

정위적 방사선수술용 X-Knife 시스템의 의학물리적 QA에 관한 연구

고신대학교 의학부 의예과, 치료방사선과,* 진단방사선과#
유명진, 엄하용,* 조영덕#

Study of Medical Physics QA for X-Knife Stereotactic Radiosurgery System

Myung Jin Yoo, Ph. D., Ha Yong Yum, M. D.,* Young D. Joh, M. D.#

Department of Premedical Science, Radiation Oncology, Diagnostic Radiology#*

— Abstract —

By virtue of the stringent requirements on the accuracy in numerical and spatial dose delivery to the target volume in radiosurgery, it is obvious that a quality assurance(QA) program has to be in place wherever radiosurgery is used clinically. From a technical point of view, stereotactic radiosurgery consists of a chain of two single procedures. The two procedures are : (a) stereotactic target localization QA ; (b) treatment setup QA. Each of these procedures were tested by a separate QA program. The error of stereotactic target localization was within $\pm 0.3\text{mm}$ compared to the value of specific Radionics Software Application (RSA) CT phantom. And the error of treatment setup verifying was within 1.2mm .

*** Key Words** : stereotactic radiosurgery, target localization QA, treatment setup QA

서 론

정위적 방사선수술이란 머리내부의 병소를 치료하기 위해 두개골을 열지 않고 집중적으로 병소에만 방사선이 도달하게 하고, 주위 정상조직을 안전하게 보호함으로써 병소를 외과적 수술에 의해 도려내는 것과 같은 효과를 얻는 기술을 말한다.^{1,2,3,5,6,7,9)}

본원에서 사용하게 된 X-Knife 시스템은 선형가속기에 기초한 시스템으로써, 선형가속기에서 나오는 X-선은 정위적 target 위치 기구에 의해 조준되고, 정확하게 겨냥되어서 머리내부의 병소에 집중된다. X-선이 여러 각도에서 여러 개의 부채꼴 형태로 조사되므로 주위를 둘러싼 정상세포에는 적은 효과를 주는 반면에 목표물에 집중적으로 충격을 준다.

X-Knife 시스템을 이용한 방사선수술로 치료할 수 있는 병은 뇌혈관 질환, 머리 내의 양성종양과 악성종양, 두경부의 재발성 악성종양, 그리고 파킨슨씨병, 간질 등과 같은 기능성 질환등이다.

X-Knife 기구는 현대 촬영 기술(CT, MRI, Angio 등등)에 기반을 두고 신체내부의 목표물을 정확하게 찾아야 하고, X-Knife 컴퓨터는 강력한 3차원 그래픽상에서 고도의 계산기능을 수행하고 아무리 복잡한 경우의 목표일지라도 X-선이 쉽게 목표물을 찾을 수 있어야 한다. 영상 진단검사에서 나온 자료들을 컴퓨터에 입력한 후 머리 속의 각종 구조물들과 병변의 위치를 입체적으로 재구성 하고, 방사선을 어느 방향으로 어떻게 조사하는 것이 가장 적절한지와 방사선 조사범위, 병소에 주어야 할 방사선 양과 주변 중요한 뇌조직에 가는 방사선의 양 등을 고려하여 컴퓨터 치료계획을 완료하는 절차를 따르게 된다. 따라서 방사선수술 시행의 복잡성 때문에 X-Knife 시스템은 고도의 정확도로 목표물에 X-선이 도달될 것을 요구하고 있다.

본 연구의 목적은 본원에 도입된 X-Knife 시스템을 환자에 적용하기 전에 X-Knife 시스템의 엄격한 Quality Assurance(QA) test에 의해 정확도의 정도를 분석하고 또한 본원의 시스템에 적합한 QA 절차를 고안하고 그 결과를 보고하고자 하는 것이다. 정위적 방사선수술에 있어서 QA는 방사선 종양학 뿐만 아

니라 신경외과 분야 및 진단방사선 분야에서도 필수적으로 요구되는 다학문적인 규제 프로그램이다.¹¹⁾ 본 연구에서 초점을 맞추고 있는 것은 단지 의학물리적 QA에 관한 것임을 밝혀둔다. QA 고안은 다음 세 단계에 응용된다: ① 가능한 위험인자 해석에 근거한 정위적 방사선수술 절차의 방법론; ② 매 시술에 대한 QA; ③ 정기적인 QA.

본 연구에서는 QA test를 정위적 target 위치 QA와 시술 setup QA 부분으로 나누어서 시행 하였다. 정위적 target 위치 QA test의 목적은 X-Knife 시스템과 scanning, 영상자료 변환 및 좌표확인에 대한 절차가 정확한지를 측정하는 것이다. RSA CT phantom 내의 각 구조물(원통, 정육면체, 원, 구) 들의 위치에 대한 비교가 X-Knife 시스템을 이용하여 이루어졌다. 여기서 CT phantom의 각 구조물들의 위치는 이미 정밀하게 알려져있다. 이 QA test는 자료변환, 변환방정식, 인체의 윤곽을 그리는 도구, 그리고 3차원 전시에 관한 완전한 QA test를 제공해 준다. 시술 setup QA test의 목적은 다음과 같다. 방사선수술은 선형가속기의 isocenter에 대해서 target 좌표가 얼마나 정밀하게 위치하느냐에 의존하기 때문에 시술 setup 시스템의 받아들일 수 있는 한계를 측정하는 것이 이 QA test의 목적이다. 선형가속기 시스템이 갖고있는 고유의 오차를 고려하고 X-Knife 시술 setup 기구의 target 좌표가 선형가속기 isocenter에 대한 최대 편차를 측정하여 받아들일 수 있는 오차 범위인지를 분석하고, 만일 그렇지 않다면 선형가속기 시스템이나 시술 setup 시스템에 대한 조정을 필요로 한다.

재료및 방법

1) 정위적 target 위치 QA test

이 QA test는 X-Knife target 좌표와 target 체적 계산의 정확성을 check 하기 위해 RSA CT 기하학적 phantom을 사용한다. phantom 측정은 여러 가지 독립적인 방법으로 수행될 수 있지만 본 실험에서는 CT scan을 이용한 방법만 수행한다. RSA CT phantom의 CT scan은 CT localizer를 사용하여 scan 조

건을 설정한 후 scan을 실시한다. scan이 끝나면 CT console을 통하여 각 물체의 맨 위쪽 중심을 지나는 slice를 선택하고 window와 level을 조정하여 해당 slice가 올바르게 선택되었는지를 확인한다. console 커서를 이용하여 slice 상의 fiducial rod와 각 구조물들의 위쪽 중심의 x, y 좌표를 지정하고 기록한다. 이 좌표는 CT 필름에 의하여 SCS1 컴퓨터와 연결된 digitizer 테이블을 통해서도 얻을 수 있다. 다음에는 CT 영상을 영상에서 보여지는 물체의 윤곽을 그리는데 사용되는 X-Knife 컴퓨터로 전송하면 이어서 BRW 좌표를 결정하기 위해 X-Knife target이 위치를 잡는다.

2) 시술 setup QA test

set dose와 실제 환자에게 들어갈 선량을 평가하는 선형가속기 교정작업은 시술 setup QA test를 시행하기 전에 완료해 놓는다. 시술 setup QA test는 다음과 같은 절차에 따른다.

선형가속기의 기계적 isocenter와 방사선수술 beam의 isocenter가 일치하는가를 확인하기 위해 LCA와 방사선수술 전용 collimator를 설치하고 선형가속기 gantry 각도에 의존하는 three shot 필름 test를 한다. LCMA를 설치하고 BRW 좌표 확인 기구인 RLPP와 LTLF에 target 좌표를 설정한 다음에 laser와 BRW 좌표확인 기구상의 isocenter 정렬을 평가하고 조정을 시행한다.

최종적으로 선형가속기의 기계적 isocenter, 방사선 수술 beam isocenter 및 BRW 좌표확인 기구의 isocenter의 일치여부를 확인하기 위해 필름 test를 시행한다.

결 과

1) 정위적 target 위치 QA test

표 1은 digitizer 테이블을 통해서 얻어진 fiducial rod 와 CT phantom 내의 각 물체의 좌표이다.

Table 1. Coordinates of fiducial rods and objects

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	Cylinder
X(mm)	124.3	144.9	158.1	221.5	239.9	251.3	217.8	179	154.4	187.9
Y(mm)	318.8	351.5	512.8	370.4	336	314.4	260.4	261.6	262.6	316.5

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	Cube
X(mm)	393.4	413.8	424.3	487.9	509.7	520.5	489.8	447.5	426.2	464.4
Y(mm)	175.3	212	230.8	231.9	195.8	177.4	121.8	121	120.8	185.6

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	Cone
X(mm)	224.2	244.4	255	318.7	340.2	351.3	320.6	279.1	257.2	297.4
Y(mm)	172.2	208.2	227.8	228.8	193	174.4	118.6	117.9	117.5	157.5

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	Sphere
X(mm)	293.5	314.3	327.1	390.6	409.4	420.6	386.9	347.4	323.3	348.2
Y(mm)	313	346.5	367	364.8	329.8	308.9	255	256.2	257.1	323

console이나 digitizer 테이블을 통해 얻은 좌표를 SCS1 컴퓨터에 입력하여 물체의 좌표를 BRW 좌표계상의 AP, LAT 및 VERT 좌표로 변환한다. 표 2는 각 물체의 BRW 좌표에 대한 SCS1 컴퓨터에 의한 결과와 이미 알려져 있는 CT phantom 값과의 비교를 나타낸 것이다.

Table 2. Comparison of BRW coordinates between phantom and SCS1

Structure	Phantom Specifications			SCS1 Output			Difference (SCS1-Phantom)		
	AP (mm)	LAT (mm)	VERT (mm)	AP (mm)	LAT (mm)	VERT (mm)	AP (mm)	LAT (mm)	VERT (mm)
Cylinder	0.0	0.0	30.0	0.0	0.1	29.6	0.0	0.1	-0.4
Cube	20.0	-17.0	40.0	20.1	-16.5	39.4	0.1	0.5	-0.6
Cone	-35.0	-20.0	40.0	-34.9	-20.3	37.9	0.1	-0.3	-2.1
Sphere	25.0	20.0	32.7	25.9	20.3	31.6	0.9	0.3	-1.1
Average Difference							0.3	0.3	1.1

AP, LAT 및 VERT 좌표의 차이는 각각 0.3mm, 0.3mm 및 1.1mm이다. 이번엔 X-Knife 컴퓨터에 의한 물체의

BRW 좌표를 구한 결과를 표 2와 마찬가지로 이미 알려져있는 CT phantom 값과 비교하여 표 3에 나타내었다.

Table 3. Compariosn of BRW coordinates between phantom and X-Knife

Structure	Phantom Specifications			XKnife Contours			Difference (XKnife-Phantom)		
	AP (mm)	LAT (mm)	VERT (mm)	AP (mm)	LAT (mm)	VERT (mm)	AP (mm)	LAT (mm)	VERT (mm)
Cylinder	0.0	0.0	30.0	0.0	0.0	29.5	0.0	0.0	-0.5
Cube	20.0	-17.0	40.0	20.2	-16.6	39.5	0.2	0.4	-0.5
Cone	-35.0	-20.0	40.0	-35.0	-20.2	37.7	0.0	-0.2	-2.3
Sphere	25.0	20.0	32.7	25.9	20.2	33.4	0.9	0.2	-0.7
Average Difference							0.3	0.2	1.0

X-Knife 컴퓨터로 얻은 결과와 이미 알려져 있는 CT phantom 값과의 차이는 AP 0.3mm, LAT 0.2mm 및 VERT 1mm이다. 참고로 X-Knife 컴퓨터로 구한 좌표와 SCS1 컴퓨터에 의해 구한 좌표의 차이를 표 4에 나타내었다.

Table 4. Comparison of BRW coordinates between X-Knife and SCS1

Structure	XKnife Contours			SCS1 Output			Difference (XKnife-SCS1)		
	AP (mm)	LAT (mm)	VERT (mm)	AP (mm)	LAT (mm)	VERT (mm)	AP (mm)	LAT (mm)	VERT (mm)
Cylinder	0.0	0.0	29.5	0.0	0.1	29.6	0.0	0.1	-0.1
Cube	20.2	-16.6	39.5	20.1	-16.5	39.4	0.1	-0.1	0.1
Cone	-35.0	-20.2	37.7	-34.9	-20.3	37.9	-0.1	0.1	-0.2
Sphere	25.9	20.2	33.4	25.9	20.3	31.6	0.0	-0.1	1.8
Average Difference							0.05	0.1	0.55

test 결과로 미루어 볼 때 CT scan으로 부터 SCS1, X-Knife 컴퓨터로의 영상 자료 변환은 작은 오차 범위내에서 성공적으로 이루어지고 있음을 볼 수

있다.

2) 시술 setup QA test

첫 번째 필름 test에 의하여 radiopaque ball과 방사선 수술 beam 사이의 2차원적 좌표 변환을 구하여 컴퓨터를 통해 분석한 결과를 표 5에 나타내었다.

Table 5. Three shot standard film test results

Patient Target		Collimator		LINAC
x(mm)	0.05	cx(mm)	0.05	SAG(mm)
z(mm)	-0.25	cy(mm)	0.05	0.45

여기서 X 와 Z 값은 radiopaque ball이 기계적 isocenter로 부터 편향되어져있는 정도를 반영하는 것으로서 그 값이 크면 시스템이 허용한계를 벗어날 가능성이 있다. 본 QA test에서 구한 X와 Z 값은 각각 0.05mm, -0.25mm로서 거의 기계적 isocenter와 일치하는 값이다. CX 와 CY 값은 collimator housing이 뒤틀린 정도를 나타내는 것으로서 본 QA test에서 구한 CX 와 CY 값은 동일하게 0.05mm로서 collimator housing의 뒤틀림이 없다. SAG 값은 선형가속기 gantry가 가속기 base를 향하여 수직으로 서 있을 때 기울어진 정도를 나타내는 값이다. install 시 측정된 SAG 값을 기준으로 분석하면 install 시 SAG 값은 0.5mm이고 본 QA test의 SAG 값은 0.45 mm로서 그 차이가 0.05mm밖에 나지 않으므로 그동안 선형가속기의 sagging 현상은 진행되지 않았음을 알 수 있다. 최종적인 필름 test에 의하여 radiopaque ball과 방사선 수술 beam 좌표의 root mean square 길이가 gantry 각도 0°, 90°, 270° 순서대로 0.7mm, 0.6mm, 0.9mm였다.

고 찰

선형가속기에 근거한 방사선수술에 대한 QA 절차는 다양한 frame/선형가속기 배열에 대해 개발되어 왔다.^{4,8,10,12,13)} QA 프로그램의 원리적 특징은 시술에 앞서서 isocenter와 target/tumor의 일치 입증,

기계적 허용오차의 입증 그리고 isocenter와 방사선 beam/light field/laser 일치를 입증하는데 있다. QA 절차는 각 site에 적합한 것으로 고안되어야 한다. 본원의 방사선수술에 대한 QA 절차는 본 연구에서 시행한 QA test 절차를 따르면 QA 목적을 달성할 수 있을 것으로 사료된다.

정위적 target 위치 QA test에서는 뇌정위좌표 SCS1 컴퓨터, CT scan 및 X-Knife 컴퓨터 상호간에 영상자료를 변환 할 때 fiducial rod 와 target 좌표의 정밀성이 왜곡되지 않는 것을 볼 수 있었다. 각 시스템 사이에 BRW 좌표 오차가 AP 및 LAT 0.3mm 이내 VERT 1.1mm 이내로서 방사선수술을 하는데 충분한 정밀성을 확보했다고 볼 수 있다. 앞으로의 과제는 X-Knife 시스템으로 MRI나 Angio scan을 이용할 수 있는 영상장비가 갖추어질 때 MRI 및 Angio scan과 X-Knife 시스템 상호간의 영상 자료 변환에 대한 정밀성 여부를 확인하는 절차가 필요할 것이다. 실제 환자를 적용하는 경우에 시스템 간의 영상자료 변환시에 매 시술 환자마다 scan이 끝난 다음에 fiducial rod와 target 좌표의 정확성 여부를 확인하는 작업을 시행하여 정해진 기준에 들어가는지를 확인하고, 만일 기준 범위내에 오차가 존재하지 않는다면 다음 단계의 방사선수술 과정 진행을 중단하고 절차에 따라 오차에 대한 상세한 조사 작업을 진행하여 시스템의 안정성을 유지해야 된다. 시술 setup QA test에서는 선형가속기의 기계적 isocenter와 방사선 beam의 isocenter의 오차는 0.05mm 이내로서 선형가속기 기계적 isocenter는 정밀한 것으로 볼 수 있다. 만일 X, Z, CX 및 CY 값이 허용한계 범위 밖에 있으면 2~3회 필름 test를 시행하여 평균값을 구하여 조사하고, 그래도 허용한계 범위내에 들지 않으면 시스템을 조정한다. 좌표확인 기구와 laser beam 오차도 거의 없으므로 좌표확인 기구의 정밀성을 입증할 수 있었다. 선형가속기, 좌표확인기구 및 방사선 beam isocenter의 한 점에서의 일치 확인 절차에서 그 오차가 최대 0.9mm 이내로서 선형가속기 고유의 오차를 고려한다면 시술 setup 시스템도 방사선수술에 적합한 정밀성을 확보했다고 할 수 있다. 정위적 target 위치 QA test와 마찬가지로 실제 환자

적용시에도 매 환자마다 방사선수술 컴퓨터 planning 작업이 끝난 즉시 시술 setup QA test 과정을 차례로 진행한다. 1차 필름 test의 오차한계를 확인하고 기준 범위내에 들지 않으면 더 이상 진행하지 말고 반복적인 필름 test 및 후속조치를 취해야 된다. SAG 값은 install 시 정해진 값이 선형가속기 SAG 기준이 되므로 그 기준값에서 많이 편향되면 역시 더 이상 다음 단계로의 진행을 멈추고 절차에 따라 후속조치를 취하여야 한다. 최종확인 필름 test에서도 선형가속기, 좌표확인기구 및 방사선 beam의 isocenter 오차한계를 확인하고 정해진 절차에 따라 조치를 취한다. 매 단계마다 방사선수술에 허용되는 오차를 확인하는 작업을 철저히 시행하므로써 X-Knife 시스템의 정확성 및 안정성을 확립한다고 볼 수 있다.

결 론

본원에 도입된 방사선수술용 X-Knife 시스템의 정위적 target 위치 및 시술 setup 시스템의 QA test를 정밀하게 시행한 결과 전체 시스템의 오차가 불과 1.2mm 이내이고, 각각 정해진 기준내에 오차가 존재하므로 X-Knife 시스템은 방사선수술에 적합한 시스템으로 사료된다.

참고문헌

1. Bourland JD and McCollough KP : Static field conformal stereotactic radiosurgery : physical techniques. Int J Radiat Oncol Biol Phys 28 : 471 ~ 479, 1994
2. Colombo F, Benedetti A, Pozza F et al : External stereotactic irradiation by linear accelerator. Neurosurgery 16 : 154~160, 1985
3. Duma CM, Lunsford LD, Kondziolka D et al : Stereotactic radiosurgery of cavernous sinus meningiomas as an addition or alternative to microsurgery. Neurosurgery 32 : 699~705, 1993
4. Drzymala R : Quality assurance for linac-based stereotactic radiosurgery in quality assurance in

- radiotherapy physics. Proc. American College of Medical Physics Symp., Starkshall G and Horton J, eds. (Medical Physics Pub., Madison, WI, 1991).
5. Hartmann GH, Lutz WR, Arnolt J et al : Quality Assurance Program on Stereotactic Radiosurgery. Berlin : Springer, 1995
 6. Hartmann GH, Schlegel W, Strum V, Kober B, Pastyr O, Lorens WJ : Cerebral radiation surgery using moving field irradiation at a linear accelerator facility. Int J Radiat Oncol Biol Phys 11 : 1185~1192, 1985
 7. Leksell L : The stereotactic method and radiosurgery of the brain. Acta Chir Scand 102 : 316~319, 1951
 8. Lutz W, Winston KR, Maleki N : A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. Int J Radiat Oncol Biol Phys 14 : 373~381, 1988
 9. Podgorsak EB, Olivier A, Pla M, Lefebvre PY, Hazel J : Dynamic stereotactic radiosurgery. Int J Radiat Oncol Biol Phys 14 : 115~125, 1988
 10. Podgorsak EB : Physics for radiosurgery with linear accelerators. Neurosurgery Clinics of North America 3 : 9~16, 1992
 11. Schell MC and Kooy H : Stereotactic radiosurgery quality improvement/interdepartmental collaboration. Int J Radiat Oncol Biol Phys 28 : 551~558, 1994
 12. Serago CF, Lewin AA, Houdek et al : Stereotactic target point verification of an x-ray and CT localizer. Int J Radiat Oncol Biol Phys 20 : 517~526, 1991
 13. Tsai J, Buck BA, Svensson GK et al : Quality assurance in stereotactic radiosurgery using a standard linear accelerator. Int J Radiat Oncol Biol Phys 21 : 737~748, 1991