

## 정위방사선수술 시스템의 임상 적용을 위한 QA

조병철, 오도훈, 배훈식

한림대학교 의과대학, 강동성심병원 치료방사선과

BRW 정위프레임을 사용하여 정위방사선수술을 시행하기 위해 1) 정위방사선수술용 원형 콜리메이터, 2) 혈관조영술을 통하여 치료 위치 결정을 위한 localizer, 3) 결정된 치료위치를 치료기에서 조준하기 위한 target localizer, 4) 정위방사선수술용 컴퓨터 치료계획 시스템으로 구성되는 정위방사선수술 시스템을 개발하였다. 본 연구에서 저자들은 자체 개발한 정위방사선수술 시스템의 임상 적용에 앞서, 인체 모형 팬텀 및 QA용 팬텀을 사용하여 일련의 모의 치료를 시행하여 봄으로써 위치 오차의 정도를 평가하고자 하였다. 실험결과, 1)기하 팬텀을 이용한 컴퓨터 치료계획 시스템의 위치 확인 정확도는 평균값,  $Avg. = \sqrt{(\Delta AP)^2 + (\Delta LAT)^2 + (\Delta VERT)^2}$ 이 1.0mm이었으며, 2)치료기의 중심점의 기계적 정밀도는  $0.6 \pm 0.2$  mm, 3) 컴퓨터단층촬영 및 혈관조영술을 이용한 가상 타겟의 위치 계산의 차이는 0.8 mm, 크기 차이는 1.5 mm로 분석되었고, 4)전 치료과정에 대한 위치오차는  $0.9 \pm 0.3$  mm로 나타났다. 이들 결과를 종합해 볼 때, 저자들이 개발한 정위방사선수술 시스템의 기하학적 위치에 대한 정확도는 임상 적용에 적정 범위 안에 포함되는 것으로 확인하였다. 그러나 이러한 정확도의 유지를 위해서는 정기적인 QA가 필수적이라 하겠다.

중심 단어 : 정위방사선수술, 치료계획, Target Localization

### 서 론

본 병원에서는 BRW 정위프레임을 사용하여 정위방사선수술(Stereotactic Radiosurgery; SRS)을 시행하기 위해 1) 정위방사선수술용 원형 콜리메이터, 2) 혈관조영술을 통하여 치료 위치 결정을 위한 localizer, 3) 결정된 치료위치를 치료기에서 조준하기 위한 target localizer, 마지막으로 4) 정위방사선수술용 컴퓨터 치료계획 시스템(LinaPel로 명명)으로 구성되는 정위방사선수술 시스템을 개발하였다.

정위방사선수술이 성공적으로 이루어지기 위해서는 계획한 방사선량을 정해진 위치에 정확히 조사하여야 한다. 이를 위해서는 치료 과정 중 발생할 수 있는 기하학적 정확성의 평가를 통하여 1) 치료 위치의 정확한 결정 및 치료중심점에의 치료기의 정확한 조준, 2) 조준된 위치에 정확하게 방사선이 조사되기 위해서는 치료기의 기계적 정밀도를 검증하여야 한다.

본 연구에서 저자들은 자체 개발한 정위방사선수

술 시스템의 임상 적용에 앞서, 인체 모형 팬텀 및 QA용 팬텀을 사용하여 일련의 모의 치료를 시행하여 봄으로써 위치 오차의 정도를 평가하고자 하였다.

### 대상 및 방법

#### 1. 정위방사선수술 시스템 제작

##### 1) 원형 콜리메이터 제작

정위방사선수술의 특징 중 하나는 치료면 경계 부위에서의 급격한 선량변화, 즉 반음영(penumbra)이 적다는데 있다. 이를 충족시키기 위해 방사선 조사면의 경계부위에서 치료영역과 차폐영역간의 선량 변화를 극대화시킬 수 있도록 콜리메이터의 내경(10-50 mm, 2 mm 간격)을 빔의 divergence에 맞게 경사가 지도록 제작하였다. 콜리메이터의 재질은 저용점합금(cadfree)을 사용하였고, 길이는 10cm로

제작하였다.

2) 혈관조영술(Angiography)용 Localizer 제작

동정맥기형(AVM) 병변의 위치 및 크기 확인을 위해서는 혈관조영술에 의한 진단이 가장 정확한 것으로 알려져 있으며, 혈관조영사진 촬영 시 타겟의 위치 좌표 결정을 위해 BRW 정위프레임에 부착시킬 수 있는 localizer를 제작하였다. localizer는 육면체 모양으로 앞, 뒤면 과 양 측면에는 6cm 간격의 사각 모서리에 radiopaque fiducial marker를 부착하였다.

환자의 PA(posterior/anterior) 방향 및 RL(right/left) 방향에서 촬영한 혈관조영 X선 사진에 의한 target localization 이 가능하며 이때, 두 필름이 반드시 수직일 필요가 없이 localization이 가능한 Siddon 등<sup>1)</sup>의 알고리즘을 사용하여 구현하였다.

3) 정위방사선수술용 컴퓨터 치료계획 시스템

본 저자들이 데이터 가시화 툴인 IDL(Research Systems Inc., 미국)을 사용하여 개발한 정위방사선수술용 컴퓨터 치료계획 시스템인 LinaPel 은 이미

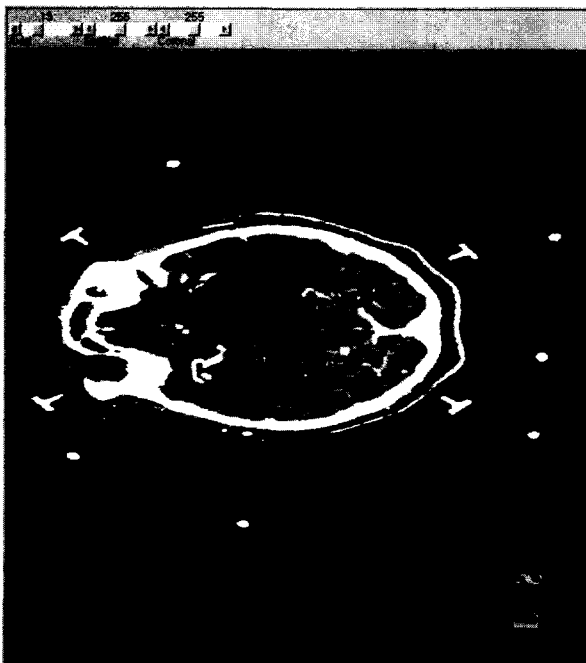


Fig. 1. 3D dose display in LinaPel; the in-house radiosurgery treatment planning system.

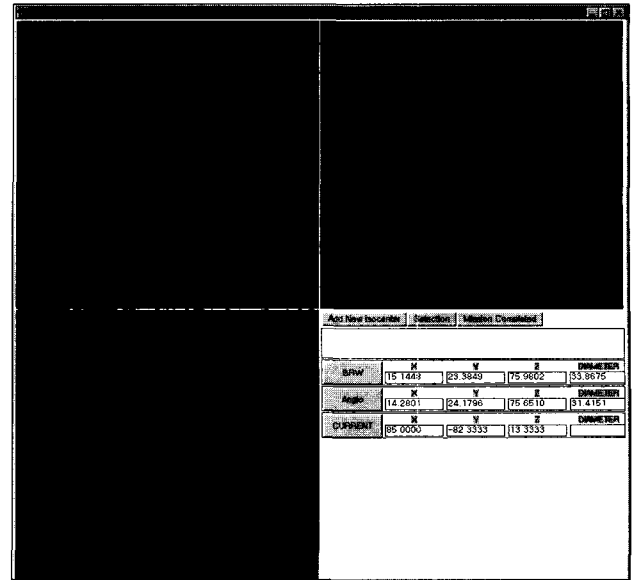


Fig. 2. GUI of LinaPel to determine the size and the position of target using CT data and Angiography.

자세히 소개된 바 있다<sup>2)</sup>.(Fig. 1)

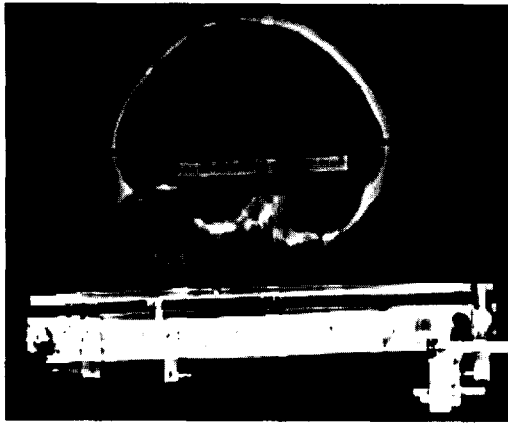
Fig. 2는 컴퓨터단층촬영 사진 및 혈관조영촬영사진을 통하여 병변의 중심과 크기를 상호 비교하여 치료중심점의 조정이 가능하도록 구현된 LinaPel의 사용자인터페이스를 보여주고 있다.

2. 실험

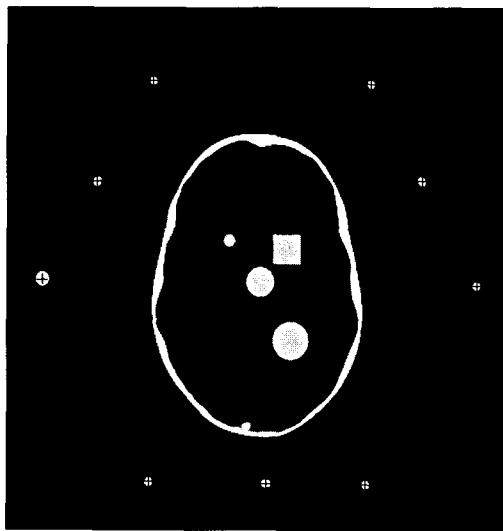
1) 기하 팬텀(geometric phantom, Radionics, 미국)을 이용한 컴퓨터 치료계획 시스템의 위치 확인 정확도 평가

Table 1. A set of ball test positions for verifying accuracy of mechanical isocenter.

Target No.	Gantry (degrees)	Couch (degrees)
1	90	0
2	270	0
3	30	45
4	130	45
5	240	315
6	330	315
7	240	270
8	330	270



(a)



(b)

Fig. 3. CT scan images of the geometric phantom, (a) a scout image, (b) an axial image.

Radionics사의 기하 팬텀은 팬텀 내 지정 위치에 사각기둥, 구, 실린더, 원뿔을 위치시키고, 이를 컴퓨터 단층촬영사진을 통해 치료계획 프로그램 상에서 계산된 위치가 얼마나 정확한 지를 평가할 수 있도록 제작되어 있다. 이 팬텀을 3mm 간격으로 컴퓨터단층촬영을 실시한 후, Linapel을 사용하여 각 물체의 위치 좌표를 계산하여, 그 결과를 실제 값과 비교하였다.

## 2) 치료기 중심점의 기계적 정밀도

직경 10mm 스텐레스 스틸 볼을 치료테이블에 고

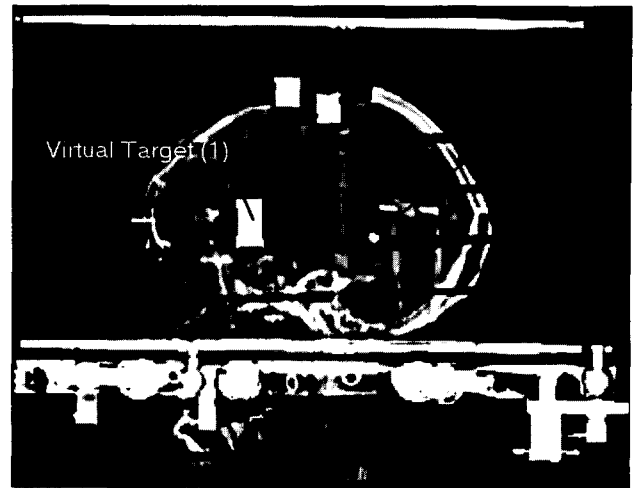


Fig. 4. CT scout image of virtual targets located inside of anthropomorphic phantom; virtual target (1) made of barium powder, virtual target (2) of tungsten ball.



Fig. 5. Lateral angiography of virtual targets embedded in anthropomorphic phantom.

정시킨 후, 직접 치료 중심점에 위치시키고 Table 1 과 같이 갠트리, 치료 테이블을 회전시켜 입사 빔의 방향을 변경해 가며 필름에 방사선을 조사하여 가상 타겟인 스텐레스 스틸 볼과 입사 빔이 동심 축 상에 위치하는지를 확인해 보았다.

## 3) 뇌혈관조영술용 Localizer의 정확도 및 치료계획시스템에 의한 위치 계산의 정확도 평가

인체모형 팬텀 내에 바륨분말(타겟(1))과 텅스텐 볼(타겟(2))을 이용한 두 개의 가상 타겟을 위치시키

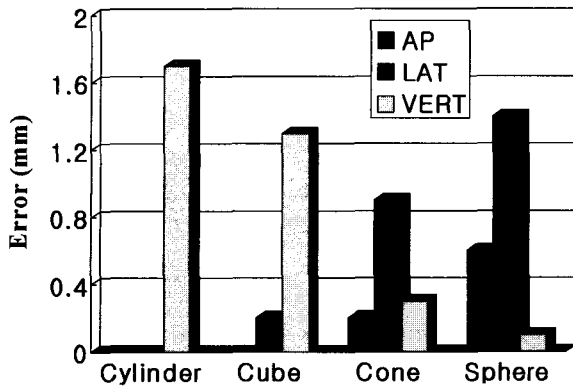


Fig. 6. Geometrical phantom errors in each direction of three orthogonal axis.

고(Fig. 4), 컴퓨터단층촬영 및 혈관조영촬영(Fig. 5)을 실시하였다. 컴퓨터단층촬영 사진으로부터 가상 타겟의 위치와 크기를 얻어내고 이를 혈관조영사진을 이용하여 얻은 가상 타겟의 위치 및 크기와 서로 비교하였다.(Fig. 2)

4) 전 치료과정에 따른 오차

실제 치료에서와 동일한 조건으로 인체모형 팬텀 내에 위치한 텅스텐 볼(가상 타겟(2))의 위치를 컴퓨터단층사진을 이용하여 LinaPel로부터 구한 후, 치료용 localizer를 사용하여 치료중심점에 위치시키고 ball test를 시행하였다.

**결 과**

1) 기하 팬텀을 이용한 컴퓨터 치료계획 시스템의 위치 확인 정확도 평가

LinaPel에 의해 계산된 기하 팬텀내 각 물체의 세 방향에 대한 좌표의 오차를 Fig. 6에 그래프로 나타내었으며, 이로부터 평균 오차<sup>3)</sup>,

$$Avg. = \sqrt{(\Delta AP)^2 + (\Delta LAT)^2 + (\Delta VERT)^2}$$

는 1.0 mm 이었다.

2) 치료기 중심점의 기계적 정밀도

ball test 시행으로부터 얻은 X선 사진을 Fig. 7

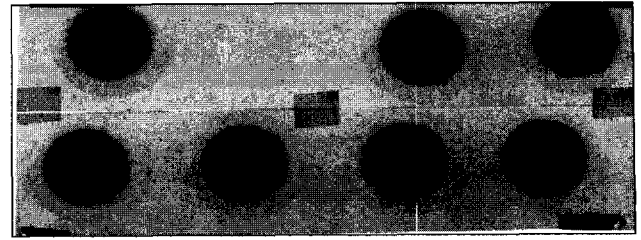


Fig. 7. Results of ball test outlined in Table 1.

Table 2. positional difference of virtual target(1) defined by angiography and CT.

	CT(mm)	Antigraphy (mm)	Difference (mm)
X	15.1	14.5	0.6
Y	23.4	23.9	0.5
Z	76.0	75.7	0.3
Target Size	33.9	32.4	1.5

에 나타내었고, 분석 결과, 빔 중심과 타겟 중심간의 오차는  $0.6 \pm 0.2$  mm로 정위방사선수술에 적합한 정밀도를 보여 주었다.

3) 뇌혈관조영술용 Localizer의 정확도 및 치료계획시스템에 의한 위치 계산의 정확도 평가

컴퓨터단층촬영 및 혈관조영촬영을 통해 얻은 가상 타겟(2)의 LinaPel을 통해 분석된 위치 및 크기에 대한 비교가 Fig. 2의 3개의 윈도우상에 axial, sagittal, coronal 방향으로 구분되어 전시되어 있고, 그 오차는 Table 2에 나타내었다.

4) 전 치료과정에 따른 오차

가상 타겟(2)에 대한 분석 결과, 전 치료과정에 따른 위치오차는  $0.9 \pm 0.3$  mm로 나타났다. 이 값은 일반적으로 정위방사선수술 시 허용되는 2mm 오차 내에 포함되는 결과이다<sup>4)</sup>.

**고안 및 결론**

일반적인 방사선 치료와 달리 정위방사선수술은 평

균 3 cm 정도의 작은 크기의 병변을 대상으로 하고, 방사선에 매우 민감한 조직이 근접해 있는 경우가 흔하며, 또한 대량의 방사선이 일시에 조사되기 때문에 높은 정밀도가 요구한다. 외국의 사례를 통하여 보면, 전 치료과정에 수반되는 위치오차의 허용치는 2mm 로써<sup>5)</sup> 이를 위해서는 임상적용에 앞서 엄밀한 사전 분석이 선행되어야 한다.

본 연구에서는 저자들이 개발한 정위방사선수술 시스템에 대해, 치료의 전 과정을 인체모형팬텀 및 QA용 팬텀을 통하여 재현해 봄으로써 치료에 수반되는 기하학적 오차를 평가하고, 임상 적용에 적정 범위 안에 포함되는 것으로 확인하였다. 그러나 이러한 정확도의 유지를 위해서는 정기적인 QA가 필수적이라 하겠다. 또한 추후에 방사선량의 정확성, 즉 절대선량 및 상대선량에 대한 평가 및 분석이 필요하다 하겠다.

## 참고문헌

1. Siddon R.L., Barth N.H.: Stereotactic localization of intracranial targets. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 13:1241-1246 (1987)
2. 조병철, 오도훈, 배훈식: 뇌정위 방사선수술을 위한 컴퓨터치료계획시스템의 개발. *의학물리* 8:17-24 (1997)
3. AAPM Report 54: *Stereotactic Radiosurgery: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 42.* American Institute of Physics Inc., Woodbury, NY (1995)
4. Yeung D., Palta J., Fontanesi J., et. al.: Systematic analysis of errors in target localization and treatment delivery in stereotactic radiosurgery. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 28:493-498 (1994)
5. Schell M.C., Wu A.: External beam stereotactic radiosurgery physics. Smith A.R.: *Radiation Therapy Physics.* Springer-Verlag, New York, NY (1995), pp. 193-207

## QA of a stereotactic radiosurgery system for clinical application

Byung Chul Cho, Do Hoon Oh, Hoonsik Bae

*College of Medicine, Hallym University*

*Dept. of Radiation Oncology, Kangdong Sacred Heart Hospital*

We developed a stereotactic radiosurgery system which is comprised of 1) collimators with small circular aperture, 2) an angiographic target localizer, 3) a target localizer used for alignment of planned target position with isocenter of treatment machine, and 4) a treatment planning system named LinaPel.

In this study, we performed a series of treatment simulations to specify and analyze geometrical errors contained our in-house radiosurgery system.

As results, 1) using Geometrical Phantom(Radionics,USA), the accuracy of target localization by LinaPel was determined as  $Avg. = \sqrt{(\Delta AP)^2 + (\Delta LAT)^2 + (\Delta VERT)^2} = 1.0$  mm, 2) the accuracy of mechanical isocenter was found out to be  $0.6 \pm 0.2$  mm, 3) the positional difference of target localization which determined by CT and angiography was 0.8 mm, and their size difference was 1.5 mm, and 4) the positional error during whole treatment was found out to be  $0.9 \pm 0.3$  mm. With these results, we concluded that our in-house radiosurgery system can be used clinically. However, these range of accuracies need periodical quality assurance strongly.

**Key Words : Stereotactic radiosurgery, Treatment planning, Target localization**