

정위적 방사선 수술시 치료위치에서의 정위적 표적점 확인을 통한 자기공명영상 획득의 정확도 연구¹⁾

단국대학교 의과대학 치료방사선과학교실*

단국대학교 자연과학대학 물리학과*

윤형근*, 신교철**, 김영식*

자기공명영상을 정위적 방사선 수술에 이용하기 위한 우선 과제로 비교적 균일한 phantom에서 자기공명영상으로 구한 정위적 표적점이 실제 방사선수술시의 방사선 빔의 isocenter와 일치하는지 확인하고자 하였다. 무 속에 임의의 표적점이 표시된 선량측정용 필름을 끼우고 head ring을 고정시킨 다음 자기공명영상을 얻어 방사선 수술용 planning computer로 표적점의 정위적 좌표를 구한 다음 실제 치료와 같이 무 phantom을 테이블에 고정한 후 구해진 표적점의 좌표를 isocenter로 하여 방사선을 조사하고 필름을 현상하여 필름에 표시한 표적점과 실제 방사선이 조사된 부위의 선량분포의 중심을 비교하였는데 오차가 0.5 mm 이내였다. 따라서 무와 같은 비교적 균일한 phantom에서는 표적점과 실제 방사선이 조사된 부위의 선량분포의 중심이 잘 일치함을 알 수 있었다. 또 다른 방법으로 자기공명영상의 왜곡의 정도를 직접 확인하기 위해서 아크릴에 1 cm 간격으로 구멍을 뚫고 오일방울을 넣어준 후 아크릴 phantom을 무 속에 수평과 수직방향으로 삽입한 뒤 자기공명영상을 얻은 후 각각의 좌표를 구하여 자기공명영상의 수평과 수직방향에서 왜곡의 정도를 측정하였다. 결과는 균일한 물질 내에서는 7 cm 거리에서 0.4 mm 이내의 오차를 보여서 비교적 잘 일치하였다. 그런데 이 측정과정에서 device 자체와 digitizing 과정의 오차가 있는 것으로 판단되므로 더 정교한 device의 제작이 필요한 것으로 생각된다.

서 론

정위적 방사선수술 (stereotactic radiosurgery)이란 뇌의 심부에 위치한 동정맥 기형이나 양성 및 악성 종양 중 신경외과적 수술이 어려운 경우에 병소에는 다량의 방사선을 조사하고 주위 정상조직은 보호하는 방사선 치료 기법이며 좋은 성과를 거두고있다. 그러나 목표 부위에 정확한 양의 방사선이 조사되도록 방사선수술 system의 지속적인 정확성을 확보하

는 것이 필요하다. 현재 방사선수술을 시행 중인 국내 병원들에서는 주로 CT image를 이용하고 있는데 본 교실에서는 이미 CT image의 영상획득 후 치료 위치에서 portal 사진을 찍어 표적좌표의 확인을 시행하는 과정을 확립하여 방사선 수술의 정확성과 안정성을 기한 바 있다. 그런데 병소의 범위를 더 정확하게 정의하기 위해서는 자기공명영상의 사용도 병용하는 것이 바람직할 것으로 생각된다. 현재 자기공명영상은 CT 보다 대조도해상능이 높으므로 임상에 많이 쓰이고 있다. 그러나 자기공명영상은 image 왜곡 등의 문제가 따를 수 있기 때문에 실제 방사선수술시의 방사선 빔들의 isocenter가 자기공명

1) 이 연구는 1998년도 단국대학교 대학연구비의 지원으로 연구되었음.

영상을 이용한 치료계획에서 구한 좌표와 일치하는지, 즉 치료계획과 같이 실제 방사선조사가 이루어지는지를 치료위치에서 직접 확인하는 과정이 필요하다. 이를 위해 본 교실에서 이미 시행하고 있는 CT 영상의 획득을 통한 확인 방법을 이용하여 비교적 균일한 phantom의 자기공명영상을 이용한 방사선수술의 정확성을 확인하여 실제 방사선수술에서 자기공명영상을 이용하는데 기초 자료로 삼고자 하였다.

또한 자기공명영상의 왜곡의 정도를 평가하는 기구를 고안하고 실제의 왜곡정도의 평가에 활용하고자 하였다.

재료 및 방법

본 교실에서 연구에 사용한 방사선수술 system은 Fischer system^R으로, 방사선수술용 collimators, head ring, MRI용 localizer, 혈관촬영용 localizer, 자기공명촬영용 localizer, target positioner, digitizer, 치료계획용 컴퓨터 및 프로그램 등으로 구성되어 있다. 본 연구에 이용한 자기공명영상 scanner는 GE사의 Signa 1.5 T 이다.

자기공명영상을 얻기 위하여 고체 phantom 대신 수분을 많이 포함하고 있는 무를 선택하였다. 무 속에 밀봉된 선량측정용 필름 두 장을 scanning 방향과 수직, 수평으로 넣어서 방사선의 조사여부를 확인하였다. 필름에는 임의 표적점을 설정하기 위하여 핀으로 구멍을 뚫었다. 필름에 표시된 표적점을 자기공명영상에서 알 수 있게 하기 위하여 밀봉된 필름을, 깊이 0.5 mm 정도의 홈을 파고 그 속에 오일을 넣은, 아크릴과 밀착시켰다. 이때 필름에 표시된 표적점이 아크릴의 홈의 오일과 꼭 일치되어 자기공명영상에서 표적점을 확인할 수 있게 하였다. 필

름이 삽입된 무 phantom을 방사선수술용 head ring에 고정시킨 후 자기공명영상용 localizer를 달아 자기공명영상을 얻은 후 필름에 표시된 표적점의 정위적좌표를 구한다. 다음으로 얻어진 표적점의 정위적좌표로 computer planning을 한 후 무 phantom과 head ring을 선형가속기의 table에 고정시키고 target positioner를 이용하여 앞에서 구한 표적점의 정위적좌표에 선형가속기의 laser isocenter를 일치시킨 후 실제 치료와 마찬가지로 방사선을 조사한다. 그 다음 무 phantom속에서 필름을 꺼내서 현상하고 필름에 뚫린 구멍과 조사된 방사선의 isocenter가 일치하는지를 확인하였다.

또 다른 방법으로 자기공명영상의 왜곡의 정도를 확인하기 위하여 무 phantom속에 1 cm 간격으로 0.5 mm 정도의 깊이로 홈을 파고 그 속에 오일을 넣은 7.5 cm × 8.5 cm 의 아크릴 (그림 3) 을 자기공명영상 scanning 방향과 수직으로 넣어서 수평방향의 왜곡의 정도를 확인을 시도하였고 역시 1 cm 간격으로 0.5 mm 정도의 깊이로 홈을 파고 그 속에 오일을 넣은 5 cm × 15 cm 의 아크릴 (그림 6) 을 자기공명영상 scanning 방향과 나란하게 넣어서 수직방향의 왜곡의 정도를 측정하였다. 자기공명영상을 획득한 후 수평방향의 경우는 scan의 중심에서 가까운 점을 기준 점으로 하여 같은 선상에 있는 7 개의 점들까지의 각각의 거리를 구한 다음 device위의 각 점들과의 실제 거리 (1, 2, 3, 4, 5, 6, 7 cm) 와 각각 비교하였다. 수직방향의 경우는 원점에서 가까운 점으로부터 위쪽으로 각각의 상대적인 좌표를 구한 다음 실제 거리와 비교하였다.

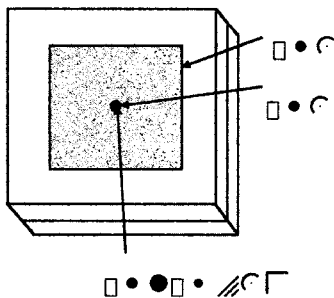


Fig. 1. Acryl plate with film

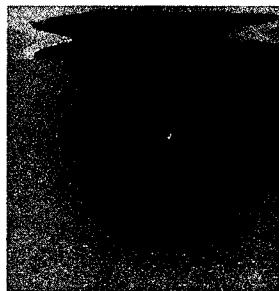


Fig. 2. Horizontal plane

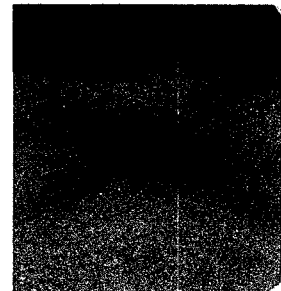


Fig. 3. Vertical plane

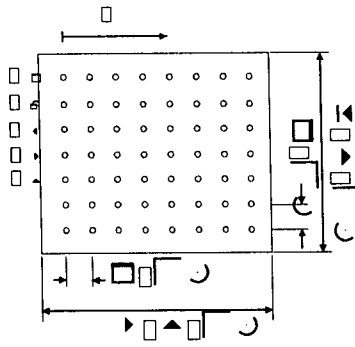


Fig. 4. Detail of acryl plate which is placed in horizontal plane

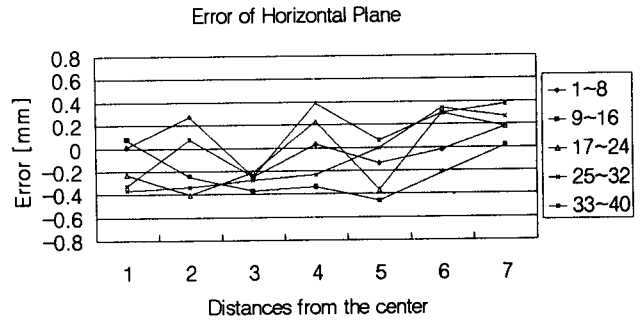


Fig. 5. Errors of measured distances from points A₁, A₂, A₃, A₄, A₅

결 과

1. 자기공명영상을 이용한 방사선수술시 비교적 균일한 phantom에서 표적점 좌표의 치료위치에서의 직접 확인

그림 1은 image acquisition에서 자기공명영상에서 무속에 넣은 필름의 아크릴에 표시된 임의의 표적점을 보여준다. 그림 2, 3은 자기공명영상들을 이용하여 표적점에 방사선이 조사 되도록 computer planning을 시행한 후 방사선을 실제 조사하여 필름을 현상한 결과들이다. 그림 2와 같이 수평방향으로 필름을 위치시킨 경우는 흑화 되어 생긴 동심원의 중심과 필름에 뚫린 구멍이 잘 일치하였다. 그림 3

과 같이 수직방향으로 필름을 삽입한 경우도 조사된 방사선 beam들의 isocenter가 필름에 뚫린 구멍과 0.5 mm 이내로 잘 일치하였다.

2. 자기공명영상의 왜곡의 정도 확인을 위한 자체 고안 장치의 활용 실험

1) 수평면

그림 4는 수평면에서 왜곡을 확인하기 위하여 무속에 넣은 1 cm 간격으로 표시된 8.5 cm × 7.5 cm의 아크릴의 자기공명영상의 모식도 이다. 그림 5는 자기공명영상에서 A₁~A₅로부터 각각 X 방향으로 7개의 점들을 digitize 하여 planning computer로 거리를 구하고 구해진 A₁~A₅점으로부터 각각의 거리를 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7 cm 와 비교하여 벗어난 정도를 나타낸다. 각각의 error는 0.4 mm 이내였다.

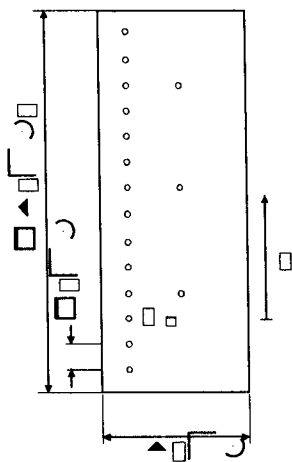


Fig. 6. Detail of acryl plate which is placed in vertical plane

2) 수직면

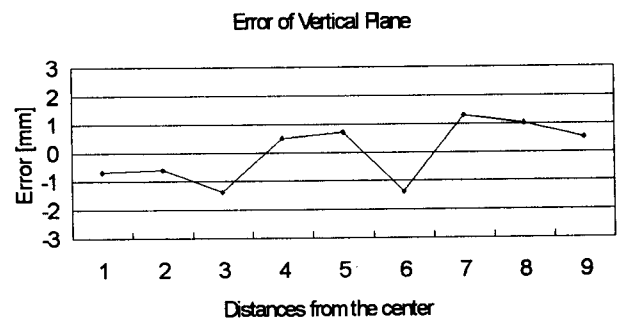


Fig. 7. Errors of measured distances from point B₁

그림 6은 수직면에서 왜곡을 확인하기 위하여 무속에 넣은 1 cm 간격으로 표시된 5 cm x 15 cm 의 아크릴의 자기공명영상의 모식도이다. 그림 7은 B₁로부터 Y 방향으로 9개의 점들을 digitize 하여 planning computer로 거리를 구하고 구해진 B₁으로부터 각각의 거리를 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 cm 와 비교하여 벗어난 정도를 나타낸다. 각각의 error는 최대가 1.4 mm 로 나타났는데 이 경우는 자기공명영상 scanning시 3 mm 간격으로 스캔하기 때문에 정확성을 얻기 어렵다.

고 찰

자기공명영상은 연조직의 대조 해상능이 뛰어나 두개강내 조직의 영상화에 큰 이점이 있다. 그러나 이러한 자기공명영상의 이점에도 불구하고 뇌 병소의 정위적 치료 과정에 자기공명영상을 이용하는 데는 난점이 있는 것으로 흔히 여겨지고 있다. 이런 우려는 주로 영상 왜곡의 가능성 때문에 생겨난다. 자기공명영상에 있어서 공간 왜곡은 field 기울기의 비선형성과 자기장의 불균일성에 의한 것이며, 이로 인해 생겨난 공간적 왜곡을 최소화할 수 있는 방법들도 많이 연구되었다. 이러한 연구들의 결과로 현재는 공간왜곡을 보정할 수 있는 여러 가지 방법들과 소프트웨어가 제시되고 있다.

본 연구에서는 자기공명영상의 공간적 왜곡을 조사하기 위해 비교적 균일한 phantom속에 표적점이 표시된 필름을 넣고 자기공명영상을 얻은 후 자기공명영상의 획득으로 얻어진 표적점의 정위적 좌표에 실제 방사선조사를 시행한 후 필름을 현상하여 필름에 표시된 표적점과 흑화된 부분의 중심을 직접 비교하였는데, 결과에서 제시된 바와 같이 오차가 0.5 mm 이내로서 거의 일치함을 알 수 있었다. 이런 결과는 이전에 CT를 이용해서 확인했을 때와 같다. 그리고 자체 제작한 device를 이용한 자기공명영상의 공간적 왜곡의 확인 결과도 수평방향에서는 0.4 mm 정도의 오차를 보이고 수직면에 있어서는 1.4 mm 정도의 오차를 보였는데 수직방향의 오차가 큰 이유는 slice 간격이 3 mm 임으로 정확성을 기하기 어렵기 때문인 것으로 생각된다.

이상과 같은 결과에서 본 병원의 자기공명영상은 비교적 균일한 phantom에서는 왜곡이 아주 적은 것

으로 나타나 기울기 장의 비선형 왜곡에 의해 일어날 수 있는 barrel aberration, potato chip effect, bow tie effect 등에 의해 최대 4 mm 까지 scanner 자체에 의해 왜곡이 나타날 수 있는 경우에 비하면 매우 양호하고 따라서 방사선 수술에 적합하다. 그러나 실제 사람의 뇌는 여러 가지 불균일한 조직들로 구성되어 있으므로 이 경우의 교정을 위한 지속적인 연구와 소프트웨어 개발 등이 필요할 것으로 생각된다. 또한 왜곡정도를 측정하기 위해서 자체 제작한 device는 유용성은 있으나 좀 더 정밀하게 제작할 필요가 있다.

결 론

자기공명영상을 이용한 방사선수술시 비교적 균일한 phantom에서 표적점 좌표의 치료위치에서의 직접 확인을 시행한 결과 비교적 잘 일치하므로 본 병원의 system은 자기공명영상을 이용한 방사선수술에 적합함을 알 수 있었다. 그리고 자체 고안한 보조적 device는 자기공명영상의 영상왜곡을 확인하는데 유용할 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

1. Sumanaweera T.S., Adler J.R., Napel S., Glover G.H.: Characterization of Spatial Distortion in Magnetic Resonance Imaging and Its Implications for Stereotactic Surgery. **Neurosurgery** 35:696-704, 1994.
2. Chang H., Fitzpatrick J.: A technique for accurate magnetic resonance imaging in the presence of field inhomogeneities. **IEEE Trans Med Imaging** 11:319-329, 1992.
3. Cho Z.H., Kim D.J., Kim Y.K.: The total inhomogeneity correction including chemical shift and susceptibility by view angle tilting. **Med Phys** 15:7-11, 1988.
4. Curry T.S., Dowdey J.E., Murry R.C.: *Christensen's Physics of Diagnostic Radiology*. Lea & Febiger, Philadelphia, 1990.
5. Dixon W.T.: Simple spectroscopic imaging. **Radiology** 153:189-194, 1984.

6. Dong S., Fitzpatrick M., Maciunas R.J.: Rectification of distortion in MRI for stereotaxy. Presented at the 5th annual IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems, Durham, North Carolina, 1992.
7. Galloway R.L., Maciunas R.J., Latimer J.W.: The accuracies of four stereotactic frame systems: An independent assessment. **Biomed Instrumentation Tech** 25:457-460, 1991.
8. Gauvin A.: *Geometric Distortion of Magnetic Resonance Image*. Unpublished masters thesis, McGill University, Montreal, Quebec, Canada, 1992.
9. Lüdeke K.M., Röschmann P., Tischler R.: Susceptibility artifacts in NMR imaging. **Magn Reson Imaging** 3:329-343, 1985.
10. Maurer C.R. Jr, Aboutanos G.B., Dawant B.M., et. al.: *Effect of Geometric Distortion Correction in MR on Image Registration Accuracy*. Newport Beach, CA, SPIE Medical Imaging, 1984.
11. Pykett I.L., Rzedzian R.R.: Instant images of the body by magnetic resonance. **Magn Reson Med** 5:563-571, 1987.
12. Rosen B.R., Wedeen V.J., Brady T.J.: Selective saturation NMR imaging. **J Comput Assist Tomogr** 8:813-818, 1984.
13. Rosenthal H., Thulborn K.R., Rosenthal D.I., et. al.: Magnetic susceptibility effects of trabecular bone on magnetic resonance imaging of bone marrow. **Invest Radiol** 25:173-178, 1990.
14. Schad L., Lott S., Schmitt F., Strum V., et. al.: Correction of spatial distortion in MR imaging: A prerequisite for accurate stereotaxy. **J Comput Assist Tomogr** 11:499- 505, 1987.
15. Schad L.R., Ehricke H.H., Wowra B., et. al.: Correction of spatial distortion in magnetic resonance angiography malformations. **Magn Reson Imaging** 10:609-621, 1992.
16. Schneider E., Glover G.: Rapid in vivo proton shimming. **Magn Reson Med** 18:335-347, 1991.
17. Song S.M., Napel S., Pike G.B., Pelc N.J., et. al.: Dynamic range extension of phase contrast velocity measurements. Presented at the SMRM Twelfth Annual Scientific Meeting, New York, 1993.
18. Spielman D., Meyer C., Macovski A., Enzmann D.: 1H spectroscopic imaging using a spectral-spatial excitation pulse. **Magn Reson Med** 18:269-279, 1991.
19. Sumanaweera T.S.: *Segmentation and Distortion Correction in Medical Imaging*. Unpublished doctoral thesis, Stanford University, Stanford, California, 1992.
20. Sumanaweera T.S., Glover G.H., Binford T.O., et. al.: MR Susceptibility misregistration correction. **IEEE Trans Med Imaging** 12:251-259, 1993.
21. Sumanaweera T.S., Glover G.H., Song S., et. al.: Quantifying MRI geometric distortion in tissue. **Magn Reson Med** 31:40-47, 1994.
22. Van den Elsen P.A., Pol E-J.D., Viergever M.A.: Medical image matching-A review with classification. **IEEE Eng Med Biol** 12:26-39, 1993.
23. 윤형근, 이현구: 방사선수술시 두개내 표적의 정위적좌표의 치료위치에서의 확인. **치료방사선과학회지** 13(4): 403-409(1995).

Verification of Stereotactic Target Point Achieved by Acquisition of MR Image in Actual Treatment Position of Radiosurgery

Hyong Geun Yun*, Kyo Chul Shin**, Yeong Sik Kim*

Department of Therapeutic Radiology, College of Medicine,
Dankook University, Choenan, 330-714, Korea*

Department of Physics, Dankook University*

Abstract

To make practical application of the MR image for stereotactic radiosurgery, the target point achieved by acquisition of MR image in stereotactic radiosurgery planning system must agree with the actual isocenter of irradiation in real treatment. And the amount of distortion of the MR image must be known to make a correction for the agreement. A radish containing abundant water content was chosen as a homogeneous phantom for the purpose of verification of the agreement in this experiment. A dosimetric film was firmly attached to the small specially fabricated acryl plate and needle puncture was made through the film just into the acryl plate and a drop of oil was dropped into the hole of the film. The acryl plate with film was inserted into the radish and the drop of oil represented the target point in MR image. After the image acquisition by stereotactic radiosurgery planning system, we achieved stereotactic coordinate of the target point represented by the oil drop. And we proceeded to actual irradiation to the target point according to the procedure of stereotactic radiosurgery. After the irradiation, the film in the radish was developed and processed and the degree of coincidence between the center of the radiation distribution and the target point represented by the hole in the film was measured. The discrepancy between two points was under 0.5 mm, so we could confirm good coincidence in homogeneous phantom such as radish. On the other hand, authors tried to use our home-made device for estimation of distortion of MR image.