

방사선수술시 정위적좌표의 치료위치에서의 확인

단국대학교병원 치료방사선과

김상환 · 김백규 · 류지옥 · 김영호

I. 서 론

선형가속기를 이용한 정위적 방사선수술은 다른 방사선수술 방법들과 마찬가지로 동장액 기형 등의 두개 내 여러 종류의 양성 및 악성 병소에 쓰일 수 있으면서도 감마나이프를 이용한 방사선수술에 비해 비용이 적게 들고 범용성이 좋다는 장점이 있다.

그러나 설치과정이 복잡하고 지속적인 Q. A (Quality Assurance)가 요구되는 단점도 있다.

특히 여러 개의 isocenter를 이용하여 불규칙한 모양의 종양을 동선량곡선 내에 포함시키고 인접위험장기의 선량을 줄여주는 복합한 치료 계획을 시행할 수 있지만 실제 방사선수술시의 두개 내 표적의 isocenter가 치료계획에서 구한 좌표와 일치하는지, 즉 치료계획과 같이 실제 방사선조사가 이루어지는지를 모의 치료위치에서 직접 확인하는 일이 중요하다.

본 실험에서는 혈관촬영용 localizer를 이용하여 치료위치에서의 표적좌표를 확인함으로써 방사선수술의 정확성과 안정성을 기하고자 하였다.

II. 실험재료 및 방법

1. 실험재료

- Linac 1800(Clinac 1800 Varian사, USA)

- Fischer system(독일)

- collimator : 직경 2, 5, 7, 9, 11, 13, 15, 17, 20, 23 mm(그림 1)
- CT localizer
- head ring 및 혈관촬영용 localizer(그

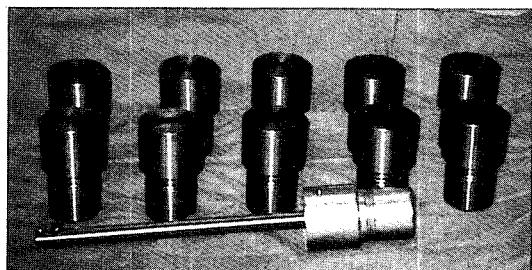


그림 1. 방사선수술용 collimators

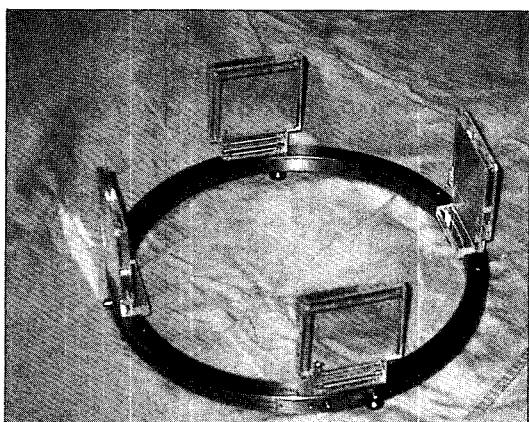


그림 2. Head ring 및 혈관촬영용 localizer

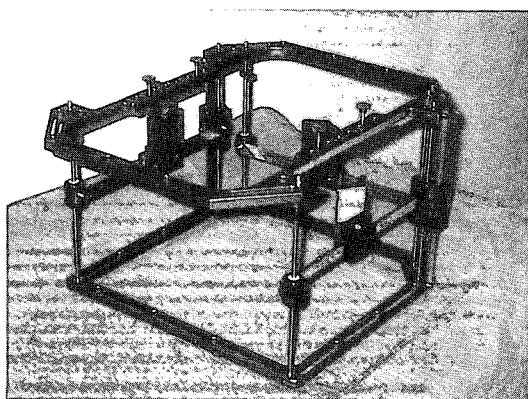


그림 3. Target positioner

림 2)

- target positioner(그림 3)
- planning computer 및 program
- 두부 인체펜텀

2. 실험 방법

(1) 먼저 laser와 실제 선속(beam)과의 정확성을 알아보기 위해 직경 2 mm collimator를 끼우고 선량측정용 필름의 중앙에 가는 실핀을 꽂아 놓고 필름이 치료대면과 직각되게 세워 놓은 후 치료대 각도를 0° 로 고정시키고 gentry 각도를 0° , 30° , 60° , 90° , 120° , 345° , 330° 로 회전하면서 조사한다(그림 4). 다음은 선량측정용 필름의 중앙에 가는 실핀을 꽂아 놓고 필름이 치료대면에 수평되게 한 후 gentry 각도를 90° 로 고정시키고 치료대 각도를 0° , 30° , 60° , 90° , 345° , 330° 로 회전하면서 조사한다(그림 5).

그림 4, 5와 같이 실핀에 의한 구멍과 collimator를 통하여 나온 실제 선속(beam)의 음영과의 오차를 확인한 후 0.5 mm 이상 오차가 생기면 laser를 조정 후 같은 방법으로 다시 측정하여 오차를 0.5 mm 이내로 만든다.

(2) 두부 인체펜텀의 조각들 사이에 그림 6와 같이 선량측정용 필름을 넣고 이 필름면에 가

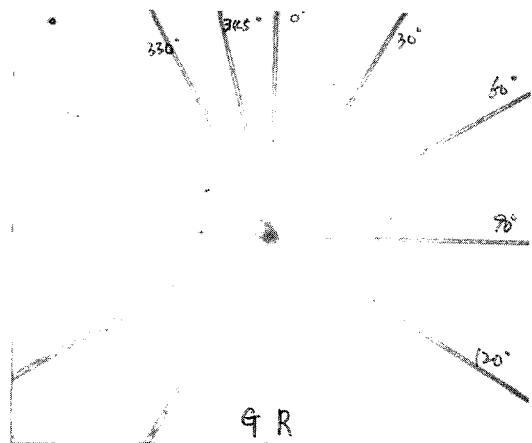


그림 4. Gentry rotation 필름

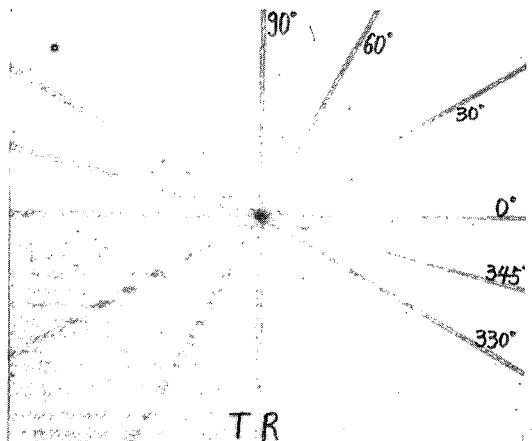


그림 5. Table rotation 필름

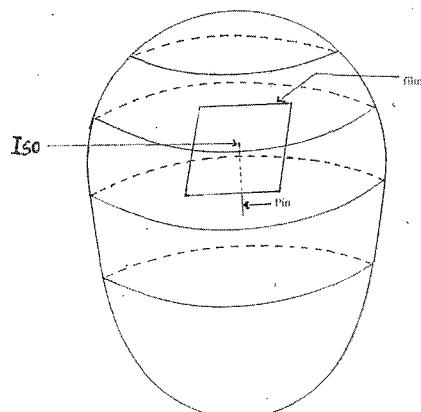


그림 6. 두부 인체펜텀의 모식도

는 침의 끝을 꽂은 상태에서 조각들이 움직이지 않도록 단단하게 묶고 방사선수술용 head ring에 고정시킨 후 전산화단층촬영용 localizer를 달아 CT촬영을 한다. CT 영상을 optic disk를 이용하여 치료계획용 컴퓨터에 영상을 띄우고 필름이 가는 침에 의해 뚫린 표적점을 isocenter로 하여 정위적좌표를 구한다(그림 7).

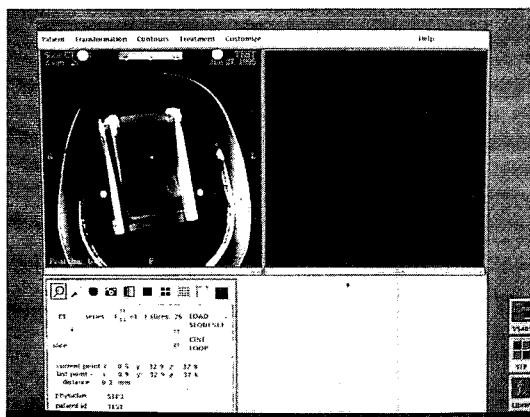


그림 7. 가는 침의 끝에 필름이 뚫린 가상적 표적점을 컴퓨터로 획득한 영상

(3) 두부 인체펜텀을 선형가속기의 치료대에 고정시키고 target positioner를 이용하여 앞에

서 구한 표적점의 정위적좌표에 laser의 iso-center를 일치시킨 후 head ring에 혈관촬영용 localizer를 달고 전후와 좌우방향에서 L-gram 을 촬영한다. 먼저 2 mm의 collimator를 끼우고 조사 한 후 full field로 조사한다.

이 필름들을 현상하여(그림 8, 9) 2 mm collimator를 통하여 나온 선속(beam)으로 형성된 흑화된 부분의 중심과 헬관촬영용 localizer의 표식들을 digitizer를 이용하여 각각 치료계획용 컴퓨터에 입력시켜 isocenter의 정위적좌표를 구한다. 이 좌표와 앞에서 CT영상에서 구한 좌표를 비교하여 오차가 있으면 CT영상에 서 구한 좌표를 기준으로 교정한다.

(4) CT영상에서 얻은 좌표와 L-gram에서 얻은 좌표의 비교

좌 표	X	Y	Z
CT 영상에서 얻은 좌표	-0.4	-33.6	41.2
L-gram에서 얻은 좌표	-0.61	-34.46	41.63
오 차	-0.21	-0.86	0.43

위의 표에서 X, Z축의 오차는 0.5 mm 이내로 비교적 잘 일치하였으나 Y 축은 -0.86 mm의 오차가 있어 +0.86 mm 만큼 교정 후 치료

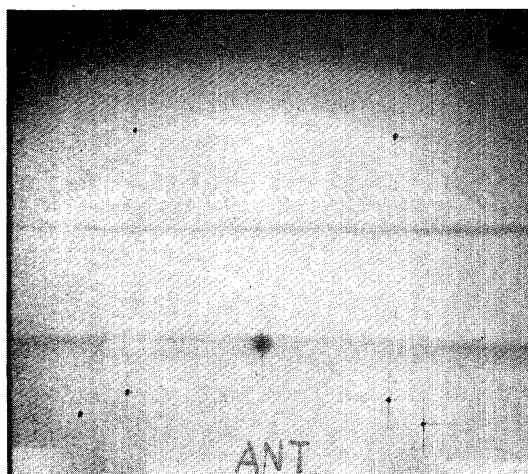


그림 8. 혈관촬영용 localizer를 이용해서 촬영한 전후 방향의 L-gram

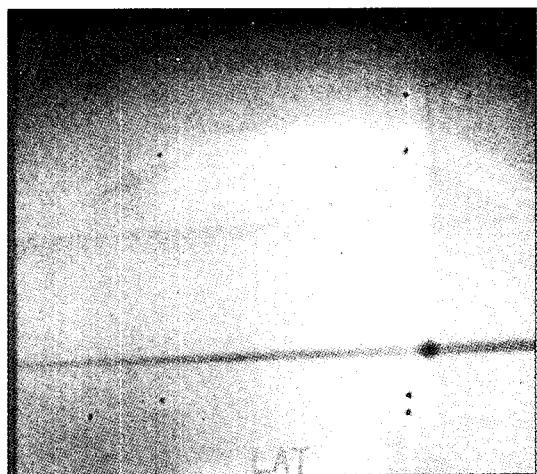


그림 9. 혈관촬영용 localizer를 이용해서 촬영한 좌우방향의 L-gram

를 시행하였다. 여기서 오차값이 0.5 mm 이하인 경우는 수정과정에서 있을 수 있는 또 다른 오차가 발생할 수 있으므로 교정하지 않고 치료를 시행하였다.

(5) 정위적 방사선수술 시행

- 2 mm collimator
- Gentry 각도 : $20^\circ \sim 140^\circ$
- 치료대 각도 : $0^\circ, 30^\circ, 330^\circ$
- MU : 각각 60 cGy

(6) 조사가 끝난 후 두부 인체펜톰 속에 있는 선량측정용 필름을 현상하여 가는 침에 의해 뚫린 구멍과 방사선조사로 이루어진 흑화된 부분과의 일치여부를 확인한다.

III. 결 과

두부 인체펜톰을 이용한 정위적 방사선수술을 시행한 후 펜톰속에 삽입했던 필름을 현상해 본 결과 가는 침에 의한 구멍의 표적점과 정위적 방사선수술에 의한 선량분포의 중심이 0.3 mm의 오차로 잘 일치했다(그림 10).

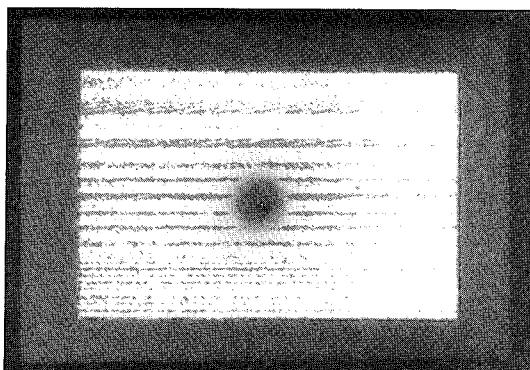


그림 10. 치료 후 인체펜톰속의 필름을 현상한 사진

IV. 고찰 및 결론

정위적 방사선수술시에 target volume은 3차

원적으로 정확하게 정의되어야 하고 실제 방사선량분포가 target volume과 가능한 한 일치해야 하며 방사선량이 target volume 밖에서는 급격하게 감소해야 한다. 따라서 정위적 방사선수술 system은 정위적 좌표계상의 어떤 점에 1 mm 이내의 오차로 방사선을 정확하게 조사할 수 있도록 설치하고 그러한 상태를 유지할 수 있도록 지속적인 Q.A를 시행하는 것이 필요하다. 특히 시삭, 뇌간 등이 치료범위로부터 수 mm 이내에 있을 경우에 실제 선량분포가 치료계획과 차이가 생길 경우 큰 방사선 장애를 초래할 수도 있으므로 이 과정이 더욱 중요해진다.

Q.A의 전제가 되는 것은 선형가속기의 isocenteric alignment의 안정성이다. 만일 어떤 gantry각에서 상당한 misalignment가 있는 경우 그에 따르는 선량분포가 방사선치료계획에 의해 결정된 것으로부터 상당히 벗어날 수 있으며, 특히 target volume의 지름이 10 mm 미만인 경우 중대한 문제가 될 수 있다. 또한 치료계획과 정위적좌표를 반드시 두 명 이상이 교차 확인해야 한다. 실제적 Q.A의 기본적인 방법으로는 Lutz 등이 기술한 linac target point simulator를 사용하여 선형가속기의 mechanical isocenter를 확인하는 과정이 있고 선량측정용 필름을 이용하여 선형가속기의 gantry 회전시와 치료대 회전시에 beam-axis의 isocentric accuracy를 관찰하고 부정확할 경우는 교정하는 과정이 있다. 실제 환자치료시 Q.A의 기본과정을 매번 시행해야하고 기본적 isocentric alignment의 확인 외에 여러 가지 요인들에 의한 오차를 방사선수술시행 직전에 치료위치에서 직접 탐지하고 교정해 줄 수 있다면 예기치 않은 실수를 방지할 수 있다.

본 실험을 통하여 방사선수술시 isocenter의 치료위치에서의 확인을 통해 치료시 예기치 못한 실수나 오차의 가능성을 줄이고 우리가 사용하고 있는 system의 정확성과 안정성을 높일 수 있었다.

참 고 문 헌

1. Siddon RL, Barth NH. Stereotaxic localization of intracranial targets. *Int J Rad Oncol Biol Phys* 1987 ; 13
2. Phillips MH, Frankel KA, Lyman JT, et al. Heavy charged-particle stereotactic radiosurgery ; cerebral angiography and CT in the treatment of intracranial vascular malformations. *Int J Rad Oncol Biol Phys* 1989 ; 17
3. Segaro CF, Lewin AA, Houdek PV, et al. stereotactic target point verification of an x ray and CT localizer. *Int J Rad Oncol*
- Biol Phys 1991 ; 20
4. Flickinger JC. dosimetry and dose-volume relationships in radiosurgery. In : Alexander E, Loeffler FS, Lunsford LD, eds. *Stereotactic Radiosurgery*. McGraw-Hill Inc. 1993 ; 31-41
5. Lutz W, Winston KR, Maleki N. A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. *Int J Rad Oncol Biol Phys* 1988 ; 14
6. Tsai FS, Buck BA, Svensson GK, et al. Quality assurance in stereotactic radiosurgery using a standard linear accelerator. *Int J Rad Oncol Biol Phys* 1991 ; 21