Fig. 2. Setup for measuring detector calibration factor for LINAC-based stereotactic radiosurgery using 6 MV X-ray equipped with circular tertiary collimators with diameters of 10 and 20 mm and a collimator support.

Table 3. Errors of the Measured Dose Delivered to a Phantom by LINAC-based 5-arcplane Stereotactic Radiosurgery in Reference to the Dose Planned by Green Knife System

Arcplane	φ 20 mm collimator		φ 10 mm collimator
	0.125 cc ion chamber	Diode	Diode
L30	-1.19 ± 0.13	-2.22 ± 0.32	-2.57 ± 0.46
L60	-1.55 ± 0.16	-1.98 ± 0.26	-3.10 ± 0.27
L90	-2.69 ± 0.22	-2.91 ± 0.49	-4.25 ± 0.31
R60	-1.94 ± 0.16	-2.56 ± 0.26	-3.90 ± 0.00
R30	-0.73 ± 0.17	-1.29 ± 0.00	-2.39 ± 0.41
Overall error	-1.62 ± 0.17	-2.19 ± 0.31	-3.24 ± 0.33

착한 경우 0.125 cc 전리함을 사용하여 10회, 다이오드 검출기를 사용하여 5회 독립적으로 선량을 측정하였다. 전리함을 사용한 경우 partial volume effect에 의한 오차를 감안하여 측정 수를 2배로 하였다. 내경 10 mm인 콜리메이터를 장착한 경우에는 partial volume effect에 의한 측정선량의 오차발생의 상대적 증대로 인하여 전리함을 사용하지 않고 다이오드 검출기만을 사용하여 5회의 독립적 선량측정을 하였다. 0.125

cc 전리함을 이용한 측정치는 기압(755.2 mmHg) 및 기온(섭씨 24.0도)을 감안하여 보정하였다. 각 호형에 대한 측정값과 계산값에 대한 오차의 평균과 표준편차는 Excel 7.0 (Microsoft, USA)을 이용하여 계산하였고 전체오차는 표준오차를 이용하여 추정하였다.

4. 측정장치에 대한 교정계수의 측정

교정계수를 측정하기 위한 setup은 Fig. 2와 같으며 각각의 교정계수는 다음과 같이 정의된다.¹³⁾

$$\text{Detector Calibration Factor (DCF)} = \frac{\text{A점의 선량(깊이=10 cm)}}{\text{검출기 측정치}}$$

$$= \text{MU} \times (1 \text{ cGy/MU}) \times \text{FSD} \times \text{TMR}$$

MU: 선형가속기의 표준 조건(조사야, 10×10 cm, SSD; 100 cm, Dmax 길이)에서의 1 cGy를 1 MU으로 정의

FSD: field size dependency

TMR: tissue maximum ratio

1) 다이오드 검출기의 경우

① 3차 콜리메이터 내경 2 cm;

$$400 \times 0.934 \times 0.6702 / 175 = 1.43 \text{ cGy/측정치}$$

② 3차 콜리메이터 내경 1 cm;

$$400 \times 0.857 \times 0.6404 / 165 = 1.33 \text{ cGy/측정치}$$

2) 0.125 전리함의 경우

$$200 \times 0.934 \times 0.6702 / (0.300 \times 10^{-8} \text{ coulomb}) =$$

$$417.31 \times 10^8 \text{ cGy/측정치}$$

결 과

1. 내경 20 mm인 3차 콜리메이터 장착 정위방사선수술의 오차

1) 0.125 cc 전리함을 이용한 측정

측정치의 영점 교정 후 측정교정계수를 이용하여 계산된 중심점 선량과 계획 선량과의 오차는 호형에 따라 -0.73%에서 -2.69% (계산치 기준)이었고 전체 오차는 -1.62%이었다 (Table 3).

2) 다이오드 검출기를 이용한 측정

측정 결과를 측정교정계수를 이용하여 계산된 값과 계획 선량과의 오차는 호형에 따라 -1.29%에서 -2.91%이었고 전체 오차는 -2.19%이었다(Table 3).

2. 내경 10 mm인 3차 콜리메이터 장착 정위방사선수술의 오차

다이오드 검출기로 측정된 값을 측정 교정계수를 이용하여 계산된 값과 계획 선량과의 오차는 각 호형에 따라 -2.39%에서 -4.25%이고 전체 오차는 -3.24%이었다(Table 3).

고 찰

고선량의 방사선을 목표부위에 정밀 조사하는 정위방사선 수술에는 체계적인 정도관리가 꼭 필요하며 일반적으로 정위방사선수술의 정확도는 최종적인 공간 오차가 1 mm 이하, 선량 정확도의 오차는 2% 이하로 권고된다.¹⁴⁻¹⁶⁾

이러한 정확도는 전산화단층촬영 등 영상획득장치의 위치 설정의 영상학적 정확도, 의사가 영상자료상에서 설정하는 정위방사선수술 목표 범위의 적절성, 선형가속기의 기기적 회전 또는 방사선량 정확도, 정위방사선수술 대상 환자의 자세 정확도 등으로 구분된다. 현재 서울대학교병원에서 시행되는 정위방사선수술의 경우를 보면 첫째, 선형가속기(Varian, CL2100C, USA)의 출력의 정확도는 $\pm 0.2\%$ 이내로 유지되고 있다. 둘째, 선형가속기의 기기적 정확도는 자체 제작한 회전중심 표시장치를 이용하여 광조사야 및 레이저상의 조사중심점 설정에 대한 정도관리를 실시하고 있으며 이를 조사야로 확인하고 있다. 셋째, 방사선 조사중심점의 정확도는 콜리메이터 축(axis), 갠트리 축, 그리고 테이블 축에 의하여 결정되는데 콜리메이터 축의 정확도는 정위방사선수술용 3차 콜리메이터를 제작하고 이것과 콜리메이터 지지대 사이의 간극 및 열팽창에 따른 변화를 교정함으로써 정밀도를 유지할 수 있었으며 갠트리 축, 그리고 테이블 축은 자체 개발한 다용도 팬텀으로 측정하였는데 3차 콜리메이터의 크기가 내경 10 mm 이상인 경우의 치료설치조건의 오차를 포함한 기기적 정확도의 오차는 0.5 mm 이내이고 방사선량 정확도는 $\pm 0.5\%$ 정도로 측정되었다.¹⁷⁾

측정결과를 바탕으로 한 중심점에서 각 호형에 대한 조사 선량과 측정 선량의 오차는 권장 오차인 2%보다 약간 높게 나타났다. 특히, 내경 10 mm인 3차 콜리메이터를 사용할 때 L90에서의 오차는 -4.25%로 가장 컸다. 이는 다용도 팬텀의 구조상 선량 측정부의 중심점을 기준으로 하였을 때 중심선(Fig. 2의 L90)보다 사선(Fig. 2의 L30 또는 R30)의 깊이가 얇

아 L90위치에서 중심점과의 거리가 가장 멀어진 때문으로 추정된다. 전체 오차는 내경 20 mm인 3차 콜리메이터 사용 시 권장 오차범위를 만족하였으나, 내경 10 mm인 3차 콜리메이터 사용시에는 2% 이상이었다.

3% 내외로 확인된 본 연구의 중심점 선량 오차에 영향을 미친 요소로 다음을 고려할 수 있다. 첫째, 중심점 설정의 오차이다. 3차 콜리메이터의 내경이 20 mm인 경우 보다 내경 10 mm인 경우의 오차가 컸던 원인은 내경 10 mm인 경우에는 선량분포가 상대적으로 좁기 때문에 중심점 오차에 더 민감했을 것으로 판단된다. 이러한 오차는 다음의 방법으로 감소시킬 수 있다고 판단한다. 전산화단층촬영영상 localizer 지지대를 이용한 localizer 위치 변화 가능성의 최소화, 영상자료 입력기법을 필름의 스캐닝으로부터 DICOM 표준자료의 PACS 이용으로 개선함으로써 3차원적 좌표결정 정확성 향상, 정위 방사선수술 중 선량분포 범위가 좁은 내경 6 mm인 3차 콜리메이터를 이용함으로써 치료대 위치 변화에 따른 중심점 이동의 보정, 정위방사선수술 후 조사야 확인영상을 촬영함으로써 정도의 향상 등이다. 둘째, 정위방사선수술계획 수립시에 중심점 깊이와 실제 팬텀 중심점 깊이의 차이 발생에 따른 오차이다. 치료대 위치 270도인 L90의 경우 중심점으로부터 다용도 팬텀 끝까지의 거리는 10.1 cm인데 반해 치료계획 시 깊이는 9.5 cm이었으므로 이로 인한 측정선량의 차이는 1.5% 정도인데 아마도 단층영상에서의 localizer 간의 거리를 측정하여 얻어지는 scaling factor의 불확실성과 전산화단층촬영에서의 contouring 방법으로 인한 불확실성 등이 관여하리라 판단되며 이에 대한 후속적인 연구가 필요하다고 판단한다.

참 고 문 헌

1. Leksell L. The stereotaxis method and radiosurgery of the brain. *Acta Chir Scand* 1951;102:316-319
2. Leksell L. Cerebral radiosurgery. Gamma thalamotomy in two cases of intractable pain. *Acta Chir Scand* 1958;134:585-595
3. Flickinger JC, Kondziolka D, Lunsford LD. Radiosurgery of benign lesions. *Semin Radiat Oncol* 1995;5:220-224
4. Betti OO, Derechinsky VE. Hyperselective encephalic irradiation with linear accelerator. *Acta Neurochir* 1984;33(suppl):385-390
5. Friedman WA, Bova FJ. The University of Florida Radiosurgery System. *Surg Neurol* 1989;32:334-342
6. Park CI, Ha SW, Kim IH, et al. Development of the Seoul National University Hospital-type stereotactic radiosurgery system using linear accelerator. Final Report of 1991 SNUH

- Large Scale Grant, 1995
7. **Suh TS, Suh DY, Park SH, et al.** Development of a 3-dimensional coordinate system and dosimetry system for radiosurgery. *J Korean Assoc Radiat Protect* 1995;20:25-36
 8. **Kim IH, Kang WS, Ha SW, Park CI, Cho YG.** Extracranial doses with LINAC radiosurgery. *J Korean Soc Ther Radiol Oncol* 1996;14:159-165
 9. **Podgorsak EB.** Physics of radiosurgery with linear accelerator. *Neurosurg Clin N Am* 1992;3:9-34
 10. **Siddon RL, Barth NH.** Stereotaxic localization of intracranial targets. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1987;13:1241-1245
 11. **Phillips MH, Frankel KA, Lyman JT, et al.** Heavy charged-particle stereotactic radiosurgery: cerebral angiography and CT in the treatment of intracranial vascular malformation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1989;17:419-426
 12. **Nuclear Associates.** Therapy silicon diode detectors for high energy electrons and photons, Manual.
 13. **Khan FM.** The physics of radiation therapy. 2nd ed., Baltimore, William & Wilkins, 1994
 14. **Hartmann GH, Bauer-Kirpes B, Serago CF, et al.** Precision and accuracy of stereotactic convergent beam irradiation from a linear accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1994;28:481-492
 15. **Low DA, Li Z, Drzymala RE, et al.** Minimization of target positioning error in accelerator-based radiosurgery. *Med Phys* 1995;22:443-448
 16. **Larson DA, Bova F, Eisert D, et al.** Consensus statement on stereotactic radiosurgery quality improvement. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1994;28:527-530
 17. **Park CI.** Final report on the development of radiosurgery system(Nuclear Development Research Fund, Most). Korea: Ministry of Science and Technology 1998

Abstract

**Radiation Dose Accuracy at the Isocenter :
Standard Stereotactic Radiosurgery Technique Developed at
Seoul National University Hospital**

Seong Soo Shin, M.D., Il Han Kim, M.D., Sung Whan Ha, M.D.
Cham Il Park, M.D., Wee-Saing Kang, Ph.D. and Sun Nyung Hur, Ph.D.

Department of Therapeutic Radiology, Institute of Radiation Medicine, Medical Research Center,
Seoul National University College of Medicine, Seoul, Korea

Purpose : To confirm the accuracy of the radiation dose at the isocenter by the standard linear accelerator-based stereotactic radiosurgery technique which was developed at Seoul National University Hospital.

Materials and Methods : Radiation dosimetry was undertaken during standard 5-arc radiosurgery using 6 MV X-ray beam from CL2100C linac. The treatment head was attached with circular tertiary collimators of 10 and 20 mm diameter. We measured the absorbed dose at the isocenter of a multi-purpose phantom using two kinds of detector: a 0.125 cc ionization chamber and a silicon diode detector.

Results : The dose differences at each arc plane between the planned dose and the measured dose at the isocenter ranged from -0.73% to -2.69% with the 0.125 cc ion chamber, and from -1.29% to -2.91% with the diode detector during radiosurgery with the tertiary collimator of 20 mm diameter. Those with the 10-mm tertiary collimator ranged from -2.39% to -4.25% with the diode.

Conclusion : The dose accuracy at the isocenter was $\pm 3\%$. Therefore, further efforts such as modification in processing of the archived image through DICOM3.0 format are required to lessen the dose difference.

Key Words : Stereotactic radiosurgery, Multi-purpose phantom, Isocenter dose