의학물리. 제7권 1호 1996

정위적 방사선수술시 진단장비를 이용한 종양위치결정의 정확도 평가

최 동 락
삼성의료원 치료방사선과

초 록

정위적 방사선수술을 시행하기 위하여 CT, MR, 그리고 digital angiography의 표적 위치결정의 정확도를 평가하였다. 특정한 지점의 위치가 이미 알려져 있는 (정밀도 : 0.1mm 이내) geometrical phantom을 CT 혹은 MR로 scan하였다. Scan 간격은 3mm이었으며 FOV (Field of View)는 CT의 경우 35cm, MR의 경우 28cm 이었다. 얻어진 영상은 GE format의 형태로 TCP/IP를 이용하여 치료계획 컴퓨터로 전달되었다. 각 영상을 컴퓨터로 분석하여 얻은 측정된 좌표값을 이미 알고 있는 값고 비교하였다. Digital angiography의 경우, 좌표값을 결정하기 위하여 anterior-posterior 방향과 lateral 방향의 film을 얻었으며 이 film은 film scanner를 이용하여 치료계획 컴퓨터로 전달되었다. CT 영상의 위치결정 오차는 1.2± 0.5 mm이었으며 MR의 경우에는 coronal 및 sagittal 영상에 대하여 각각 평균 1.7± 0.4mm, 2.1± 0.7mm의 오차가 있었다. 반면에 Axial 영상의 경우에는 오차가 평균 4.7± 0.9mm이었다. Digital angiography의 위치결정 오차는 0.9± 0.4mm이었다. CT, MR, 그리고 Angiography 등과 같은 진단장비를 이용하여 표적의 위치 및 형태를 정의하는데 있어서의 정확도는 진단 영상의 분해능 및 distortion과 밀접한 관련을 가지고 있다. CT의 경우, 위치결정 오차는 주로 영상의 slice 간격에 따른 분해능에 의존하며 MR 영상의 경우에는 영상자체의 분해능과 더불어 head frame에 의한 distortion이 크게 작용하였다. 반면에 Digital angiography의 경우에는 fiducial marker의 distortion으로 인한 오차가 가장 크게 영향을 주었다. 본 연구의 결과는 치료계획시 PTV(Planning Target Volume)를 결정할 때 반드시 고려되어야 한다.

서 론

정위적 방사선수술은 1951년에 orthovoltage X-선을 사용하여 뇌속의 dysfunctional loci를 파괴하기 위하여 Leksell에 의하여 최초로 개발되었다.[1] 정위적 방사선수술의 과정은 크게 두단계로 나눌 수 있는데, 첫째는 CT, MR 혹은 angiography를 이용하여 프레임의 정위적 좌표계로 부터 종양의 형태와 위치를 결정하는 것이며, 둘째는 치료계획을 통하여 얻어진 결과물을 이용하여 실제 선량을 투여하는 것이다. 이러한 치료기술은 종양부근에서 급격한 선량변화를 가지면서 집중적인 선량투여를 가능케 한다. 이와같은 치료부위 이외의 지점에서의 급격한 선량감소는 정상적인 뇌조직을 최대한 보호해 줄 수가 있다.[2-5] 일반적으로 CNS에 대한 종래의 외부조사치료의 경우, 종양위치의 치료간 변화량은 3mm 정도로 알려져 있으며 모의치료시와 실제치료시의 표준편차는 5mm 정도이다.[6] 정위적 위치결정 및 치료의 장점은 정확도가 높다는데 있지만 head frame, isocenter 정렬, 진단영상의 분해능, 조직의

움직임등에 의한 오차의 가능성은 배제할 수 없다.[7-10] 일반적으로, 정확도의 한계는 head frame, 치료 기계, 그리고 진단장비의 기계적 오차에 기인한다.

본 연구에서는 CT, MR 그리고 angiography 등 진단장비의 종양위치결정 정확도를 이미 좌표값을 알고 있는 geometrical phantom을 사용하여 평가함으로써 정위적 방사선수술의 정확도의 한계를 정량적으로 분석하고자 한다.

재료 및 방법

정위적 방사선 수술시 필요한 종양의 형태 및 위치를 결정하기 위하여 CT, MR, angiography가 사용되며 본원의 경우 GE High Speed Advantage CT, GE Signa MR, 그리고 GE Advantx LCA digital angiography를 보유하고 있다. 이러한 진단장비의 정확도를 평가하기 위하여 head frame(CT : BRW Head Ring, Radionics, USA, MR : MRIA-IHR Intermediate Head Ring, Radionics, USA)과 localizer(CT : BRW CT Localizer, Radionics, USA, MR : MRIA-LF Localizer Frame, Radionics, USA)를 이미 좌표값을 알고있는 geometrical phantom(RSA Geometric Phantom, Radionics, USA)[11]에 부착한 후 CT 혹은 MR을 이용하여 영상을 얻었다. 본 연구에서는 slice 간격을 3mm로 고정하였고 FOV(Field of View)는 CT의 경우 35cm, MR의 경우 28cm이었다. MR의 경우, axial은 물론 sagittal과 coronal section의 slice 영상도 얻었다. 본원에서 보유하고 있는 digital angiography의 위치결정 정확도를 평가하기 위하여 angiographic localizer(SGV-AL Angiographic Localizer, Radionics, USA)를 사용하였다. Geometrical phantom내의 물체의 3차원적 좌표를 결정하기 위하여 anterior-posterior 방향과 lateral 방향의 필름 영상을 얻었다. Geometrical phantom 내에는 이미 알려져 있는 4지점이 있으며 CT 혹은 MR로 부터 얻어진 geometrical phantom의 slice 영상은 GE format의 형태로 되어 있으며 TCP/IP를 이용하여 치료계획용 컴퓨터(HP workstation(software : Xknife-3), Radionics, USA)로 전달된다. 각 slice 영상으로 부터 geometrical phantom 내부에 위치한 polystelene으로 만들어진 4개의 입체도형 -cylinder, cube, cone, sphere- 을 mouse(balltype, HP, USA)를 이용하여 그려줌으로써 3차원적 재구성이 이루어진다. 각각의 가시화된 입체도형의 vertical 방향으로의 끝지점은 0.1mm의 정밀도로 정확하게 알려져 있으며 좌표값을 알고 있는 지름이 2cm인 구를 mouse를 이용하여 이동시켜서 구하고자 하는 입체도형의 끝지점에 중첩시킴으로써 좌표를 결정할 수 있다. 이러한 좌표결정 방법은 CT와 MR에 대해서 동일하다. CT와 MR 모두 30 slices의 영상이 사용되었다. AVM 환자의 경우, digital angiography로 부터 얻은 두 장의 orthogonal film을 film scanner(TruScan, Truvel, USA)를 이용하여 치료계획용 컴퓨터에 입력해 줌으로써 표적의 삼차원적인 위치 및 크기를 결정할 수 있다. AP film으로 부터 lateral과 vertical방향의 좌표를 얻을 수 있으며 LAT film으로 부터 anterior-posterior 및 vertical방향의 좌표를 얻을 수 있으며 프로그램상에서의 방법은 CT 혹은 MR의 경우와 동일하다. 본 연구에서는 CT, MR, 그리고 angiography의 경우에 대하여 각각 4회씩 반복 측정하여 결과를 구하였다. 일반적으로, 표적의 위치결정 오차는 다음과 같이 정의된다.

$$\Delta r = \sqrt{((\Delta AP)^2 + (\Delta Lat)^2 + (\Delta Vert)^2)}$$

여기서, ΔAP, ΔLat, 그리고 ΔVert은 팬톰을 이용한 측정값과 이미 알고 있는 값과의 차이를 각각 나타낸다.[6]

결과 및 고찰

표 1은 각 진단장비의 위치결정 오차 Δr을 나타낸다. 표 1에서 보는 바와 같이 3mm 두께로 scan한 CT 영상의 위치결정 오차는 1.2± 0.5mm이었으며 이 값은 Yeung 등에 의해 보고된 값과 유사하였다.[10] 역시 3mm 두께로 scan한 MR 영상의 위치결정 오차는 Coronal 영상의 경우 1.7± 0.4mm 이었으며 Sagittal 영상의 경우에는 2.1± 0.7mm 이었다. Axial 영상의 경우에는 위치결정 오차가 4.7± 0.9mm로 매우 크게 나타났으며 digital angiography의 위치결정 오차는 0.9± 0.4mm이었다.

CT, MR, 그리고 Angiography 등과 같은 진단장비를 이용하여 표적의 위치 및 형태르 정의하는데 있어서의 정확도는 진단 영상의 분해능 및 distortion과 밀접한 관련을 가지고 있다. 본 논문의 결과에서 언급한 바와 같이 CT의 위치결정 오차는 1.2± 0.5mm이었으며 이는 주로 영상의 slice 간격을 3mm로 하였기 때문이다. 그러나 MR 영상의 경우에는 영상자체의 분해능과는 별도로 head frame에 의한 distortion이 크게 작용하였기 때문에 Axial 영상에서 보는 바와 같이 비교적 큰 오차가 평가되었다. digital angiography의 경우에는 단순히 anterior-posterior와 lateral 방향의 orthogonal film만 사용하므로 표적의 형태를 정확하게 그려주는 것이 불가능하나 특정지점의 위치를 결정하는데 있어서 매우 높은 분해능으로 인해 오차를 줄일 수 있지만 fiducial marker의 distortion으로 인해 CT와 유사한 정도의 오차를 나타내었다. 특히 본원에서 보유하고 있는 digital angiogrphy의 경우 영상의 가장자리 부근에서 주로 distortion이 관찰되므로 실제 임상에서는 가능한 한 표적 및 fiducial marker가 영상의 중심에 오도록 함으로써 오차를 줄일 수 있다. 그리고, MR 영상의 경우

Table 1. The tager localization errors Δr for diagnostic machines.

(단위 : mm)

Structure	CT	MR-axial	MR-coronal	MR-sagittal	Digital angiography
Cylinder	1.1	3.8	2.2	2.2	1.0
	0.9	4.1	1.6	1.7	1.3
	1.0	3.6	1.8	3.3	1.1
	0.6	4.6	1.7	0.9	1.4
Cube	1.3	4.6	1.6	1.7	0.8
	0.6	5.9	1.2	2.3	0.7
	1.5	4.7	2.4	2.2	0.5
	1.5	6.2	1.2	2.6	0.2
Cone	1.1	4.3	1.8	2.1	1.3
	0.6	3.8	2.1	1.6	0.5
	2.3	5.1	1.3	3.2	0.6
	0.6	6.0	1.6	0.8	0.5
Sphere	1.2	5.8	1.8	1.9	0.5
	1.1	3.4	1.2	2.5	1.2
	2.0	4.3	1.6	2.1	0.8
	1.2	4.8	1.7	2.0	1.1
	1.2± 0.5	4.7± 0.9	1.7± 0.4	2.1± 0.7	0.9± 0.4

주로 head frame의 삽입으로 인해 distortion이 발생하므로 image fusion technique를 임상에 도입함으로써 오차를 최소화할 수 있다.

결 론

정위적 방사선수술을 시행하기 위하여 CT, MR, 그리고 digital angiography의 표적 위치결정의 정확도를 평가하였다. 임상에 직접적으로 사용되는 진단장비의 위치결정 오차를 평가하는 것은 정위적 방사선수술의 정확도를 가늠하는 척도가 되며 치료계획시 PTV(Planning Target Volume)를 결정할 때 반드시 고려되어야 한다.

참고문헌

1. L. T. Leksell : The stereotactic method and radiosurgery of the brain. Acta Chir. Scand. 102, 316－319(1951)
2. G. Arcovito, A. Piermattei, G. D'Abramo, F.A. Bassi : Dose measurements and calculations of small radiation fields for 9-MV x rays. Med. Phys. 12, 779－784(1985)
3. W. Lutz, K.R. Winston, N.Maleki : A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 14, 373－381(1988)
4. K.R. Winston, W. Lutz : Linear accelerator as a neurosurgical tool for stereotactic radiosurgery. Neurosurgery 22, 454－463(1988)
5. B.E. Bjarngard, J.S. Tsai, R.K. Rice : Doses on central axis of narrow 6－MV x-ray beams. Med. Phys. 17, 794－799(1990)
6. AAPM Stereotactic Radiosurgery AAPM Report 54(1995)
7. G.H. Hartmann, B. Bauer-Kirpes, C.F. Serago, W.J.Lorentz : Precision and accuracy of stereotactic convergent beam irradiations from a linear accelerator. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 28, 481－492(1993)
8. I. Rabinowitz, J. Broomberg, M. Goitein, K. McCarthy, J. Leong : Accuracy of radiation field alignment in clinical practice. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 11, 1857－1867(1985)
9. C.F. Serago, A.A. Lewin, P.V.Houdek, S. Gonzales-Arias, G.H. Hartmann Stereotactic target point verification of an x-ray and CT localizer. Int. J. Radiat. Oncol Biol. Phys. 20, 517－523 (1991)
10. D. Yeung, J. Palta, J. Fontanesi, L. Kun : Systematic analysis of errors in target localization and treatment delivery in stereotactic radiosurgery(SRS). Int. J. Radiat. Oncol. Biol, Phys. 28, 493－498(1994)
11. Xknife-3 User's Guide, Appendix c-10.(1995)

Accuracy in target localization in stereotactic radiosurgery using diagnostic machines

DongRak Choi, Ph. D.
Department of Radiation Oncology, Samsung Medical Center, Seoul, Korea

Abstact

The accuracy in target localization of CT, MR, and digital angiography were investigated for stereotactic radiosurgery. The images using CT and MR were obtained out of geometrical phantom which was designed to produce exact coordinates of several points within a 0.1mm error range. The slice interval was 3mm and FOV was 35cm for CT and 28cm for MR. These images were transferred to treatment planning computer using TCP/IP in forms of GE format. Measured 3-D coordinates of these images from planning computer were compared to known values by geometrical phantom. Anterior-posterior and lateral films were taken by digital angiography for measurement of spatial accuracy. Target localization errors were 1.2± 0.5mm with CT images, 1.7± 0.4mm with MR-coronal images, and 2.1± 0.7 mm with MR-sagittal images. But, in case of MR-axial images, the target localization error was 4.7± 0.9mm. Finally, the target localization error of digital angiography was 0.9± 0.4mm. The accuracy of diagnostic machines such as CT, MR, and angiography depended on their resolutions and distortions. The target localization error mainly depended on the resolution due to slice interval with CT and the image distortion as well as the resolution with MR. However, in case of digital angiography, the target localization error was closely related to the distortion of fiducial markers. The results of our study should be considered when PTV (Planning Target Volume) was determined.