방사선수술치료계획 프로그램의 지시자 회전 오차 교정 기능 점검

정현태, 이레다
서울대학교병원 신경외과, 이화여자대학교 의학전문대학원 방사선종양학과

2007년 11월 13일 접수 / 2008년 3월 12일 1차수정 / 2008년 3월 18일 채택

목 적: 방사선수술에 사용되는 치료계획을 위한 정위 영상 획득 때 사용되는 표시기(indicator)의 회전에 의한 오차를 분석하고 이를 교정하는 소프트웨어의 기능을 점검하는 방법을 제시한다. 이 방법을 이용하여 상용 프로그램인 렉셀감마플랜의 회전 오차 기능을 점검한다.

대상 및 방법: 상용 프로그래밍 언어인 Interactive Data Language (version 5.5)를 이용하여 수학적으로 만든 정위 영상으로 가상 팬텀을 만들었다. 영상의 두께는 0.5 mm, 픽셀 크기 0.5 mm, 필드 크기 256 mm, 그리고 분해능은 512x512인 영상은 DICOM 3.0 표준을 따라서 렉셀감마플랜에서 인식할 수 있도록 하였다. 회전 교정 기능 점검을 위하여 가상 팬텀의 중심에서 상하로 50 mm와 30 mm 떨어진 곳과 중앙에 위치한 횡단면 영상에 각각 50 mm 간격으로 측정점 9 개를 만들어 총 45 개의 측정점을 만들었다. 기준 가상 팬텀을 x, y, z축을 중심으로 각각 3°회전한 영상, xy, yz, zx 축을 중심으로 회전한 영상, xyz 세 방향으로 모두 3°씩 회전한 영상을 만들어서 회전에 의한 오차를 계산하고, 렉셀감마플랜의 교정 기능을 점검하였다.

결과: 가상 영상을 렉셀감마플랜에 입력하고 정위좌표를 정의할 때 영상에 의한 등록 오차는 0±0.1 mm로써 방사선수술에서 요구하는 오차 내에 있었다. x, y, z 축 중 1 개 축을 중심으로 3°회전할 때 가능한 최대 오차는 2.6 mm, 2 개 축을 중심으로 3°씩 회전할 때는 3.7 mm, 3 개축 모두에 대해 3°회전할 때는 4.5 mm이다. 이에 대해 영상의 회전을 교정하여 렉셀감마플랜에서 측정한 측정점들의 변위는 1 개축을 중심으로 회전하였을 때 0±0.1 mm, 2 개 축의 경우 0±0.2 mm, 3 개 축의 경우 0.2±0.2 mm로서 회전의 영향을 보정하는 기능이 정확하게 작동하고 있음을 확인할 수 있었다.

결론: 방사선수술 치료계획 프로그램의 여러 소프트웨어적 기능을 점검하기 위한 가상 팬텀을 만들고 상용프로그램의 회전 오차 교정 기능을 점검한 결과 정확하게 작동하고 있음을 확인하였다. 본 연구에서 작성한 가상 팬텀은 치료계획 프로그램의 다른 여러 기능들을 점검하는 데도 사용될 수 있을 것이다

중심어 : 가상 팬텀, 정위기능 영상, 방사선수술, 회전 오차 보정

1. 서 론

방사선수술은 비침습적 방법을 추구하는 최근의 치료 추세에 부응하는 신경외과 치료법으로서 점점 그 적용 범위를 확대하고 있다. 일부 방사선수술 장비는 정위프레임을 이용한 정위 영상 대신 환자 피부에 부착하는 마커를 사용한다[1-3]. 하지만, 현재 대부분의 방사선수술은 특정 정위 프레임을 환자의 두개골에 고정한 후 측정한 정위 영상을 기준으로 시행하고 있다. 따라서, 정위 영상은 방사선수술의 성공을 확보하기 위한 출발점으로 매우 중요한 위치를 차지하고 있으며, 영상의 오차는 바로 방사선수술의 오차로 이어진다.

정위기능영상으로 가장 많이 사용되는 자기공명(Magnetic Resonance, MR) 영상의 오차 중 가장 큰 것은 자기장의 불균형에 의해 야기되는 영상의 왜곡이며 이를 보정하기 위한 여러 방법이 개발되어 사용되고 있다[4-8]. 이 외에 오차로는 영상 획득 시 기준점을 제공하기 위하여 환자 머리에 씌우는 표시기(indicator)가 수평을 유지하지 못하고 기울어졌을 때 생기는 오차와 기준 마커(fiducial marker)의 왜곡에 의한 오차를 생각해 볼 수 있다. 여기에서 기준 마커의 왜곡 또는 결손에 의한 오차는 치료계획 프로그램에 정위영상을 등록할 때 기준점을 이용하여 좌표축을 구성하는 방법에 따라 그 영향이 달라진다. 최근의 치료계획 프로그램들은 보통 여러 영상에서 기준 마커의 위치를 입력하여 기준선을 수학적으로 추정하는 방법을 사용하며, 이런 경우 한 두 개의 정위 영상에 있는 기준 마커의 왜곡이나 결손은 무시할 수 있을 정도로 작은 오차만을 만들거나, 또는 무시하는 것이 오히려 낳은 결과를 주기도 한다.

본 연구에서는 정위기능 영상 등록 시 발생하는 오차의 다

책임저자 : 정현태, htchung@korea.com, 서울대학교병원 신경외과
110-744 서울특별시 종로구 대학로 101 (연건동 28번지) 서울대학교병원 신경외과

른 원인인 표시기의 회전에 의한 오차를 분석하고 상용 치료계획프로그램이 이를 정확하게 보정하고 있는지 확인하였다.

2. 재료와 방법

2.1 가상 팬텀의 생성

본 연구를 위한 가상 팬텀은 상용프로그래밍 언어인 Interactive Data Language (IDL, Research Systems, Boulder, Colorado, USA) version 5.5를 사용하여 생성하였다. 본 연구에서는 실제 팬텀을 MR로 측정하였을 때 얻어지는 횡단면 영상들 대신 IDL을 이용하여 이 영상들을 만드는 방식으로 가상 팬텀을 구축하였다. 상용 방사선수술 치료계획 프로그램들이 가상 팬텀 영상을 인식할 수 있도록 파일 형식은 Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM, National Electrical Manufacturers Association, Rosslyn, Virginia, USA) 3.0 Standard를 따랐다[9]. 가상 팬텀의 정위 영상은 횡단면 영상을 기반으로 하였고, 가상 팬텀을 회전 시켰을 때 측정점들의 위치를 0.5 mm 이내의 오차로 측정하기 위하여 정위 영상의 두께와 픽셀 크기를 0.5 mm로 하였다. 각 영상의 픽셀 수는 512x512 개로 하였고, 필드 크기(field of view)는 256 mm로 하였다.

상용 방사선수술 치료계획 프로그램인 렉셀감마플랜(Leksell GammaPlan®, Elekta AB, Stockholm, Sweden) version 5.3에서 인식할 수 있도록 정위영상의 표시기는 렉셀 MR 표시기(MR Coordinate Indicator, Leksell Stereotactic Systems, Elekta AB, Stockholm, Sweden)의 기준 마커의 구조를 사용하였다. 렉셀감마플랜의 경우 x 방향은 횡단면 영상의 가로 방향, y 방향은 횡단면 영상의 세로 방향, z 방향은 관상면 영상에서 세로방향을 의미한다. 기준 마커의 크기는 2.0x2.0 mm 이었다.

가상 팬텀을 회전 시켰을 때의 오차를 측정하기 위하여 팬텀 내에 45개의 측정점들을 배치하였다. 즉, 다섯 개의 횡단면 영상을 선택하여 각 영상에서 x = -50.0, 0.0, 50,0 mm, y = -50.0, 0.0, 50.0 에 해당하는 9 개의 점에 2x2 mm 크기의 사각형 측정점을 배치하였다. 다섯 개 횡단면의 z 값은 각각 -50.0, -30.0, 0.0, 30.0, 50.0 mm 이었다. Fig. 1A는 가상 영상에 배치한 측정점들의 배치를 표시한 개요도 이며, Fig. 1B는 Z = 0.0 mm에서의 가상 팬텀 영상이다. Fig. 1B에서 중심부의 9 개점은 측정점들이고, 왼쪽 끝 부분에 세로줄로 있는 세 개 점들과 오른쪽 끝 부분에 세로줄로 있는 세 개 점들은 기준 마커들이다. 영상의 오른쪽 위 부분에 있는 흰색 점은 가상 팬텀의 왼쪽 앞 방향을 표시하기 위한 점이다.

2.2 가상 팬텀의 회전 및 오차 측정

렉셀감마플랜의 MR 표시기 회전 오차 교정 기능을 점검하기 위하여 MR 표시기가 x, y, z 축 중에서 1개 축을 중심으로 3°회전하였을 때의 영상을 작성하였다. 회전은 가상 팬텀이 강체임을 가정하고 직교좌표 회전을 적용하여 회전된 좌표를 구하였다. MR 표시기가 1개 축만이 아니라, 2개 축을 중심으로 각각 3°씩 회전한 경우와, 3개 축 모두에 대해 3° 회전한 경우에 대한 영상도 만들었다. 렉셀감마플랜이 MR표시기의 회전 또는 기울어짐을 보정하지 못하고 MR표시기가 지면에 수평으로 위치하고 있는 상태에 따라 측정점의 위치를 계산할 경우 발생할 수 있는 최대 오차를 삼각함수로 계산하였다. 렉셀감마플랜에서 각 회전된 영상에 있는 45개 측정점들의 (x, y, z) 좌표를 측정한 다음, 원래 측정된 점들의 위치와 비교하여 두 값의 차이를 오차로 정의하였다. 각 점의 위치는 3차원적으로 정해지기 때문에 측정점들의 위치오차는 세 방향에서 측정된 오차의 제곱평균값(root mean square)으로 하였다.

3. 결과와 논의

3.1 가상 팬텀 영상

회전 오차 보정을 확인하기 위하여 회전하기 전의 가상 팬텀 영상과 여러 조건의 회전 후 가상팬텀 영상들을 제작하

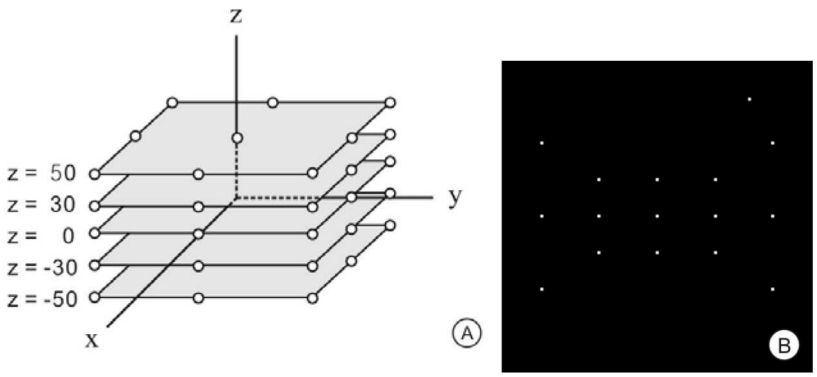

Fig. 1. A: Location of measuring points in the virtual phantom. At each axial plane with z=-50.0, -30.0, 0.0, 30.0, and 50.0 mm, there were nine measurement points. The nine points are located around a square of length 100 mm and at the center which is on the z-axis. B: An axial image of the virtual phantom with z=0.0. Around the center of the image, nine measurement points are located. Three white points at the left end and three white points at the right end are fiducial markers. The white point at the upper right corner of the image is to indicate the anterior left direction of the virtual phantom.

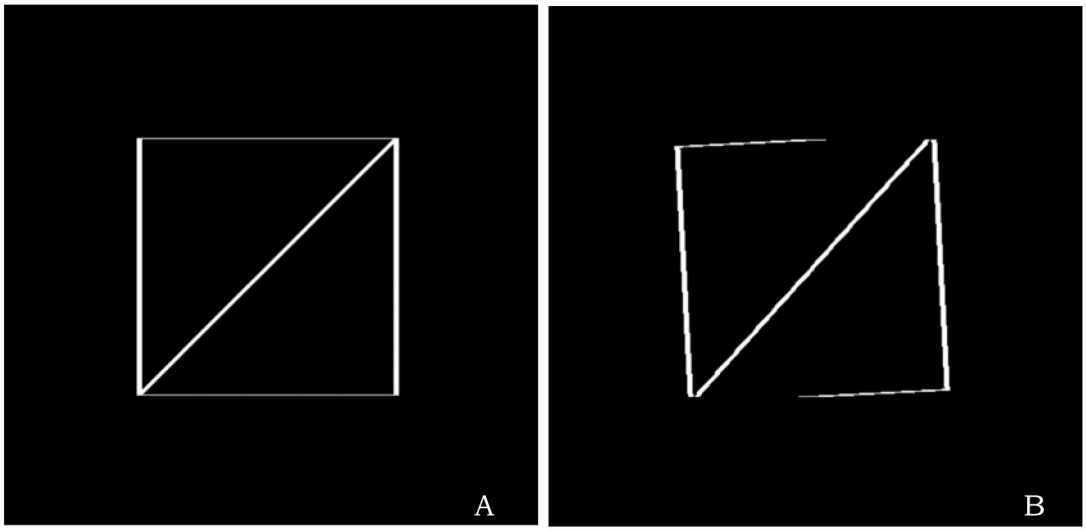

Fig. 2. A: A sagittal image of the virtual phantom before any rotation. The bottom line of the square made of fiducial markers of the Leksell MR indicator is parallel to the horizon. B: A sagittal image of the virtual phantom after 3° rotation around the x-axis. The bottom line of the square is slanted against the horizon. The posterior upper portion and anterior lower portion of the MR indicator are cut away due to a rotation around the x-axis.

였다. Fig2A는 회전하기 전 가상팬텀의 관상면 영상으로서 렉셀 MR 표시기 측면에 있는 사각형과 대각선이 나타나 있는데, 사각형이 수평과 평행하여 회전하기 전임을 알 수 있다. Fig. 2B는 x축을중심으로 하여 3°회전한 영상의 관상면 영상이다. MR 표시기가 수평에서 기울어져 있음을 쉽게 확인할 수 있다. 렉셀감마플랜을 사용하여 각 영상들의 정위좌표를 등록하였다. 영상 좌표 등록 시 렉셀감마플랜이 계산한 표지 마커에 의한 평균 오차와 최대오차 값을 Table 1에 표시하였다. 이 오차는 각 횡단면영상에서 표지 마커의 x, y값과 fitting에 의한 값들 사이의 차이를 의미한다. 가상 팬팀을 회전하기 전에 표지 마커는 정사각형을 유지하고 있기 때문에 영상등록 시 평균 오차는 0.0 mm최대 오차는 0.12 mm로써 매우 정확하게 등록이 되고 있음을 알 수 있는데 이는 가상팬텀의 표지 마커들이 정확하게 작성되었음을 의미한다. 가상팬팀을 회전 시킨 영상들은 실제 팬팀이 회전하였을 때와 마찬가지로 표지 마커들도 같이 회전된 영상으로 만들었다. 즉, 회전 시에는 표지 마커들이 정사각형이 아니고, 경우에 따라 정사각형 또는 직사각형 형태로 나타나게 되며 이는 영상 등록 시 오차원인으로 작용하게 된다. 이러한 오차로 인해 회전하였을 때 영상의 등록 오차는 회전하기 전보다 더 크게 나타났다. 같은 이유로, 한 개 축만을 중심으로 회전한 경우에 비해 두 개축을 중심으로 각각 회전한 경우의 오차가 더 크게 나타났다.

3.2 회전 오차 보정 결과

각 회전의 경우, 즉 x, y, z 축 중 한 개 축을 중심으로 3° 회전한 경우, 두 개 축을 중심으로 3°회전한 경우, 그리고 세 개 축 모두에 대해 3°회전한 경우의 영상에 대해 45개 측정점들의 위치를 구하였다. 여기에서 두 개축을 중심으로 3°회전한 경우라 함은 각각의 축에 대해 3°회전한 것을 의미한다. 예를 들어, x, y 축에 대해 3°회전한 것은 먼저 x 축을 중심으로 3°회전한 다음, 회전한 좌표계의 y축을 중심으로 3° 회전한 것이다. 방사선수술 치료계획 프로그램인 렉셀감마플랜이 이러한 MR표시기의 회전을 보정하지 않으면 각 측정점들은 회전에 의한 오차를 가지게 된다. 강체의 직교회전을 가정하였기 때문에, 이러한 오차는 삼각함수로 쉽게 구할 수

Table 1. Errors of the fiducial markers in image registration procedure and errors in the location of the measurement points after various rotations are performed. Rotation angle of each rotation is 3°.

Rotation axes	Image registration error (mm)		Mean position error (mm)	Theoretical maximum error (mm)
	Mean	Maximum		
None	0.0	0.12	0.0 ± 0.1	0.0
1 axis	0.1	0.42	0.0 ± 0.1	2.6
2 axes	0.2	0.46	0.2 ± 0.2	3.7
3 axes	0.2	0.47	0.2 ± 0.2	4.5

있다. 예를 들어, x_0, y_0인 점이 z축을 중심으로 θ만큼 회전하여 (x_1, y_1)이 되었다면 $x_1=x_0\cos\theta- y_0\sin\theta$, $y_1=x_0\sin\theta+ y_0\cos\theta$이므로, 위치의 최대 오차는 $\sqrt{[2(x_0^2+y_0^2)(1-\cos\theta)]}$ 이다. 이는 y축이나 z축을 중심으로 회전하였을 때도 같은 값을 가진다. 두 개축 또는 세 개축을 중심으로 회전하였을 때도 같은 방법으로 최대 오차를 구할 수 있다. 계산으로 구한 최대 오차 값과 가상 팬텀을 회전시킨 후 측정한 위치 오차의 평균 값 및 표준편차를 Table 1에나타내었다. Table 1에서 알 수 있듯이, 모든 종류의 회전(3°회전)에 대하여 45개 측정점 위치의 오차의 평균과 표준편차는 0.2±0.2 mm로 나타나서 렉셀감마플랜이 MR표시기의 회전에 의한 오차를 잘 보정하고 있음을 확인할 수 있었다.

최근 방사선수술의 영역 및 기술은 급속하게 발전하고 있다. 점점 더 많은 분야에서 뇌정위기법을 사용함에 따라 수술의 정확도는 점점 더 나아져야 할 필요성이 대두되고 있으며 치료계획 프로그램 또한 매우 정확한 값을 제공하여야만 한다. 그러나, 보통 사용자들은 제작사가 제공하는 치료계획 프로그램이 정확하다고 가정하고 그에 기반하여 모든 방사선수술을 시행하고 있다. 그러나, 자신이 사용하는 기기 또는 프로그램에 의한 결과에 대한 책임을 져야 하는 최종 사용자로서는 치료계획프로그램의 정확도를 점검하고 검증해야 할 의무가 있다. 이를 위하여 몇 가지 연구들이 시도되었고 결과들이 발표되었다[10]. 그러나 이러한 논문들은 주로 사용하는 도구들의 기계적 정확도에 대한 연구들이며 정위기능 영상에 대한 검증 또는 치료계획프로그램에 대한 검증 연구는 많지 않다. 한편, 방사선수술 시 점점 더 자세한 해부학적 위치를 찾아야만 하는 필요성에 따라 최근에는 전산화단층촬영(Computed Tomography: CT) 영상 대신 MR 영상을 사용하는 것이 표준으로 되었다. 그러나, MR 영상은 고유적으로 왜곡현상을 가지고 있음이 잘 알려져 있고 이를 보정하려는 연구도 많이 발표되었다[4-8]. 이에비하여 치료계획 프로그램의 정확도 자체를 검증하려는 연구는 거의 발표된 바 없다.

한편, 치료계획프로그램의 정확도 즉, 본 연구에서와 같이 MR표시기의 기울어짐을 보정하는 기능에 대한 검증 연구를 실제 실험을 통해 수행하는 것을 가정해 보면 매우 많은 어려움이 예상된다. 즉, MR 표시기의 기울어진 각도를 정확하게 측정하는 것이 매우 어렵다. 방사선수술을 위한 영상을 얻을 때 MR 표시기가 MR 기계의 두경부코일 안에 맞추어 들어가야 한다는 점을 고려해 보면, 코일 안에서 MR 표시기를 회전시키고 그 회전 각을 정확하게 측정한다는 것은 현실적으로 불가능하다. 그러한 면에서 본 연구에서 제시한 가상 팬텀을 이용한 치료계획프로그램 기능 검증은 매우 유용하다고 할 수 있다. 즉, 검증의 대상이 되는 치료계획프로그램도 소프트웨어이고, 검증을 위해 사용하는 방법도 프로그래밍으로 만든 가상 영상이기 때문에 모든 과정이 소프트웨어를 통한 시뮬레이션으로 처리되어, MR 헤드 코일의 크기라든가, 회전 각도 측정의 오차라든가 하는 제한이 전혀 없이 우리가 원하는 상황을 정확하게 구현할 수 있다. 더욱이, 실제 팬텀을 제작할 경우 발생하는 비용 및 시간 문제를 고려해 보면 경제적인 면에서도 가상팬텀이 매우 유리하다. 따라서 본 연구와 같은 가상 팬텀을 이용한 프로그램 기능 검증은 매우 다양하게 이용될 수 있을 것으로 기대된다. 즉, 정위기능영상 획득 시 MR 표시기에 채워 넣는 조영증강용액 내 발생한 기포의 영향을 연구한다든지, MR 영상의 윈도우 레벨을 조정함에 따른 종양 부피의 변화 연구라든지 하는 여러 분야에 가상 팬텀 방법을 적용할 수 있을 것이며 이는 다음 연구의 주제로 고려 중이다.

4. 결 론

본 연구에서 x, y, z축에 대하여 각 축을 중심으로 3°회전한 경우, 두 개 축을 중심으로 3°씩 회전한 경우, 세 개 축 모두에 대해 3°씩 회전한 경우를 가정하여 렉셀감마플랜의 보정 기능을 점검한 결과 측정점 위치의 오차가 0.2 mm 정도로 나타나 보정 기능이 매우 양호하게 작동하고 있음을 확인할 수 있었다. 본 연구에서 제시한 가상 팬텀을 이용한 치료계획프로그램의 기능 점검 방법은 다른 회전보정 기능뿐 아니라 다른 기능을 점검하는 데도 매우 유용하게 이용될 수 있을 것으로 기대된다.

감사의 글

이 연구는 과학기술부 지원(과제번호 M20709005484-08B0900-48410)으로 이루어졌습니다.

참고문헌

1. Chung HT, Kim DG. Images for stereotactic neurosurgery. J Korean Soc. Stereotact and Funct. Neurosurg. 2005;1:1-9.
2. Schicho K, Figl M, Seemann R, Pretterklieber ML, Birkfellner W, Reichwein A, Wanschitz F, Kainberger F, Bergmann H, Wagner A, Ewers R. Comparison of laser surface scanning and fiducial marker-based registration in frameless stereotaxy. Technical note. J Neurosurg. 2007; 106:704-709.
3. Spetzqer V, Laborde G, Gilsbach JM. Frameless neuronavigation in modern neurosurgery. Minim Invasive Neurosurg. 1995; 38:163-166.
4. Baldwin LN, Wachowicz K, Thomas SD, Rivest R, Fallone BG. Characterization, prediction, and correction of geometric distortion of 3T MR images. Med. Phys. 2007;34:388-399.
5. Guo WY: Application of MR in stereotactic radiosurgery. JMRI. 1998;8:415-420.
6. Moerland MA, Beersma R, Bhagwandien R, Wijrdeman HK, Bakker CJG. Analysis and correction of geometric distortions in 1.5T magnetic resonance images for use in radiotherapy treatment planning. Phys. Med. Biol. 1995;40: 1651-1665.
7. Park SW, Han MH, Kim DG, Chung HT, Song IC, Kim HD, Chang KH. Assessment of imaging distortion in magnetic resonance imaging for stereotactic radiosurgery: Through phantom study. J Korean Soc. Magn. Reson. Med. 2000;4:7-13.
8. Peters TM, Clark JA, Olivier A, Marchand EP, Mawko G, Dieumeqarde M, Dieumegarde M, Muresan LV, Ethier R. Integrated stereotaxic imaging with CT, MR imaging, and digital subtraction angiography. Radiology 1986;1:821-826.
9. National Electrical Manufacturers Association: Digital imaging and communications in medicine (DICOM). PS3.1, Rosslyn: NEMA Standards Publication, 1993.
10. Maciunas, RJ, Galloway RL Jr, Latimer JW. The application accuracy of stereotactic frames. Neurosurgery 1994;35:682-695.

Verification of Indicator Rotation Correction Function of a Treatment Planning Program for Stereotactic Radiosurgery

Hyun-Tai Chung, Rena Lee*
Department of Neurosurgery, Seoul National University Hospital
Department of Radiation Oncology, Ewha Womans University School of Medicine*

Abstract - Objective: This study analyzed errors due to rotation or tilt of the magnetic resonance (MR) imaging indicator during image acquisition for a stereotactic radiosurgery. The error correction procedure of a commercially available stereotactic neurosurgery treatment planning program has been verified.

Materials and Methods: Software virtual phantoms were built with stereotactic images generated by a commercial programming language, Interactive Data Language (version 5.5). The thickness of an image slice was 0.5 mm, pixel size was 0.5x0.5 mm, field of view was 256 mm, and image resolution was 512x512. The images were generated under the DICOM 3.0 standard in order to be used with Leksell GammaPlan®. For the verification of the rotation error correction function of Leksell GammaPlan®, 45 measurement points were arranged in five axial planes. On each axial plane, there were nine measurement points along a square of length 100 mm. The center of the square was located on the z-axis and a measurement point was on the z-axis, too. Five axial planes were placed at z=-50.0, -30.0, 0.0, 30.0, 50.0 mm, respectively. The virtual phantom was rotated by 3° around one of x, y, and z-axis. It was also rotated by 3° around two axes of x, y, and z-axis, and rotated by 3° along all three axes. The errors in the position of rotated measurement points were measured with Leksell GammaPlan® and the correction function was verified.

Results: The image registration errors of the virtual phantom images was 0.1±0.1 mm and it was within the requirement of stereotactic images. The maximum theoretical errors in position of measurement points were 2.6 mm for a rotation around one axis, 3.7 mm for a rotation around two axes, and 4.5 mm for a rotation around three axes. The measured errors in position was 0.1±0.1 mm for a rotation around single axis, 0.2±0.2 mm for double and triple axes. These small errors verified that the rotation error correction function of Leksell GammaPlan® is working fine.

Conclusion: A virtual phantom was built to verify software functions of stereotactic neurosurgery treatment planning program. The error correction function of a commercial treatment planning program worked within nominal error range. The virtual phantom of this study can be applied in many other fields to verify various functions of treatment planning programs.

Keywords : Virtual phantom, Stereotactic images, Radiosurgery, Rotation correction