

다용도 팬텀에서 정위방사선수술기법의 선량 정확도 확인

서울대학교 의과대학 치료방사선과학교실, 의학연구원 방사선의학연구소

유형준* · 김일한 · 하성환 · 박찬일 · 허순녕 · 강위생

목적 : 본 교실에서 개발한 정위방사선수술 시스템의 정도관리를 위하여 다용도 팬텀을 제작하고 정위방사선수술 기법의 선량의 정확도를 확인하려 하였다.

대상 및 방법 : CL2100C 선형가속기에서 발생하는 6 MV 엑스선을 사용하여 정위적 방사선수술을 시행하였고 Farmer형 이온함, 0.125 cc 이온함, 다이오드 검출기 등을 정위 기준기구가 부착된 팬텀내에 설치한 후 선량을 측정하였다. 고정 빔, 20°~100°의 각도를 갖는 단일회전빔, 복합회전빔 등의 방사선조사 조건에서 측정기와 팬텀의 상대적 위치를 변화시키면서 측정하였다. 내경이 10, 20, 30, 40 mm인 원형의 3차 콜리메이터를 사용하였다.

결과 : 고정 빔, 단일 회전빔, 5개의 회전 빔으로 구성된 복합회전빔 등에서의 선량오차는 Farmer형 이온함으로 측정된 경우는 0.5% 이하, 0.125 cc 이온함의 경우에는 0.5%, 다이오드 검출기인 경우에는 2% 이내였다.

결론 : 본 교실 개발 정위방사선수술 기법에 의한 방사선 조사선량의 정확도를 확인하였으며 이 자료는 향후 정위 방사선수술 및 다분할 방사선치료의 정도관리에 유용한 기초자료로 활용될 것이다.

핵심용어 : 정위방사선수술, 팬텀, 선량 정확도, 정도관리

서 론

정위방사선수술은 소용적의 병변에 3차원적 회전빔을 복합적으로 조사하여 13~25 Gy의 고선량을 1회에 정밀하게 조사함으로써 수술적 절제와 동일한 치료효과의 획득을 목표로 하는 첨단 방사선조사기법이다. 병변부위에 고선량 분포를 얻고 주위 정상 조직의 선량은 최소화시킬 수 있는 선량분포상의 장점이 기존의 외부 방사선치료 기법과의 차별점이며 이후 개발된 3차원적 방사선치료의 효시로 볼 수 있다. 1951년 스웨덴의 신경외과 의사인 Leksell이 반구형의 헬멧에 Co-60 선원을 배열한 기구를 고안하고 두개강내의 특정 부위를 파괴시키려는 목적으로 처음 사용한 후 발전하였고^{1~4)} 1984년에는 선형가속기의 고에너지 엑스선을 이용한 정위방사선수술기법이 개발되었다.⁵⁾ 전산화단층촬영술 및 자기공명영상촬영술 등의 정밀영상획득기법의 발달, 의공학 및 전자공학의 발전에 따른 선형가속기의 기기적 정확도 향상 및 치료계획 알고리즘의 발전 등에 힘입어 특히 선형가속기를 활용한 정위방사선수술기법은 보편화되고 있고 그 적용

대상도 흉부 및 복부 등에 위치하는 체부 병변으로 까지 확대되고 있는 추세이다.

선형가속기에서 발생하는 엑스선을 이용한 정위방사선수술은 소위 감마나이프에서 발생하는 감마선 또는 싸이클로트론에서 발생하는 양성자를 이용한 방사선수술에 비하여 설치 및 운영비용의 저렴성, 기기활용의 범용성 등의 장점이 있는 반면 회전빔을 이용하는 기술이므로 치료위치 결정과 방사선 조사체계의 정밀성 확보가 성공적 시행의 관건이다. 아울러 표적 중심점과 치료계획상 좌표와의 일치성 확인도 중요하다.^{6~9)} 본 연구의 목표는 본 교실에서 1994년 개발 후 임상적용중인 선형가속기형 정위방사선수술 시스템(Green Knife)^{10~12)}의 정확성 및 안정성을 평가를 통한 정도관리 기초자료 확립으로 정하였다.

대상 및 방법

1. 정위기법용 팬텀

자체 개발한 정위기법용 팬텀은 기본 틀 및 선량측정부, 물팬텀부 등의 3 부위로 구성되었다. 기본 틀은 정위 기준기구(Fisher, Germany)가 고정되고 선량부 또는 물팬텀부가 연결된다(Fig. 1). 물팬텀부는 5 mm 두께의 아크릴(Acrylic; C₅H₈O₂, ρ=1.18 g/cm³, 물 대비 ρe (전자밀도)=0.971) 반구형태를 가지며 그 내부를 물로 완전히 채워 최대한의 물 등가성을 갖도록 하였다. Sagittal, coronal 및 oblique 방향에서 필

* 현소속: 원자력병원 방사선종양학과
이 논문은 의료공학기술개발사업(HMP-95-G-1-09)의 지원으로 이루어짐.
이 논문은 2002년 4월 8일 접수하여 2002년 5월 31일 채택되었음.
책임저자: 김일한, 서울대학교 의과대학 치료방사선과학교실
Tel: 02)760-2528, Fax: 02)765-3317
E-mail: ihkim@snu.ac.kr

를 이용한 선량측정이 가능하도록 1/4구로 반분한 부속 물 팬텀부도 갖추었다. 선량측정부는 단층면과 평행한 방향으로 필름을 장착후 선량측정이 가능한 6개의 폴리스티렌 박판(두께 6 mm)이 설치되거나 여러 가지 선량측정기의 장착이 가능한 폴리스티렌 판이 설치될 수 있는 공간이며(Fig. 2), 필름 선량측정을 위한 필름 홀더는 폴리스티렌(polystyrene; C_8H_8 , $\rho=1.044 \text{ g/cm}^3$, 물 대비 $\rho_e=0.969$)으로 구성되었다.

2. 정위방사선수술 시스템(Green Knife)

정위좌표 기준기구를 팬텀에 고정된 상태로 얻은 전산화 단층촬영 또는 뇌혈관조영 영상 자료를 필름 스캐너(RSU-1,

X-ray ScannerCorp., USA)를 통하여 치료계획용 컴퓨터에 입력한다. 전산화단층촬영을 시행하는 경우에는 통상 3 mm의 단층면을 촬영후 전산화단층촬영기에 내장된 전산프로그램을 이용하여 15도 간격으로 12개의 경사면 영상을 재구성하였다. 자체 개발한 PC형 프로그램을 이용하여 수립한 3차원적 방사선수술 계획은 목표병변이 모두 포함된 단층 영상, 경사면 영상을 이용하여 최적화 과정을 확정 후 정위 방사선수술을 시행하였다. 정위적 방사선수술 시스템에 사용된 3차 콜리메이터는 원형의 단면을 갖으며 내경 6 mm 부터 40 mm까지 2 mm 간격으로 구성되어 있다. 40 mm부터 80 mm까지는 4 mm 간격으로 구성되어 있다.

3. 방사선량 측정

선형가속기(2100C, Varian, USA)에서 발생하는 6 MV 엑스선을 사용하여 100 MU를 조사하면서 Farmer형 이온함(Nuclear Enterprise, model 2781, Germany), 0.125 cc 이온함(PTW, T23343, UK), 다이오드 검출기(Nuclear Associates, model 30-493, USA) 및 선량계(Keithley, model 35616, USA)를 사용하여 선량을 측정하였다.

일반적으로 선형가속기의 출력 측정을 위하여는 이온함축과 방사선 축의 방향이 직교하도록 설치하는 것이 일반적이거나 정위적 방사선수술인 경우에는 3차원적 회전빔을 사용함에 따라 이러한 설치가 비현실적이므로 여러 가지 방향에서의 이온함축과 방사선 축의 방향 및 각도에 따른 민감도 측정이 필요하다. 이를 위하여 팬텀에 정위좌표 기준기구를 장착한 후 정위방사선수술 기법의 임상 적용시 환자 위치와 동일한 위치로 팬텀을 설치하였다. 감지부 길이 2.6 cm Farmer형 이온함의 크기로 인한 partial volume effect를 최소화하기 위해서 내경 40 mm인 3차 콜리메이터만을 사용하였다. Farmer형 이온함의 위치를 방사선 축에 수직인 면의 중심점을 기준으로 15° 간격으로 바꾸면서 고정 빔(Fig. 3, 4)



Fig. 1. A Multi-purpose phantom for stereotactic radiosurgery developed in Seoul National University Hospital (SNUH).

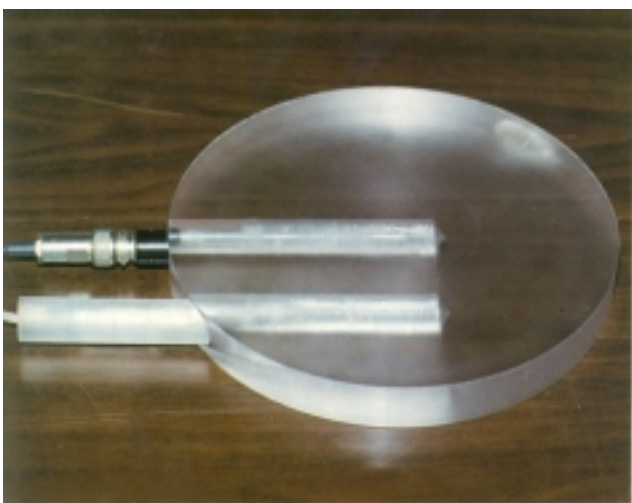


Fig. 2. Dosimetric section of the SNUH-type Multi-purpose phantom. Farmer chamber is placed on isocenter and 0.125 cc ion chamber is placed beside isocenter.

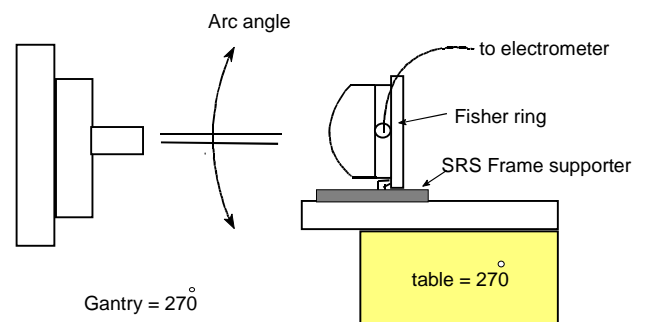


Fig. 3. Foundation and measurement of SNUH-type multi-purpose phantom.

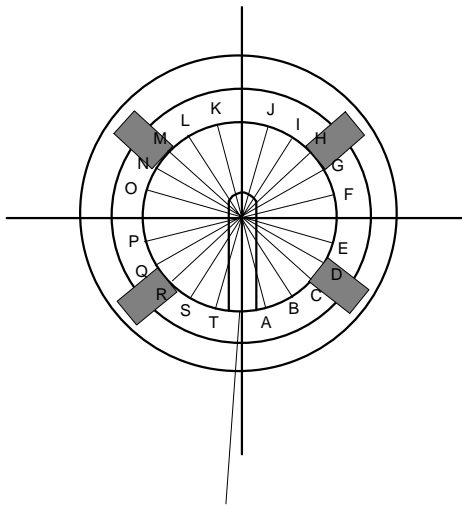


Fig. 4. Top view of SNUH-type phantom with ion chamber for the measurement of setup error about fixed beam.

및 단일 회전빔(Fig. 3)의 선량을 측정하였다. 이때 방사선의 조사방향이 직상부로 정할 경우 물팬텀 최상부에 존재하는 소량의 공기에 의한 비균질성으로 보정이 필요하게 된다. 이러한 불필요한 선량측정상의 영향을 없애기 위하여 방사선을 측방향으로 조사하였다. 즉, 갠트리를 270°에 맞추고 치료대의 위치를 270°에 고정된 채 고정빔 및 단일 회전빔에 대한 측정을 하였다.

또한 고정빔, 20°~100°의 각도를 갖는 단일회전빔, 5개의 회전빔을 연속 사용하는 복합회전빔 조사시(Fig. 5) 회전중심점에서의 선량을 0.125 cc 이온함 및 다이오드 검출기로 측정하였다. 3차 콜리메이터는 내경이 10, 20, 30, 40 mm인 원통형을 사용하였고 내부 감지부의 용적이 작으므로 내경 6 mm, 8 mm인 다중심점 정위방사선수술용 콜리메이터도 사용하였다.

결 과

1. Farmer형 이온함으로 측정한 선량 오차

팬텀내 위치 A, C, E에서(Fig. 4) 측정한 고정빔의 선량 오차는 ±0.1%였으며, A부터 T까지 15° 각도 간격을 둔 위치에서 측정한 선량 오차는 -0.1% ~ +0.2%였다.

팬텀내 위치 A, F, C, K에 이온함을 설치하고 20° 간격으로 20°~100°의 각도를 갖는 단일회전빔의 측정 선량 오차는 회전각도 100°인 경우 최대 0.5%, 그 이하의 회전각도에서는 0.2% 정도였다(Table 1).

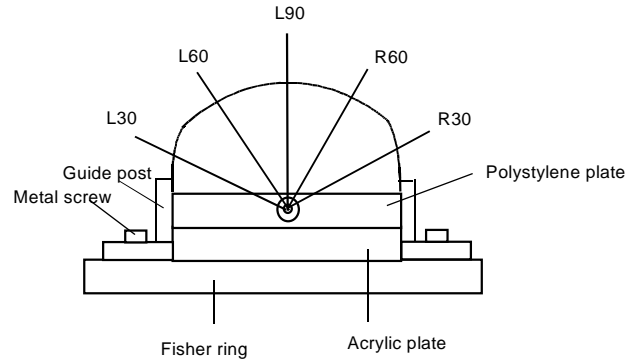


Fig. 5. Top view of the phantom attached with the stereotactic device in the experimental setting. The ion chamber is located in the uppermost position perpendicular to the beam. The angle of the five arcplanes are set by changing the couch angle with 30 degrees gradually.

Table 1. Measured Data during Stereotactic Radiosurgery with a Tertiary Collimator of 40 mm φ using Farmer Chamber

| 팬텀내 이온함 위치 | Gantry arc angle | Reading (10 ⁻⁸ C) | Normalization |
|------------|------------------|------------------------------|---------------|
| A | fixed beam | 1.500 | 1.000 |
| | 20° | 1.498 | 0.999 |
| | 40° | 1.500 | 1.000 |
| | 60° | 1.501 | 1.001 |
| | 80° | 1.505 | 1.003 |
| | 100° | 1.505 | 1.004 |
| F | fixed beam | 1.498 | 1.000 |
| | 20° | 1.501 | 0.998 |
| | 40° | 1.498 | 1.000 |
| | 60° | 1.499 | 1.001 |
| | 80° | 1.501 | 1.002 |
| | 100° | 1.504 | 1.004 |
| K | fixed beam | 1.498 | 1.000 |
| | 20° | 1.498 | 1.000 |
| | 40° | 1.500 | 1.002 |
| | 60° | 1.500 | 1.002 |
| | 80° | 1.501 | 1.002 |
| | 100° | 1.505 | 1.005 |
| P | fixed beam | 1.500 | 1.000 |
| | 20° | 1.498 | 0.999 |
| | 40° | 1.499 | 1.000 |
| | 60° | 1.500 | 1.000 |
| | 80° | 1.505 | 1.004 |
| | 100° | 1.507 | 1.005 |

2. 다이오드 검출기로 측정한 선량 오차

내경이 작은 다중심점 정위방사선수술 콜리메이터(내경 6 mm, 8 mm)를 포함한 모든 크기의 3차 콜리메이터를 사용한 경우, 고정빔의 측정값에 비하여 회전각 100°인 단일 회전빔의 측정값이 약 1.5% 낮았다.

Table 2. Measured data during Stereotactic Radiosurgery with Various Size of Tertiary Collimators and the Arc Angles using Diode Detector

| Tertiary collimator (mm, ϕ) | Arc plane | Reading (10 ⁻⁸ C) | | |
|-----------------------------|-----------|------------------------------|---------|----------|
| | | 60° arc | 80° arc | 100° arc |
| 40 | L90 | 183 | 184 | 183 |
| | L60 | 184 | 185 | 184 |
| | L30 | 187 | 188 | 187 |
| | R30 | 186 | 188 | 186 |
| | R60 | 184 | 184 | 184 |
| 30 | L90 | 178 | 179 | 178 |
| | L60 | 179 | 180 | 179 |
| | L30 | 182 | 184 | 182 |
| | R30 | 180 | 182 | 180 |
| | R60 | 178 | 180 | 178 |
| 20 | L90 | 172 | 173 | 172 |
| | L60 | 173 | 174 | 173 |
| | L30 | 176 | 177 | 176 |
| | R30 | 176 | 176 | 176 |
| | R60 | 172 | 174 | 172 |
| 10 | L90 | 161 | 161 | 161 |
| | L60 | 162 | 163 | 162 |
| | L30 | 165 | 165 | 165 |
| | R30 | 163 | 164 | 163 |
| | R60 | 160 | 161 | 160 |

Table 3. Measured data during Stereotactic Radiosurgery with Various Size of Tertiary Collimators and the Arc Angles using 0.125 cc Chamber

| Tertiary collimator (mm, ϕ) | Arc plane | Reading (10 ⁻⁸ C) | | |
|-----------------------------|-----------|------------------------------|---------|----------|
| | | 60° arc | 80° arc | 100° arc |
| 40 mm | L90 | 0.331 | 0.331 | 0.332 |
| | L60 | 0.332 | 0.332 | 0.334 |
| | L30 | 0.338 | 0.339 | 0.339 |
| | R30 | 0.339 | 0.338 | 0.339 |
| | R60 | 0.333 | 0.334 | 0.334 |
| 30 mm | L90 | 0.323 | 0.323 | 0.324 |
| | L60 | 0.324 | 0.325 | 0.325 |
| | L30 | 0.330 | 0.331 | 0.331 |
| | R30 | 0.330 | 0.329 | 0.331 |
| | R60 | 0.324 | 0.325 | 0.325 |
| 20 mm | L90 | 0.305 | 0.306 | 0.306 |
| | L60 | 0.307 | 0.308 | 0.308 |
| | L30 | 0.313 | 0.313 | 0.314 |
| | R30 | 0.313 | 0.312 | 0.313 |
| | R60 | 0.306 | 0.307 | 0.307 |
| 10 mm | L90 | 0.220 | 0.222 | 0.225 |
| | L60 | 0.222 | 0.225 | 0.229 |
| | L30 | 0.225 | 0.228 | 0.233 |
| | R30 | 0.203 | 0.205 | 0.208 |
| | R60 | 0.193 | 0.196 | 0.198 |

내경 10, 20, 30, 40 mm인 3차 콜리메이터를 사용한 경우, 고정빔의 측정값에 비하여 회전각이 20° 또는 40°인 단일회전빔의 측정값은 약 1% 낮았으며 회전각이 80° 또는 100°인 단일회전빔의 측정값은 약 2% 낮았다.

5개의 회전빔을 사용하는 복합회전빔 조사 조건에서 3차 콜리메이터에 대한 회전각의 크기에 따른 측정값은 Table 2 과 같다. 이 경우, 3가지의 회전각도에서는 L90, L60, L30, R30, R60 등 각 회전빔의 측정값 오차는 무시할 정도였고 (0.5% 이하), 각 회전각에 따른 측정값 오차는 약 ±1%였다. 회전빔 L30과 R30에서의 측정값은 약 1% 높았고 그 이외의 회전빔에서의 측정값은 약 1% 정도 낮았다.

3. 0.125 cc 이온함으로 측정된 선량 오차

0.125 cc 이온함의 길이가 12 mm여서 partial volume effect 로 인한 추가적 측정오차 발생을 없애기 위하여 내경 10 mm 미만인 3차 콜리메이터를 사용하지 않은 점 이외에는, 다이오드 검출기와 동일한 조건에서 내경 10, 20, 30, 40 mm 인 3차 콜리메이터를 사용하여 측정하였다. 내경 10 mm 이하의 3차 콜리메이터를 제외한 경우의 측정값 오차는 약 0.5% 이하였다(Table 3).

고 안

본 연구에서 정위방사선수술에 사용한 CL2100C는 외부 방사선치료에 통상적으로 사용하는 선형가속기이다. 정도관리 규정에 따라 Farmer형 이온함 및 0.125 cc 이온함을 이용하여 표준 물팬텀내에서 측정된 본 연구에서 사용한 선형가속기의 출력오차는 ±0.2% 이내로서 일관성이 좋았다.

정위방사선수술용 선형가속기의 기기적 정확도는 매우 중요하며 이를 위하여 본 교실에서는 자체 제작한 기기적 위치보조장치를 이용하여 광조사야 및 레이저상의 조사중심점 설정에 대한 정도관리를 실시하고 있으며 이를 방사선 조사야로 확인하고 있다. 일반적으로 방사선 조사중심점의 정확도는 콜리메이터 축 및 갠트리 축, 치료대 축 등 3개의 축에 의하여 좌우된다. 콜리메이터 축의 정확도는 정위적 방사선 수술용 3차 콜리메이터(외부 구성물은 스테인레스 강철이며 중심부는 차폐용의 cerrobend임)가 콜리메이터 지지대의 중심에 위치하여야 하며 갠트리의 움직임에 따른 위치 오차가 발생하지 않아야 한다. 그러나 제작상 공차에 의하여 3차 콜리메이터와 콜리메이터 지지대 사이에 발생한 약 0.1~0.2

mm 정도의 간극은 폭 1 cm 길이 3~4 cm 두께 0.1 mm 정도인 플라스틱 접착지를 콜리메이터 주위에 120° 간격으로 부착하여 최소화시켰다. 또한 선형가속기의 빔조사부에서 발생하는 열로 인한 콜리메이터 지지대 및 3차 콜리메이터의 열팽창 결과 발생 가능한 간극의 변화를 최소화하기 위해 2 mm 두께의 모조지를 붙여 선형가속기의 빔조사부와 콜리메이터 지지대 사이의 열 전달을 차단하려 하였다. 이러한 보정후의 콜리메이터 축의 정확도를 확인하기 위하여 X방향 콜리메이터를 -0.1 cm, +0.5 cm (독립턱)으로 고정하고 재선량증가용 판을 사용하지 않은 상태 필름에 100 MU를 조사한 후 180° 회전시켜 다시 100 MU를 필름에 조사함으로써 콜리메이터의 X축에 대한 정확도를 확인하였고 콜리메이터의 Y축에 대하여도 동일 과정을 반복하였다. 갠트리 회전각도에 따른 콜리메이터 축의 정확성을 동일한 방법으로 확인하였고 갠트리 각도를 -0.5° 부터 +0.5° 까지 움직였을 때의 정확성 및 갠트리 위치 0°, 90°, 270°에서의 콜리메이터 축의 정확성에 대해 확인해본 결과, 갠트리 위치 0°에서의 콜리메이터 축의 정밀성이 확인된 경우에는 그 이외의 갠트리 위치에서의 콜리메이터 축의 정밀성은 착오가 없음이 확인되었다.

본 연구에 사용한 다용도 팬텀 부속중 선량측정기를 장착할 수 있는 폴리스티렌 판에는 팬텀의 중앙점을 통과위치 및 중앙점으로부터 3 cm 주변부에 평행되는 위치에 선량측정기를 설치할 수 있도록 제작하였다. 이는 향후 조사중심점(isocenter)의 TMR값을 측정하여 그 측정값의 불확실성을 배제함으로써 실험적인 오차를 줄일 수 있도록 하기 위함이고 두 번째의 선량측정기의 중심점은 정위적 방사선수술의 기계적 정확도 및 빔 측정(TMR 등)의 정도관리가 가능하도록 제작된 것이다(Fig. 2). 물팬텀부는 반구형의 구조로 이루어져 있으며 평면 부위에 선량측정을 위한 폴리스티렌 판을 연결시키게 된다. 기하학적 구조상 선량측정부의 중심점을 기준으로 하였을 때 중심선(Fig. 5의 L90)보다 사선(Fig. 5의 L30 또는 R30)의 깊이가 얇게 되고 이로 인한 측정값의 차이가 나타나는 단점이 있다. 선량측정 후의 결과 해석 시 이 점을 고려해야 한다.

일반적으로 선량측정에 영향을 미치는 인자로는 예열 효과 및 기온, 기압, 습도 등이 있다. 이온함으로 측정하기 전에 이온함과 측정장치가 열 평형에 이르고 전기적으로 안정 되도록 충분히 예열하여야 한다. 주변 공기에 개방된 이온함의 경우엔, 측정 시 이온함 공동내 공기의 질량이 검교정 시의 값으로부터 달라질 수 있다. 측정시의 기온과 기압이 각각 T와 P라면 측정 전류(또는 전하)에 적용될 보정계수 PTP

는 다음과 같고 T₀와 P₀는 각각 기준 기온 (22°C)과 기준 기압(760 mmHg)이다.¹³⁾

$$PTP = \frac{P_0 (273.2+T)}{P (273.2+T_0)}$$

또한 플라스틱이나 나일론 같은 흡습성 재질이 아닌 물질로 이온함의 벽이 구성되어 있는 경우에는 주변 공기의 습도는 이온함의 공동에 생성된 전하에 거의 영향을 주지 않는다.¹⁴⁾ 본 연구에서는 앞의 인자들을 감안하여 측정 및 보정을 하였다.

Farmer형 이온함을 팬텀 위치 A, C, E (Fig. 4)에 설치하고 측정된 고정빔의 선량오차인 ±0.1%는 팬텀 설치상의 기계적 정확도 및 레이저 위치기준 체계의 정확도를 의미한다. 또한 팬텀내 이온함의 위치를 15° 각도 간격으로 변화시키면서 얻었던 측정값의 차이가 ±0.2% 이내로 나타난 것은 레이저 및 조사중심점의 정확도를 의미하게 되므로 앞에서 언급한 필름측정에 의한 기계적 정확도(콜리메이터 축 측정 시 약 0.15 mm) 보다 클 가능성이 있지만 최대 0.5 mm 이하의 정확도를 유지한다고 판단한다. 마지막으로 여러 가지 갠트리 회전각도에 대한 측정 오차가 0.2% 정도인 것과 앞의 세 가지 요소를 모두 고려한다면 전체적인 정확도는 약 0.5% 이내일 것으로 판단한다.

다이오드 검출기로 측정된 측정값의 오차가 2% 정도로 다른 선량측정기에 비하여 다소 크게 나타났던 현상은 다이오드 검출기내의 텅스텐 재선량증가용 캡(tungsten buildup cap)에 대한 경사면 투과(oblique filtration)에 의한 것으로 판단된다. 왜냐하면 회전각도가 큰 경우의 오차가 더 커지는 것을 보면 알 수 있기 때문이다.^{15, 16)} 또한 5종의 회전빔중 사선을 중심으로 하는 회전빔(Fig. 5의 L30 또는 R30) 사용시의 측정값이 1% 정도 크고 중심선을 중심으로 하는 회전빔(Fig. 5의 L90)에서의 측정값이 1% 정도 작게 나타난 것은 기하학적 구조상의 깊이 차이로 인한 것이며 추정되며 향후로 팬텀의 구조를 보완을 통하여 해결하거나 아니면 다수의 측정을 통하여 도출한 통계적인 보정계수를 이용하여 보정해야 할 필요가 있겠다.

0.125 cc 이온함 측정 시에는 다이오드 검출기에서 관찰된 경사면 투과 효과(oblique filtration effect)는 없고 측정값의 오차는 약 0.5% 이하로 확인되었음을 근거로, 내경 14~40 mm 인 3차 콜리메이터를 이용한 출력측정 시에는 다이오드 검출기에 비하여 0.125 cc 이온함이 더 적합한 것으로 판단한다.

정위적 방사선수술 시스템의 경우 문헌상에서 최종적인 공간상의 오차를 1 mm 이하, 선량의 정확도를 2% 이내로

권고하고 있다.^{17~22)} 이러한 공간상의 정확도는 전산화단층촬영 및 뇌혈관조영술 등 영상획득장치의 위치 오차, 의료인의 의학적 판단의 산물인 임상적인 목표범위의 정의, 선형가속기의 기계적 또는 방사선 정확도, 방사선수술 자세 및 조건(setup) 등의 요소로 나뉘어진다. 오차 발생의 다양한 요소 중에서 본 연구에서는 팬텀을 이용하여 정위적 방사선수술 시스템의 기계적 및 방사선 조사선량의 정확도와 방사선수술 자세 및 조건상의 오차를 연구하였으며, 기계적 정확도는 콜리메이터의 정도체계에 의해서 그 오차가 0.5 mm 이하이고 방사선 조사선량의 정확도는 약 1.0% 정도(소수의 경우에는 약 2% 정도)임을 확인하였다.

결론적으로, 본 교실에서 개발한 정위적 방사선수술 시스템과 팬텀을 이용하여 측정된 주어진 목표점에서의 정위적 방사선수술 기법에 의한 방사선 조사선량이 정확하다는 사실을 확인하였으며, 본 연구의 방법 및 결과는 향후 정위적 방사선수술 및 정위적 다분할 방사선치료의 정도관리 작업에 유용하게 이용될 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

1. **Leksell L.** The stereotaxis method and radiosurgery of the brain. *Acta Chir Scand* 1951;102:316-319
2. **Larsson B, Leksell L, Rexed B, et al.** The high energy proton beam as a neurosurgical tool. *Nature* 1958;182:1222-1223
3. **Kjellberg RN, Shintani A, Frantz AG, et al.** Proton beam therapy in acromegaly. *N Eng J Med* 1968;278:689-695
4. **Leksell L.** Cerebral radiosurgery. Gamma thalamotomy in two cases of intractable pain. *Acta Chir Scand* 1958;134:585-595
5. **Betti oo, Derechinsky VE.** Hyperselective encephalic irradiation with linear accelerator. *Acta Neurochir* 1984;33(suppl):385-390
6. **Siddon RL, Barth NH.** Stereotactic localization of intracranial targets. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1987;13:1241-1245
7. **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
8. **Podgorsak EB.** Physics of radiosurgery with linear accelerator. *Neurosurg Clin North Am* 1992;3:9-34
9. **Low DA, Li Z, Drzymala RE, et al.** Minimization of target positioning error in accelerator-based radiosurgery. *Med Phys* 1995;22:443-448
10. **Park CI, Ha SW, Kim IH, et al.** Development of Seoul National University Hospital Radiosurgery System with a Linear Accelerator. Final Report of Seoul National University Co-operation Study in 1991. 1995
11. **Kim IH, Kang WS, Ha SW, et al.** Extracranial Doses with LINAC Stereotactic radiosurgery. *J Korean Soc Ther Radiol Oncol* 1996;14:159-165
12. **Suh TS, Suh DY, Park SH, et al.** Development of 3-D Stereotactic Localization System and Radiation Measurement for Stereotactic Radiosurgery. *J Korean Asso Radiat Prot* 1995;20:25-36
13. **ICRU.** Radiation Dosimetry: Electron Beams with Energies between 1 and 50 MeV, ICRU Rep. 35, Bethesda, ICRU Publications, 1984
14. **Mijnheer BJ.** Variation of response to radiation of a nylon-walled ionization chamber induced by humidity changes. *Med Phys* 1985;12:625
15. **Ji YH, Lee DH, Cho CK, et al.** Development of High Energy Radiation Measurement System with Diode. 1993
16. **Nuclear Associates.** Therapy silicon diode detectors for high energy electrons and photons, Manual, 1989
17. **Friedman WA, Bova FJ.** The University of Florida Radiosurgery System. *Surg Neurol* 1989;32:334-342
18. **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
19. **Flickinger JC, Kondziolka D, Lunsford LD.** Radiosurgery of benign lesions. *Semin Radiat Oncol* 1995;5:220-224
20. **Khan FM.** The physics of radiation therapy. 2nd ed., Baltimore, William & Wilkins, 1994;260-314
21. **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
22. **Johns HE, Cunningham JR.** The physics of radiology. 4th ed., Charles C The mass, 1983

Abstract

Confirmation of the Dose Distribution by Stereotactic Radiosurgery Technique with a Multi-purpose Phantom

Hyung Jun Yoo, M.D., Il Han Kim, M.D., Sung Whan Ha, M.D.,
Charn Il Park, M.D., Sun Nyung Hur, Ph.D. and Wee-Saing Kang, Ph.D.

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

Purpose: For the purpose of quality assurance of self-developed stereotactic radiosurgery system, a multi-purpose phantom was fabricated, and accuracy of radiation dose distribution during radiosurgery was measured using this phantom.

Materials and Methods: A farmer chamber, a 0.125 cc ion chamber and a diode detector were used for the dosimetry. Six MV x-ray from a linear accelerator (CL2100C, Varian) with stereotactic radiosurgery technique (Green Knife) was used, and multi-purpose phantom was attached to a stereotactic frame (Fisher type). Dosimetry was done by combinations of locations of the detectors in the phantom, fixed or arc beams, gantry angles (20°~100°), and size of the circular tertiary collimators (inner diameters of 10~40 mm).

Results: The measurement error was less than 0.5% by Farmer chamber, 0.5% for 0.125 cc ion chamber, and less than 2% for diode detector for the fixed beam, single arc beam, and 5-arc beam setup.

Conclusion: We confirmed the accuracy of dose distribution with the radiosurgery system developed in our institute and the data from this study would be able to be effectively used for the improvement of quality assurance of stereotactic radiosurgery or fractionated stereotactic radiotherapy system.

Key Words: Stereotactic radiosurgery, Phantom, Dose distribution, Quality assurance