

뇌정위 방사선수술 시스템을 위한 자기공명영상의 공간적 왜곡의 측정 : 모형실험을 통한 연구

박선원¹ · 한문희¹ · 김동규² · 정현태² · 송인찬¹ · 김홍대¹ · 장기현¹

목적: 모형실험을 통하여 자기공명영상의 공간왜곡의 정도를 영상획득방향과 펄스연쇄별로 알아 보고 실험 조건에서 공간왜곡이 가장 적은 영상획득 방향과 펄스 연쇄를 찾고자 하였다. 실험 상 얻어진 가장 공간적 왜곡이 적은 영상법은 뇌정위 방사선수술의 적용시에도 실험한 조건중 가장 공간적 왜곡이 적은 영상법으로 인체적용에 도움이 될 것으로 가정하였다.

대상 및 방법: 아크릴로 만든 직육면체에 일정한 간격 (2cm)의 아크릴 원형 막대 (지름 4mm)를 배치하여 자기공명영상을 위한 모형을 제작하였다. 모형의 내부를 증류수로 채운 후 Leksell 상업용 감마나이프 G-프레임을 씌우고 모형을 자기공명 영상의 중심에 놓고 축상과 관상면의 T1 SE, T2 SE, T2 FSE, MPRAGE영상을 얻은 뒤 영상분석 프로그램 (Leksell Gamma Plan, Version = 5.10)을 이용하여 공간적 왜곡의 정도를 측정하였다. 공간적 왜곡의 측정은 MR영상에서 막대간의 거리와 공간적 왜곡이 거의 없을 것이라고 가정한 CT 영상에서 측정된 막대간의 거리의 차이를 구하고 이것이 각 영상획득 방법과 펄스 연쇄별로 차이가 나는지 또 영상의 가장자리와 중심부에서 차이가 나는지 paired student t-test를 통하여 분석하였다. MR의 각 단면 영상을 영상분석 프로그램에 인식시키는 과정에서도 프로그램에 내장되어 있는 외부표식자의 좌표의 위치를 통해서 외부표식자를 기준으로한 영상의 공간적 왜곡의 정도가 자동으로 측정되었다.

결과: 자기공명영상의 공간적 왜곡은 횡단면 영상에서는 감마나이프의 G-프레임의 외부표식자에 의하여 측정된 결과와 모형실험을 통하여 얻어진 결과에서 모두 뇌정위방사선수술에 이용하기에 허용할 만한 1.5mm 이하의 적은 수준의 왜곡 값을 지니고 있었다. 관상면의 자기공명영상은 외부표식자에 의해 왜곡을 측정했을 때, 감마나이프에 적용하기에는 1.5mm 이상의 공간 왜곡값을 보였으나 외부표식자에 의한 좌표를 통해 구해진 모형실험의 결과에서는 1.5mm 이하로 공간적 왜곡이 오히려 보정되는 결과를 보였다.

결론: 이 실험을 통하여 임상적으로 주로 사용되는 펄스연쇄와 영상획득방향에서 축상 3D MPRAGE기법이 가장 공간적 왜곡이 적은 영상법임을 알 수 있었다. 현재 사용되는 MR기기의 공간왜곡의 정도는 모형실험의 결과, 1.5mm 이하 수준으로 매우 적어서 다른 영상법에 비해 매우 우수한 MR의 공간 해상력을 고려하면, 실제 인체에 적용하여 뇌정위 방사선수술시 사용하기에 타영상기법에 비해 손색없는 영상법이 될 것으로 판단된다.

서 론

뇌정위수술이란, 영상을 이용하여 뇌병변의 위치를 입체적으

로 정확히 파악하고, 정상 뇌에 대한 손상을 최소화하여 병변을 수술하는 기법으로, 정확한 좌표의 계산이 필수적이다. 현재 뇌정위수술시스템에서 주로 사용하고 있는 전산화단층촬영은 왜곡이 거의 없어서 영상에 나타난 병변의 위치를 통하여 실제 병

대한자기공명의과학회지 4:7-13(2000)

¹서울대학교의과대학 진단방사선과학교실, 서울대학교의학연구원 방사선의학연구소

²서울대학교 의과대학 진단방사선과학교실

*이 논문은 보건복지부 보건의료기술개발사업 (HMP-96-M-4-1078)의 지원으로 이루어 졌음.

접 수 : 1999년 4월 21일, 채 택 : 2000년 3월 3일

통신저자 : 한문희, (100-744) 서울특별시 중로구 연건동 28번지, 영동세브란스 병원 진단방사선과

Tel. 82-2-760-3602 Fax. 82-2-743-6385

박선원 외

변의3차원 위치를 정확하게 파악할 수 있으나, 뇌의 자세한 해부학적 구조물들을 나타내지 못하는 큰 단점이 있다 (1, 2).

뇌정위방사선치료계획에 있어서 종양과 중요 기관의 정확한 위치 설정과 부피 설정, 그리고 이를 통한 정확한 치료 영역의 설정은 가장 중요한 문제이다. 자기공명영상은 뇌의 해부학적 구조물들을 자세히 나타내고, 어떤 방향으로도 영상을 얻을 수 있어서 매우 민감하게 뇌정위방사선치료의 영역을 설정할 수 있게 하는 반면, 영상 획득시 피사체 주변 자장의 불균등으로 인하여 영상의 모양이 실제와는 다르게 왜곡되는 현상이 있어서, 진단적 가치는 높으나 병변의 위치를 정확히 파악하기 어렵다는 문제점이 있다. 뇌정위수술의 관점에서 자기공명영상의 왜곡 현상은 매우 중요한 문제이고 아직 해결되지 못한 문제이다(3-7).

이 연구의 목적은 현재 뇌정위방사선치료(감마나이프)에 이용되고 있는 자기공명영상의 공간 왜곡의 정도를 모형실험을 통하여 영상획득방향과 펄스연쇄 별로 알아보고, 이의 공간 왜곡의 정도가 실제 임상에 적용하기에 받아들일 수 있는 범위인지, 또 가장 영상의 공간적 왜곡이 적은 영상획득 방향과 펄스연쇄는 어느 것이지 알아 보고자 하였다. 이 연구의 결과로 MR을 이용한 뇌정위 수술 유도방법의 정확도와 치료의 신뢰도를 파악할 수 있을 것으로 기대된다.

연구재료 및 방법

자기공명영상을 위한3차원 모형은 아크릴로 만든 직육면체안에 일정한 간격 (2 cm)의 아크릴 원형 막대(지름4 mm)를8 X 6 (가로 = 18 cm, 세로 = 11.7cm, 높이 13 cm)의 배열로 배치하여 그림1에서 보는 바와 같이 제작하였다(Fig. 1). 제작된 모형 내부를 증류수로 채우고 원형 막대를 영상 획득 단면과 수직으로 배치한 후 횡단면과 관상면의 자기공명영상을 얻었다

Table 1. MR Parameters in Each Pulse Sequence

PARAMETER	3D MPR	T2 TSE	T2 SE	T1 SE
TR	11.4	3500	2000	500
TE	2.1	98	90	12
FOV	25 cm	25 cm	25 cm	25 cm
Matrix Number	256×256	256×256	256×256	256×256
Slice Number	124	56	56	56
Slice Thickness (mm)	1	2	2	2
Average Number	2	2	1	2
Gap	no	no	no	no

Table 2. Phase and Frequency Encoding in Axial and Coronal Plane.

	Axial	Coronal
X	Frequency-encoding	Phase-encoding
Y	Phase-encoding	Slice-selection
Z	Slice-selection	Frequency-encoding

(Signa 1.5 T, General Electric, Wisconsin, USA). 실제 환자에게 적용하는 방법과 동일한 방법으로 상업용 Leksell 감마나이프용G-프레임을 모형에 씌우고 영상을 얻었다. 이G-프레임은 플렉시 유리로 제작되어 있고 삼면의 가장자리에는 CuSO₄용액이 들어있는N자형의 외부표식자가 있어서 단면 영상의 공간적인 위치가 파악될 수 있도록 제작되었다(Fig. 2).

자기공명영상은3 D MPRAGE, TSE T2강조영상, SE T2강조영상, SE T1강조영상을 얻었다. 각 펄스연쇄에서의 측정 변수는 표1과 같고(Table 1), 횡단면 영상과 관상면 영상에서의 x축과 y축 z축 별도의 주파수부호화방향과 위상부호화방향은 표2와 같다(Table 2).

각 단면 영상의 모형에서의 실제 크기는 일반적으로 공간적 왜곡이 거의 없는 것으로 여겨지는 전산화단층촬영을 해서 실제 크기의 기준으로 삼았다. 전산화단층촬영은1mm 절편두께와 1mm 간격으로 고식적 단면 영상을 얻었다. 얻어진 영상은 DICOM(Digital Imaging and Communication in Medicine)형식으로 전환되어서 영상저장 및 전송체계(PACS

Fig. 1. The phantom for magnetic resonance imaging



Fig. 2. The r-knife G-frame for MRI. Note the N shape fiducial markers (arrows) in the frame which are filled with CuSO₄ solution.

: Picture Achieving and Communication System)을 통하여 감마나이프의 단말기로 전달되었다. Leksell Gamma Plan (Version = 5.10) 영상분석 프로그램을 써서, 자기공명 영상의 자기장의 중심을 기준으로 전송된 영상의 중심과 가장자리의 임의의5면에서 모형 단면내의 막대의 좌표를 횡단면과 관상면 영상에서 각각 측정하였는데, 이때 각 모형내의 막대의 좌표는 감마나이프G-프레임의 외부표식자를 기준으로 측정되었다. 모형내의 막대 사이의 거리의 기준은 전산화단층촬영을 시행하여 전산화단층촬영영상의 각 아크릴 막대간의 거리를 실제 값으로 삼아, 각 자기공명영상의 펄스연쇄와 영상의 방향별로 각 단면의 위치에서의 일렬로 배치된 아크릴의 막대간의 거리가 기준이 되는 CT상의 거리와 비교하여 얼마나 차이가 나는지를 조사하여 모형에서의 공간적 왜곡의 정도를 평가하였다.

각 영상의 방향과 펄스연쇄별로 각 단면의 영상을 영상분석 프로그램에 인식시키는 과정에서도, 프로그램내에 내장되어 있는 외부표식자의 좌표를 기준으로한 직선에서 실제 전송된 영상에서의 외부표식자의 좌표가 벗어나 있는 정도를 통해서, 영상의 공간적 왜곡의 정도가 자동 측정되었다. 외부표식자를 기준으로 한 영상의 공간적 왜곡의 정도는 자기공명 영상의 각 펄스연쇄별로 영상화 한56개 혹은 124개의 전체 영상을 대상으로 측정되었다(Fig. 3).

자기공명영상의 방향과 펄스연쇄별로 얻어진 자료는 paired student T-test를 통하여 수평, 수직의 공간 왜곡의 정도의 평균과 표준편차, 최대값을 구하고, 영상의 중심과 가장자리에서 왜곡의 정도가 차이가 나는지, 각 펄스연쇄별로는 왜곡의 정도가 차이가 있는지 분석하였다. 관상면과 횡단면의 수평과 수직방향으로는 각각 위상부호화방향과 주파수부호화방향이 달라서 직접적인 비교는 하지 않았다.

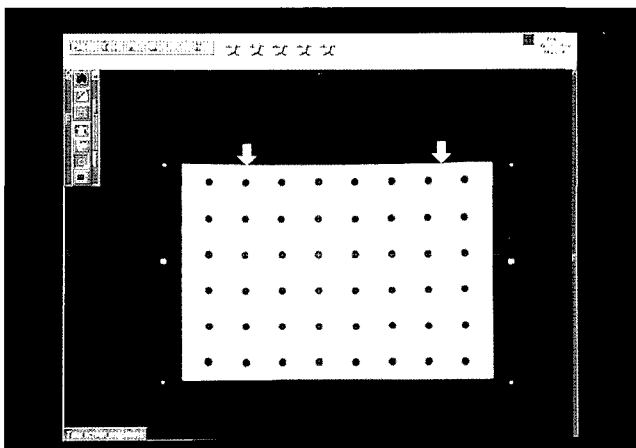


Fig. 3. Coordinates measurement of the acryl bar of the phantom for MRI on the r-knife workstation. Note the distortion of the upper margin of the imaged phantom (arrows).

결 과

감마나이프의 단말기에서 측정된 외부표식자를 기준으로 측정된 영상의 왜곡 정도는 표3과 같다. 표3에서 보는 바와 같이 외부표식자를 통해 구해진 횡단면과 관상면의 공간적 왜곡의 정도는 현저히 차이가 났고 횡단면 영상에서는 모든 펄스연쇄에서 공간적 왜곡의 정도가 최대값이 1.2mm 이하였으나 관상면 영상에서는 왜곡의 정도가 커서 평균값도 모두1.5mm가 넘으며 각 펄스연쇄에서의 최대값도 모두 10mm가 넘는 것으로 측정되었다.

모형 실험에서의 횡단면 자기공명영상에서 모형내의 막대간의 거리를 통해 구해진 공간적 왜곡의 정도는 표4와 같다. 횡단면 자기공명 영상의 모든 펄스연쇄에서 영상의 중심부와 가장자리의 공간적 왜곡정도의 차이는 통계적으로 의미가 없는 것으로

Table 3. Fiducial Errors of G-frame on MR Imaging

	3D MPR	T2 TSE	T2 SE	T1 SE
AXIAL				
Mean (mm)	0.3	0.3	0.3	0.4
Maximum (mm)	1.2	0.9	0.7	0.8
CORONAL				
Mean (mm)	1.5	1.8	2.1	1.8
Maximum (mm)	10.6	10.7	10.7	10.7

Table 4. Errors on MR Imaging of the Phantom, Transverse Plane

	N	Abs.Mean (mm)	Min. (mm)	Max. (mm)	Std. Deviation (mm)
3D MPRAGE	x 175	0.20	-0.8	1.10	0.264
	y 175	0.25	-0.8	0.90	0.313
T2 TSE	x 175	0.18	-0.8	0.60	0.217
	y 175	0.25	-0.8	0.70	0.288
T2 SE	x 175	0.19	-0.6	0.40	0.212
	y 175	0.25	-0.9	0.70	0.298
T1 SE	x 175	0.21	-0.6	0.50	0.241
	y 175	0.26	-1.0	0.80	0.304

Table 5. Errors on MR Imaging of the Phantom, Coronal Plane

	N	Abs.Mean (mm)	Min. (mm)	Max. (mm)	Std. Deviation (mm)
3D MPRAGE	x 175	0.26	-1.00	0.90	0.31
	z 175	0.30	-0.90	1.10	0.36
T2 TSE	x 175	0.20	-0.70	0.70	0.23
	z 175	0.26	-0.80	0.80	0.33
T2 SE	x 175	0.22	-0.90	0.80	0.28
	z 175	0.29	-1.00	0.90	0.37
T1 SE	x 175	0.21	-0.90	0.60	0.25
	z 175	0.29	-1.10	0.90	0.36

박선원 외

분석되었다 ($p > 0.05$). 횡단면 자기공명 영상에서 주파수부호 화방향인 수평 방향과 위상부호화방향인 수직 방향 간의 공간적 왜곡 정도의 차이는 TSE T2강조영상에서만 통계적으로 의미가 있는 것으로 분석되었고 ($p=0.042$) 나머지 펄스연쇄에서는 수평과 수직방향 간에 왜곡정도의 차이가 없는 것으로 분석되었다 ($p>0.05$). 횡단면 영상에서 각 펄스연쇄 별로 공간적 왜곡의 정도가 차이가 나는지의 분석에서는 다양한 결과가 나왔다. 3D MPRAGE는 TSE T2강조영상 (수평 $p<0.05$, 수직 $p<0.05$), SE T2강조영상(수평 $p<0.05$, 수직 $p<0.05$), SE T1강조영상(수평 $p<0.05$, 수직 $p<0.05$)과 비교해서 수평과 수직 성분 모두에서 차이가 있는 것으로 분석되었다. 3D MPRAGE

이외의 나머지 펄스연쇄사이에는 통계적 차이가 없었다($p>0.05$) (Fig. 4). 3D MPRAGE가 다른 펄스연쇄와 비교하여 중간값이 보다0에 가까웠고 왜곡의 분포도 보다0에 가까운 분포를 보였다 (Fig. 4).

이상의 결과를 요약하면 횡단면 영상의 분석에서 3D MPRAGE가 다른 펄스연쇄와 비교해서 모형내의 막대사이의 거리의 왜곡의 정도가 가장 적었고 다른 펄스연쇄와 비교해서 차이가 있는 것으로 분석되었다. 그러나 횡단면 영상의 각각의 펄스연쇄 모두에서 공간적 왜곡의 정도는 절대평균 0.3 mm 이하였고 최대값도 1.1mm를 넘지 않았다.

모형실험에서의 관상면 자기공명영상에서 모형내의 막대간의

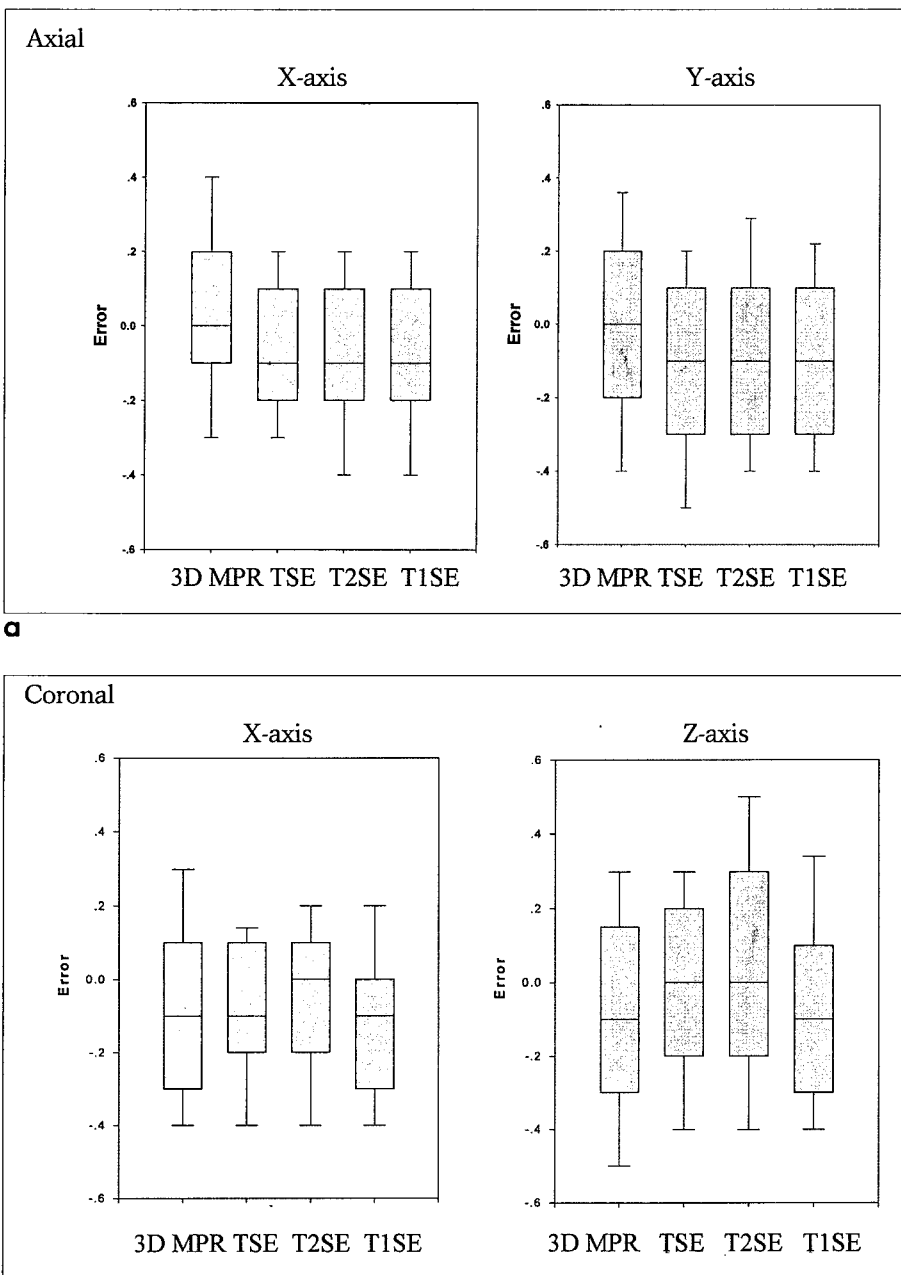


Fig. 4. Distribution of spatial errors of MR phantom study in each pulse sequence. The central boxes mean mid 50 percent range of the errors and the longitudinal bars mean 90-percentile range of the spatial errors. The crossed bars in the boxes mean the median of the errors.

a. Axial plane. The error range of 3D MPRAGE is different from that of other pulse sequence in both x and y-axis. The median value and error range of 3D MPRAGE is more approximate to 0 than those of others. **b.** Coronal plane. The x-axis error ranges are not different between each pulse sequence. The z-axis error range distributions are diverse. The error distribution of 3D MPRAGE image is similar to that of T1 SE. The error range of T2 TSE is similar to that of T2 SE. Differently to axial plane image, z-axis error ranges of T2 TSE and T2 SE are more approximate to 0 than that of 3D MPRAGE or T1 SE.

거리를 통해 구해진 공간적 왜곡의 정도는 표5와 같다. 관상면 자기공명영상에서도 모든 펄스연쇄에서 영상의 중심부와 가장 자리의 공간적 왜곡정도의 차이는 통계적으로 의미가 없는 것으로 분석되었다 ($p>0.05$). 관상면 자기공명영상에서 위상부호화 방향인 수평방향과 주파수부호화방향인 수직방향 간에 공간적 왜곡의 정도는 통계적으로 유의한 차이가 없었다 ($p>0.05$).

관상면 영상에서 각 펄스연쇄 별로 공간적 왜곡의 정도가 차이가 나는지의 분석에서는 다양한 결과가 나왔다. 관상면 영상에서는 수평성분에서는 각 펄스연쇄 간에는 통계적 차이가 없는 것으로 분석되었다($p>0.05$). 수직성분에서는 3D MPRAGE와 SE T1강조영상이 차이가 없는 것으로($p>0.05$), TSE T2강조영상과 SE T2강조영상이 차이가 없는 것으로 분석되었다 ($p>0.05$). 그러나 3D MPRAGE와 TSE T2강조영상 ($p<0.05$), 3D MPRAGE와 SE T2강조영상($p<0.05$), SE T1강조영상과 TSE T2강조영상($p<0.05$), SE T1강조영상과 SE T2강조영상($p<0.05$)은 다른 것으로 분석되었다. 횡단면 영상과는 달리 관상면 영상에서는 3D MPRAGE나 SE T1강조영상보다 TSE T2강조영상과 SE T2강조영상이 공간적 왜곡의 평균과 표준편차가 0에 보다 가까운 분포를 보였다(Fig. 4).

관상면 영상분석의 결과를 요약하면, 모형내의 막대간의 거리의 측정을 통한 공간왜곡의 분석에서는 횡단면 영상과 달리 TSE T2강조영상과 SE T2강조영상이 공간적 왜곡의 정도가 적은 것으로 분석되었다. 관상면 영상에서도 공간적 왜곡의 정도는 절대평균 0.3 mm 이하였고 최대값도 1.1mm를 넘지 않았고 외부표식자에 의해 구해진 왜곡의 정도가 컸던 것과는 상이한 결과를 보였다.

고 찰

자기공명영상에서 구조물에 대한 공간왜곡은 크게 시스템 고유의 특성인 경사자계의 비선형성과 측정대상에 의해 발생하는 국소 자기장의 불균일도에 의해 발생된다. 이중 공간적 왜곡을 가져오는 가장 주된 요인 중의 하나인 경사자계의 비선형성은, 교정되지 않은 영상에서는 뇌정위수술요법에 있어 5mm에 이르는 계산상의 오류를 초래할 수 있다 (4). 이러한 공간적 왜곡은 뇌정위수술이나 방사선치료나 혹은 다른 정확한 위치 선정이 결정적인 시술에 있어 무시할 수 없는 요소다 (4). 이외에도 화학적변위나 감수성인공음영 등도 공간적 왜곡을 초래하는 인자이다. 주로 1980년대 후반과 1990년대 초반에 걸쳐 앞서 말한 경사자계의 비선형성에 의한 왜곡이나 화학적변위 등의 자기공명영상의 공간적 왜곡을 교정하기 위한 많은 연구가 있었고(4, 8) 이러한 개선의 결과는 시스템 내장 프로그램에 의해 보정되어 보다 공간적 왜곡이 적은 자기공명영상이라는 기술적 진보를 가져왔다.

뇌신경 영상은 중추신경계 병변의 수술 전 계획에 있어 중요하다. 그러나 수술 중에는 병변을 보면서 접근할 수도 있고, 수

술 중 초음파와 같은 방법으로 병변의 위치를 파악해서 접근할 수도 있다. 그러나 방사선수술에 있어 뇌신경 영상은 치료의 전 과정에 있어 병변을 볼 수 있는 유일한 방법이다. 고용량일회방사선요법(감마나이프)은 병변을 적절히 치료하면서 정상 조직은 보호하기 위하여 mm단위 이하 수준의 매우 정확한 조준을 요구한다 (9). 뇌정위수술법에서 일반적으로 여러 저자들의 인정하는 자기공명 영상의 공간적 왜곡의 정도는 X-Y면에서는 1.5mm를 넘지 않아야 하며 Z축 방향으로는 2-3mm 수준이다 (10).

저자들의 이번 실험에서 자기공명영상의 영상영역과 행렬수(matrix number)를 고려하면 픽셀의 크기는 0.98mm로, 예상되는 영상의 정확도는 1mm 이상의 수준으로 생각된다. 실험의 결과에서, 횡단면 영상에서 외부표식자를 이용하여 측정된 오차의 정도는 평균이 0.3mm에서 0.4mm의 분포였고 최대값이 0.7mm에서 1.2mm의 분포였다. 모형 실험을 통하여 구해진 공간적 왜곡의 정도도 평균이 0.25mm내외였고 최대값도 1.1mm가 가장 큰 값이었다. 3D MPRAGE, TSE T2강조영상, SE T2강조영상, SE T1강조영상 등의 이번 실험에서 사용한 각종 펄스연쇄의 횡단면 자기공명영상은, 사용한 측정변수에 의한 픽셀의 크기와 일반적으로 인정되는 뇌정위수술법에 있어서의 자기공명영상의 오차기준을 감안하면 수용할 만한 정도의 적은 오차만 지니고 있었고, 임상적으로 감마나이프의 뇌정위를 정하는데 문제가 없을 정도의 오차수준임을 알 수 있었다. 횡단면 영상에서는 영상의 중심과 가장자리의 공간적 왜곡의 정도의 차이도 통계적으로 의미가 없는 수준이었고 주파수부호화 방향인 수평방향과 위상부호화방향인 수직방향 간에도 대부분의 영상에서 통계적으로 차이가 없는 것으로 분석되었다. 위의 각종 펄스연쇄들 가운데 3D MPRAGE가 가장 오차가 적었고 다른 펄스연쇄와 비교해서도 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 분석이 되어서 감마나이프의 임상적 적용에 가장 쓸 만한 펄스연쇄인 것으로 여겨진다. Walton등도 모형실험을 통해 자기공명영상에서 2차원과 3차원 자료 획득 영상 중에서 3차원으로 데이터를 얻는 것이 공간적 오차가 적다고 보고했는데 (11,12) 이것은 횡단면영상의 이번 실험의 결과와 같았다.

이 실험에서 관상면 자기공명영상에서 외부표식자를 통해서 측정된 공간적 왜곡은 평균이 1.5mm에서 2.1mm의 범위였고 최대 왜곡 값은 모든 펄스연쇄에서 10mm가 넘었다. 이 값들은 횡단면 영상의 비교적 적은 범위의 공간적 왜곡정도와 비교하여 매우 크고, 이렇게 심하게 왜곡된 영상은 감마나이프용 뇌정위수술에 이용하기에는 적당하지 않다고 판단된다. 그러나 모형실험을 통하여 구해진 관상면 영상의 공간적 왜곡의 정도는 외부표식자를 이용해 측정된 왜곡의 정도와는 현저히 차이가 있었고 평균과 표준편차가 mm 단위 이하의 수준이었고 모든 펄스연쇄에서 최대 왜곡 값도 1.1mm를 넘지 않았다. 모형실험에서 모형내부 막대의 좌표는 외부표식자를 기준으로 정해지는 것이므로 불규칙적인 외부표식자의 공간적 왜곡이 있다면 이것을 기준으로 정해지는 모형내의 막대의 좌표도 불규칙한 공간적 왜곡을

박선원 외

지니게 될 것이고 그렇다면 막대사이의 거리를 기준으로 측정된 오차들도 심하게 실제 값에서 벗어난 결과를 보일 것이다. 그러나 관상면 영상에서도 모형 실험을 통하여 구해진 공간적 왜곡은 횡단면 영상과 비교해서 별다른 차이가 없었다. 이는 아마도 관상면 영상의 공간적 왜곡이 일정한 규칙성을 지니면서 실제 값과의 오차가 생기고 따라서 일정한 규칙성을 지니면서 왜곡된 외부표식자를 기준으로 표시된 모형내의 막대의 좌표도 일정한 규칙성을 지니면서 실제 위치와 오차가 생기게 된다. 만일 그렇다면, 모형내의 막대간의 거리에는 그다지 많은 영향을 미치지 않았을 것이다. 따라서 관상면 영상이 비록 횡단면 영상에 비해 공간적 왜곡이 많이 생기지만 감마나이프용의 G-프레임을 씌우고 영상을 얻게 되면 같은 규칙성을 가지고 외부표식자와 프레임 내부의 영상대상이 공간적으로 왜곡되게 되어 G-프레임의 외부표식자를 기준으로 영상대상의 위치를 좌표로 표시하면 공간적 왜곡은 상대적으로 보정되는 결과를 가져온다고 생각된다. 실험의 결과에서 보면 발생하는 오차가 자기공명영상의 픽셀의 크기를 고려하면 받아들일 만한 수준으로서, 이렇게 측정된 대상의 좌표를 감마나이프의 조준에 적용하더라도 비교적 정확한 뇌정위방사선수술이 될 것이라고 생각된다. Walton 등은 시상면 영상과 관상면 영상에서도 3차원적으로 데이터를 얻는 것이 2차원적으로 데이터를 얻는 것과 비교하여 공간적 왜곡이 적다고 보고하였는데 이것은 저자의 이번 실험의 결과와 달랐다 (12). 이번 실험에서 관상면 영상에서 3D MPRAGE와 같은 정도의 공간적 왜곡이 있는 2차원 자료획득영상도 있었고 오히려 평균과 표준편차를 고려할 때 3차원으로 데이터를 얻는 것보다 왜곡이 적은 2차원 자료획득영상도 있었다 (12). 이 결과는 이번 실험의 횡단면 영상에서의 결과와도 다르고 Walton 등의 실험의 결과와도 차이가 있다. 하지만 그러한 결과의 차이가 오차가 많은 외부표식자를 기준으로 좌표를 표시한 것과 관련이 있는지의 여부는 분명치가 않다.

이 실험에서 횡단면 영상과 관상면 영상의 수평과 수직 방향이 주파수부호화방향과 위상부호화방향이 달라서 직접적인 통계적 비교는 어렵지만 평균과 표준편차로 파악한 횡단면과 관상면 영상의 공간적 왜곡의 정도를 비교하면 외부표식자를 이용한 공간적 왜곡은 횡단면 영상이 월등히 적었고, 모형내부의 막대의 거리를 이용하여 구한 공간적 왜곡은 횡단면과 관상면 영상의 결과가 크게 차이가 없었다. 전체적인 결과를 보면 횡단면 영상 그 중에서도 3D MPRAGE로 영상을 얻어서 감마나이프 수술을 계획하는 것이 가장 바람직할 것으로 보인다.

저자들의 이번 실험은 몇가지 한계점을 지니는데 우선 아크릴 모형으로 실험한 결과를 직접 인체에 적용할 수 있는지의 문제를 지적할 수 있다. 증류수로 채운 아크릴 모형은 인체와 물질이 다르고 MRI 왜곡현상에 다른 형태의 영향을 끼칠 수 있다. 그러나 저자들의 이번 실험은 같은 모형으로 다른 모든 실험 조건은 동일하게 놓고 영상획득 방향과 펄스 연쇄만 달리하여 실험하였고 이 중 가장 우수한 실험 조건이 어떤 것인지를 찾는 것이 우선 목적으로 실험의 결과가 다소 제한점은 지니나

MR을 이용한 뇌정위 수술유도방법의 정확도를 기하는데 도움이 될 것으로 생각된다. 그러나 다음 단계로 인체와 유사한 구조와 물질로 만든 모형 실험을 통하여 MR의 공간 왜곡에 관한 보다 많은 검증과 연구가 필요할 것으로 여겨진다. 다음 한계점으로 저자들의 이 실험은 GE 1.5T Signa Scanner에서 수행되었고, 이 연구의 결과는 동일 기종에 한하여 유효하다. 다른 MR 기종의 뇌정위 방사선 수술 유도 적용을 위해서는 다른 MR 기종을 통한 실험이 필요할 것이다.

이번 실험에서 모형의 실측치를 직접 측정할 방법이 여의치 않아서 CT에서의 측정치를 대신 사용하였는데 CT는 이미 여러 연구에서 (1, 2) 공간적 왜곡이 거의 없다고 밝혀져 있어서 실측치 대신 사용하기에 무리가 없을 것으로 판단하였다.

결론

뇌정위방사선수술, 즉 감마나이프에 이용되고 있는 자기공명영상의 공간적 왜곡은 횡단면 영상에서는 감마나이프의 G-프레임의 외부표식자에 의한 측정이나 모형 실험을 통한 측정에서 모두 일반적으로 인정되는 기준보다 적었다. 관상면 영상에서의 자기공명영상의 공간적 왜곡은 외부표식자에 의한 측정에서는 왜곡의 정도가 컸으나 외부표식자에 의한 좌표를 기준으로 측정된 모형실험에서는 적게나와 왜곡의 정도가 보정되는 효과가 있었다. 시행한 펄스연쇄 중 횡단면 영상의 3D MPRAGE가 공간적 왜곡의 정도가 가장 적어서 감마나이프의 치료계획에 있어 이 영상방법을 사용하는 것이 치료의 정확성을 높이는 가장 좋은 방법으로 생각된다.

참고 문헌

1. Peters TM, Clark JA, Oliver A, et al. Intergrated stereotaxic imaging with CT, MR imaging and digital subtraction angiography. *Radiology* 1986;161:821-826
2. Boethius J, Bergstrom H, Greitz T. Stereotaxic computerized tomography with a GE 8800 scanner. *J Neurosurg* 1980; 52:794-800
3. 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 planing. *Phys. Med. Biol.* 1995;40:1651-1664
4. Schad L, Lott S, Schmitt F, Sturm V, Lorenz WJ. Correction of spatial distorsion in MR imaging a prerequisite for accurate stereotaxy. *JCAT* 1987;11(3):499-505
5. Thomas DGT, Davis CH, Ingram S, Olney JS, Bydder GM, Young IR. Stereotatic biosy of the brain under MR imaging control. *AJNR* 1986;7:161-163
6. Wyper DJ, Tuner JW, Patterson J, et al. Accuracy of stereotaxic localization using MRI and CT. *J Neurol Nuerosurg Psychiatry* 1986;49:1445-1448
7. Kelly PJ, Sharbrough FW, Kall BA, Goerss SJ. Magnetic resonance imaging-based computer-assisted stereotactic resection of the hippocampus and amygdala in patients with temporal

- lobe epilepsy. *Mayo Clin Proc* 1987;62:103-108
8. Cho ZH, KimDJ, Kim YK, Total inhomogeneity correction including chemical shifts and susceptibility by view angle tilting. *Medical Physics* 1988;15:7-11
9. Guo WY. Application of MR in stereotactic radiosurgery. *JMRI* 1998;8:415-420
10. Rousseau J, Clarysse P, Blond S, Gibon D, Vasseur C, Marchandise X. Validation of a new method for stereotactic localization using MR imaging. *JCAT* 1991;15:291-296
11. Walton L, Hampshire A, Forster DMC, Kemeny AA. A phantom study to assess the accuracy of stereotactic localization, using T1-weighted magnetic resonance imaging with the Leksell stereotactic system. *Neurosurgery* 1996;38:170-178
12. Walton L, Hampshire A, Forster DMC, Kemeny AA. Stereotactic localization with magnetic resonance imaging: a phantom study to compare the accuracy obtained using two-dimensional and three-dimensional data acquisitions. *Neurosurgery* 1997;41:131-139

J. Korean Soc. Magn. Reson. Med. 4:7-13(2000)

Assessment of Imaging Distortion in Magnetic Resonance Imaging for Stereotactic Radiosurgery: Through Phantom Study

Sun-Won Park¹, Moon Hee Han¹, Dong-Gyu Kim², Hyun-Tai Chung²,
In Chan Song, Hong Dae Kim, Kee Hyun Chang

¹Department of Radiology, ²Department of Neurosurgery,
Seoul National University College of Medicine
Institute of Radiation Medicine, SNUMRC

Purpose : To assess the distortion of MRI with the Leksell stereotactic radiosurgery system in variable pulse sequence and imaging plane through phantom study, to find most adequate imaging plane and pulse sequence for stereotactic radiosurgery system.

Materials and methods : We made the phantoms for MRI and get images in variable conditions and analyzed the image distortion using image analysis program, and statistically using paired student t-test.

Results : The tranverse plane images had acceptable error ranges (less than 1.5mm) in all pulse sequence in both the analysis of fiducial marker in stereotactic G-frame and the phantom study. The coronal plane images had unacceptable large errors (more than 1.5mm) in the analysis of fiducial marker in the stereotactic G-frame, but had corrected small errors (less than 1.5mm) in the phantom study.

Conclusion : We find from the phantom study that the present MR machines are adequate for stereotactic surgery system in frequently used pulse sequences, and imaging planes.

Index words: distortion, MRI, stereotactic radiosurgery, stereotactic surgery, phantom study.

Address reprint requests to : Moon Hee Han, M.D., Department of Diagnostic Radiology, Seoul National University Hospital
28 Yongon-Dong, Chongno-Ku, Seoul 110-744, Korea.
Tel. 82-2-760-3602 Fax. 82-2-743-6385