

## 자기공명영상을 이용한 두개부내 표적의 3차원적 위치결정

최대진, 김옥배, 주양구\*, 서수지\*, 손은익\*\*

계명대학교 의과대학 치료방사선학교실, 진단방사선학교실\*, 신경외과학교실\*\*

### 초 록

목적 : 전신자기공명영상장치의 두개부코일링에 삽입할 수 있는 뇌정위표적기를 제작하고, 횡단면, 시상면 및 관상면에서 표적의 입체적 위치를 결정하여 비교하였다.

방법 : 고강도 합성수지를 이용하여 1.5T의 전신자기공명 영상장치에서 뇌정위시술용 두개부코일링에 부착하여 두개부내 표적위치를 결정할 수 있는 뇌정위표적기를 시험제작하였다.

본 연구에서 시험제작된 뇌정위표적기는 자기공명장치 Magnetom 1.5T(Siemens 사, 독일)의 두개부코일(외경이 260mm) 내에 설치할 수 있도록 하였으며, 횡단면이나 시상면 또는 관상면에서 표적의 위치를 3차원적으로 결정할 수 있게 하여 각 단면에서 결정된 가상표적의 위치를 비교하였다.

결과 : 위치가 서로 다른 2개의 가상표적에 대한 모의실험 결과, 횡단면에서 x축의 최대오차는 -1.4mm, y축 -0.7mm, z축 1.1mm를 얻었으며, 시상면에서는 X축 1.3, Y축 1.0mm, Z축 1.1mm, 관상면에서는 X축 -1.4mm, Y축 1.1mm, Z축 -1.5mm로 나타나 횡단면, 시상면 및 관상면에서 구한 표적값이 실험오차범위에서 거의 일치하였다.

결론 : 고강도 합성수지를 이용하여 시험제작한 자기공명영상용 뇌정위표적기를 이용하여 두개부내 표적에 대한 모의실험결과 횡단면, 시상면 및 관상면에서 구해진 표적의 위치가 2mm의 오차범위내에서 실제값에 거의 일치함을 얻었다.

### 서 론

두개내 표적의 3차원적 위치결정은 조직생검 및 수술 또는 입체적으로 방사선을 조사하는 방사선수술에 매우 중요한 사항이며, 위치결정의 오차는 조직생검 위치결정 및 표적선량에 직접적인 영향을 주게 된다.

두개내 신경외과적 조직생검 및 수술표적의 위치결정에 많이 이용되는 BRW 뇌정위 표적 결정기구는 주로 X-선 CT를 통해서 방사선의 흡수에 의해 영상이 이루어지며 고정장치의 상당부분이 자화성 금속체로 구성되어 있으므로, 자기공명 영상장치의 수 Tesla의 고자장속에서 자기장에 영향을 끼치게 되며, 또한 피사체의 수소핵의 자화를 이용한 자기공명 영상(Magnetic Resonance Image, MRI) 에는 사용할 수 없다<sup>1)</sup>.

따라서 자기공명영상을 이용한 두개부내 표적의 입체적 위치를 결정하기 위해서는 강자장의 분포에 영향을 주지 않는 표적기의 개발이 필요하다<sup>2, 3)</sup>.

자기공명영상의 특성은 환자체위를 배외위로 고정한 체로 RF 신호방향과 경사코일, 수신코일 방향에 따라 횡단면의 영상은 물론 시상면과 관상면 등 임의 방향의 단면영상을 얻을 수 있으며, 뇌기능의 변화에 따른 기능적 영상과, 스핀-스핀 이완신호 강조영상 (T2WI) 이 연구는 1994년도 동산의료원 특수과제 연구비에 의해 이루어졌음.

및 양성자밀도 (Proton Density) 영상을 얻을 수 있어 진단영역의 폭이 확대되고 있다. 특히 자기공명영상은 양성종양의 크기와 경계가 뚜렷하여 질병의 형태학적 결정이 용이하며, 뇌혈관기형종의 원발부위의 결정에도 큰 역할을 하게 된다. 방사선에 의한 컴퓨터 단층영상에서 주사 단면상의 영상은 우수한 해상력을 보이나, 시상면, 관상면 또는 임의의 단면상은 주사간격과 화소부피 (voxel) 를 이용한 재구성된 영상으로 해상력이 저하된다. 이에 비해 MRI 는 축상면이나 시상면 등 임의의 방향에서 우수한 해상력의 단면 영상들을 얻을 수 있어 영상을 이용한 의학적 진단에 큰 도움을 주고 있는 것은 사실이나, 병변의 현미경적 수술 및 정밀 치료에 필수적인 입체적 좌표결정은 수술방법에 따른 좌표계에 적합하게 수치화되어야 한다<sup>4)</sup>.

본 연구에서는 자기공명영상의 횡단면, 시상면 및 관상면의 영상에서 표적의 위치를 결정하기 위하여 자자기공명영상용 뇌정위표적기를 고안제작하고 BRW 뇌정위 기구나, 방사선수술 포톤 나이프의 프레임에 부착하여 CT 영상에 의한 표적위치를 비교할 수 있게 하였으며<sup>5)</sup>, 표적위치를 결정할 알고리즘을 준비하고, 임의의 단면상에서 구한 가상표적위치를 뇌정위시술 기구에 적용하여 임상적용 가능성을 알아보하고자 한다.

### 대상 및 방법

본 연구에서는 자장 1.5 T 의 전신자기공명영상장치에 두부영상코일을 이용하였으며, 스핀-격자 이완신호 강조영상 (T1WI) 또는 T2WI 에서 가상 표적중심 위치를 결정할 수 있는 표적기를 시험 제작하고 위치해석을 전산화하였다.

자기공명영상은 주자장의 강도 및 자장분포의 비균질성과 영상신호의 위치를 결정하는 경사코일의 자장 등에 영향을 받게 된다<sup>6)</sup>. 자장분포의 왜곡은 영상신호의 위치오차를 유발하게 되므로 두부코일내 영상 왜곡을 점검하기 위해 내경 5 mm 에 길이 20 cm 인 플라스틱관에 MR영상조영제 (Magnevist 0.1 %/ml, Scheling 사, 독일) 를 봉입하고 직경 245 mm 의 원판사이에 가로×세로 각각 30 mm 간격으로 균등하게 배열하고 T1WI 로 단면상을 얻어 왜곡정도를 조사하였다(Fig. 1).

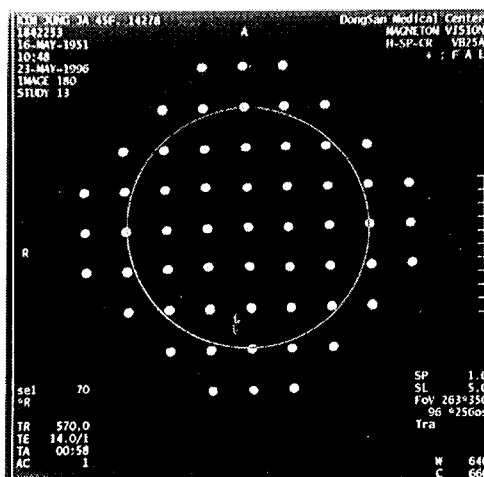


Fig 1. Photograph of the transversal axial MR-Image of the phantom, visualizing the gadolinium-filled tubes as points with drawings the circle.

저자들의 실험에 이용된 MR 표적기구는 고강도 엔진니어링 합성수지로 제작된 뇌경 위두개부 고정환에 부착고정되도록 제작되어 있으며, 자기공명 영상의 횡단면, 시상면 및 관상면의 각 단면 영상에 9개의 점이 나타나도록 고안되었다(Fig. 2).

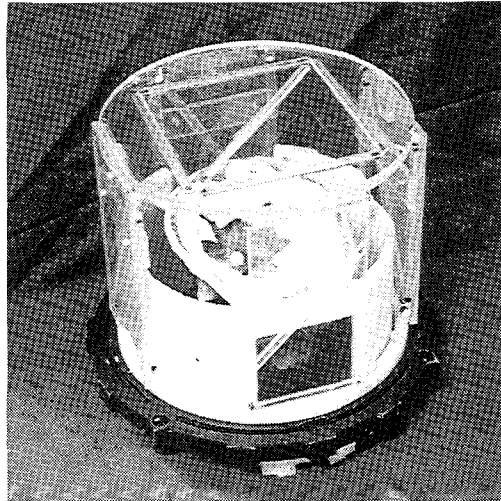


Fig 2. MR stereotactic target localizer with head immobilizer ring in Photon Knife radiosurgery system.

표적기의 외경은 MR 두부촬영용 코일의 내구경이 비교적 작고 환자의 두부 고정장치가 있어 코일의 내구경에 최적합한 245 mm 로 정하였으며, 자기공명 영상단면에 N 자형의 단면상에 있는 병변의 위치를 결정하게 된다.(Fig. 3a, b).

두개부내 삽입한 임의의 가상표적에 대하여 고안된 표적기구를 이용하여 표적의 3차원적 위치를 결정하였다. 표적결정은 입체성표적체의 중앙을 정하기 위해 최소한 2 축 방향에서 중심을 정할 필요가 있다. 먼저 시상면에서 표적주위를 1 mm 의 간격으로 주사하여 표적중앙을 정한 다음, 횡단면의 영상을 얻어 표적의 중심을 결정하고, 순차적으로 관상면과 시상면의 영상을 동일한 방법으로 얻으므로써 표적의 중심결정에 정확성을 유지하고자 하였으며, 동일한 표적에 대해 각 단면상의 3차원 표적위치를 비교 할 수 있게 하였다 (Fig. 3a).

#### 표적 위치결정

시상면 영상의 절편위치를 나타내는 표적기구의 9개의 점은 안면부, 두개부정위 및 두부의 후방에 각각 3점이 나타나도록 하였으며, 안면부에 있는 세점의 폭(W) 은 170 mm, 높이(H) 170 mm 이며, 정위부 세점의 폭과 높이는 각각 150 mm 이며, 두부후방의 3점의 폭은 100mm, 높이는 170 mm 이다(Table 1). 시상면의 영상은 빔의 시각방향과 화면상 설정한 축에 따라 좌표해석이 다르게 되므로 본 연구에서는 좌측방에서 입사된 영상을 시계방향으로 90도 회전하여 두부의 전면이 화면의 종축상 양의 부호를 취하게 한다 (Fig. 3a).

시상면에서 YZ 의 값은 영상에서 표적의 중심위치를 직접 읽은 값이며 X 축의 값은

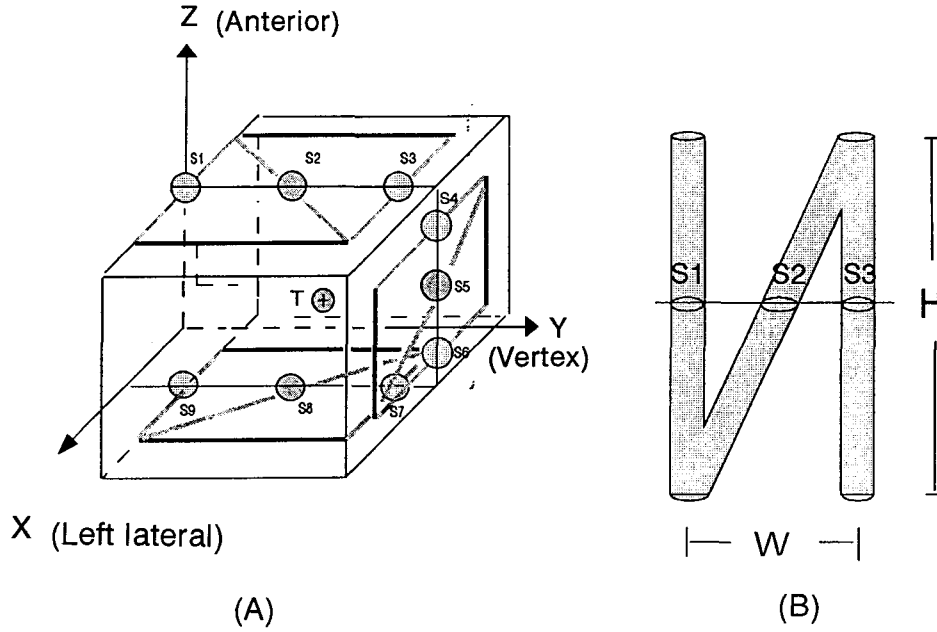


Fig 3. Schematic diagram illustrating the coordinate system of experimental MR localizer (A) and the points of N-shaped bars in sagittal scan image (B).

계산으로 구한다. 절편의 위치(X)는 두부고정환의 중점에서 좌우위치를 의미하며, 표적의 X는 조영제가 봉입된 N 자형 튜브의 세점의 절편위치로부터 구한다(Fig. 3b).

즉 뇌정위 기구의 원점에서 좌우위치 X는

$$X_i = \frac{S_{n-1}S_n}{S_{n-1}S_{n+1}} \cdot W + X_0 \quad (1)$$

이다. 여기서  $n=2,5,8$ 이며,  $X_0$ 는 대각선 절편이 시작되는 위치이다. 실험에서 제작한 뇌정위표적기구는 시상면의 절편면을 나타낼 N-형 막대가 횡단면 및 관상면에서도 이용되므로 위치해석시 폭과 높이가 달리 지정될 수 있으므로, 각 단면상에서 적용될 교정값은 표적기의 구성에 따라 달라진다(Table. 1).

Table 1. Widths of 3 points for designed MR stereotactic device and its height in three different axis.

Image	W1	H1	W2	H2	W3	H3	교정상수
Axial	100	170	100	170	100	170	$Y_0 = 21.5$
Sagittal	170	170	150	150	100	170	$X_0 = -W/2$
Coronal	100	170	150	150	100	170	$Z_0 = -H/2$

Axial : Width W1 and height H1 represent N-type bars of right, W2, H2 for left and W3, H3 for posterior of patient head.

The Width W1 and height H1 in sagittal image represent the anterior, vertex and posterior of patient image, in sequence.

특히 절편의 위치가 뇌정위기구에 대해 직교성을 유지하는 경우 세점의 좌우위치는 동일하나 직교성이 유지되지 않는 경우 절편값은 서로 다른 값을 갖게 되며 스캔 단면과 표적단면을 일치시키기 위한 좌표회전 변환을 요한다.

한편, 뇌정위시술기구에 부착시킨 표적기는 뇌정위시술기구의 원점으로부터 21.5 mm 뇌정위 방향으로 이동되어 있으므로 교정치  $Y_0$  로 보정한다.

회전변환은 비직교성 영상면에서 구한 세점  $S2(x_2, y_2, z_2)$ ,  $S5(x_5, y_5, z_5)$ ,  $S8(x_8, y_8, z_8)$  이 이루는 평면의 면벡터를 이용한다. 표적을 포함한 영상의 모든 점은 동일평면에 있게 되므로 평면방정식으로 부터 물체의  $x, y, z$  축의 단위 벡터를 정하고 직교좌표계의 축  $(X, Y, Z)$  에 대한 단위벡터성분의 방향계수  $l, m, n$ , 를 얻어 회전변환을 시행하였다.

직교화된 영상의 좌표  $(X, Y, Z)$  는 물체의 좌표  $(x, y, z)$  로 부터 식 (2) 와 같이 구한다.

$$\begin{pmatrix} X+x_0 \\ Y+y_0 \\ Z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} l_1 & m_1 & n_1 \\ l_2 & m_2 & n_2 \\ l_3 & m_3 & n_3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \quad (2)$$

X축의 교정상수는 세점폭의 절반인  $X_0 = -W_i/2$  (단  $i=2,5,8$  은 계산점의 표적기 폭을 의미한다) 되어 시상면에서의 3차원적 위치는  $(X+X_0, Y+Y_0, Z)$  로 뇌정위시술기구의 원점과 일치시킨다.

횡단면의 단층영상에서 좌우 및 두부후방의 N-형 막대의 절편은 뇌정위기구의 원점에서 정위의 위치를 각각 지정하게 되며, 위치지정은 좌측에서 우측 및 후방의 순서로 각각 세점씩 정해진다.

한편 횡단면의 영상에서 표적 XZ 는 화면상에서 직접 얻게 되며, 원점에서 뇌정위축 이동거리인 Y 값은 화면에 나타난 세점의 폭(W) 100 mm 와 높이(H) 170 mm를 이용하여 구하며 나머지 과정은 시상면의 경우와 동일한 방법으로 3차원좌표값을 얻었으며, 한편 관상면에 대해서 표적위치  $(X, Y+Y_0, Z+z_0)$  도 시상면에서 구한 방법과 같은 방법으로 결정하였다(Table 2).

Table 2. Computation of target positions in axial, sagittal and coronal MR image.

Target No.	Axis	Actual	Calculated		
		Coordinate	Axial	Sagittal	Coronal
1	X	10.0	8.6	8.7	8.3
	y	95.0	95.2	94.3	95.6
	z	10.0	11.3	11.1	8.7
2	X	-10.0	-10.8	-11.3	-11.4
	y	130.8	130.7	131.0	131.1
	z	-10.0	-11.1	-9.1	-8.5

## 결 과

자기공명영상의 화소위치는 불균질한 자기장하에서 왜곡상을 보이게 되므로, 인체두부내

이상병변의 입체적위치를 결정하기 위하여, 본 연구에서 직경 245mm, 길이 200 mm 의 원통중심에서 30 mm 간격으로 총 57 개의 MRI 조영제 튜브를 균등 배열하여 영상왜곡을 측정할 수 있는 펜텀을 고안 제작하였다. 영상왜곡은 임의 구간의 실제크기에 대한 동일구간에 대한 영상의 크기의 비로 얻은 결과, 가로와 세로 및 대각선에서 거의 1.0 으로 횡단면의 영상에서 왜곡도는 거의 없는 것으로 나타났다(Fig. 1).

본 실험에서는 자기공명장치의 고자장에 영향을 주지 않는 고강도성 엔지니어링 플라스틱을 이용하여 뇌정위 표적이 용이하며, 방사선수술에 이용할 수 있는 표적기를 시험제작 하였다.

자기공명영상은 고정체위에서도 해상도가 우수한 임의의 단면영상을 얻을 수 있으므로, 방사선수술 및 뇌조직생검시 이용되는 뇌정위표적기는 고자장에서조차 자장에 영향을 주지 않는 순수비자성체 금속이 유용하나, 본 연구에서는 강도가 높은 엔지니어링 플라스틱을 기준으로 정하고 표적기는 엔지니어링 합성수지와 강화플라스틱판으로 제작하였으며 재원은 다음과 같다(Fig. 2).

자기공명상에서 표적에 대한 위치해석을 위한 막대의 외경 8 mm 이며 내경 5 mm 인 플라스틱관을 사용하여 횡단면, 시상면 및 관상면의 어느 면의 영상에서도 N-형이 되도록 제작하였다.

각 단면영상의 위치를 나타내는 N-형의 관내에는 자기공명영상 조영제 (Magnevist) 를 0.1~0.3 % /ml 농도로 주입하여 T1WI 에서나 T2WI 에서 모두 높은 영상신호를 구할 수 있었다.

자기공명영상용 뇌정위 표적기의 크기는 두개부 영상증강을 위해 사용되는 두부코일 (내경 260mm)내에 쉽게 삽입될 수 있도록 외경 245 mm 로 고안되었고, 뇌정위표적기는 방사선뇌정위수술용 두부고정틀에 부착되도록 하였다.

표적모의실험은 위치가 다른 가상 표적 2 개를 모형두개부내에 고정하고, T1WI 을 통해 단면위치결정용 시상면 영상 ( Sagittal image)을 1 mm 간격으로 얻어 표적의 중앙을 정한 다음, 횡단면의 영상을 얻어 표적의 중앙을 결정하였으며, 횡단면의 표적영상의 중앙을 기준으로 관상면 및 시상면의 주사위치로 선택하여 각각 자기공명영상을 얻었으며 (Fig. 4) 각 단면영상에 의해 결정된 표적을 비교하였다(Table 2).

모의표적의 Y 위치가 95.0 mm 와 130.0 mm 인 두 표적의 실제 위치에 비해 횡단면상에서 조사된 표적위치의 X 축 최대오차는 -1.4 mm, Y 축은 -0.7 mm, Z 축은 1.1 mm 로 나타났고, 시상면에서는 X 축 1.3 mm, Y 축 1.0 mm, Z 축 1.1 mm 를 보였고, 관상면에서는 각각 X축 1.4 mm, Y 축 1.1 mm, Z 축 -1.5 mm 를 보였다.

본 연구에서 나타난 표적위치는 횡단면, 시상면과 관상면에서 구한 값이 거의 근사한 오차를 보였다.

본 실험에서 MR뇌정위표적기구와 동일한 위치의 가상표적에 대해 CT 영상을 이용하여 측정한 결과, 가상 표적의 최대 위치오차는 X 축 0.7 mm , Y 축 1.0 mm, Z 축에서 0.2 mm를 보여 자기공명영상에서 구한 표적위치보다 비교적 더 정확한 값을 보였으나, 실험오차범위에서 일치함을 알 수 있었다(Table 3).

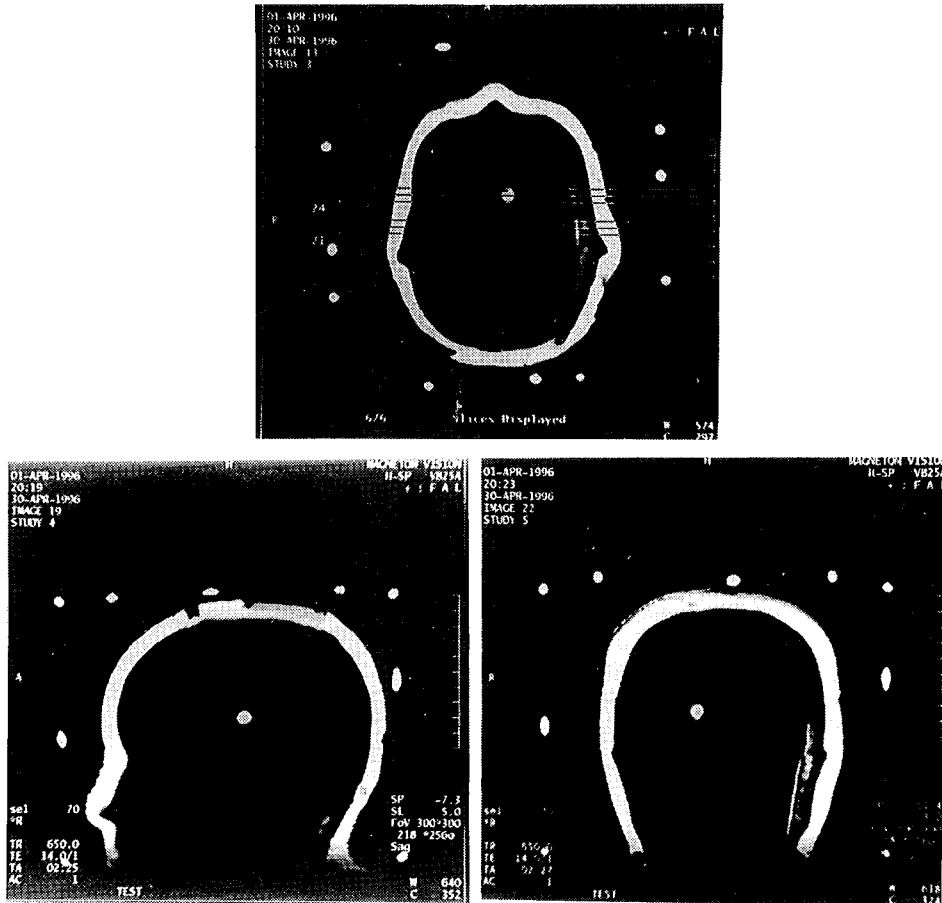


Fig 4. Axial view of MR image with scan positions (a), sagittal view with target localization (b) and coronal image (c).

Table 3. Computation of target positions in axial, sagittal and coronal CT image.

Target No.	Axis	Actual Coordinate	Calculated		
			Axial	Sagittal	Coronal
1	X	10.0	9.7	8.7	9.5
	y	95.0	95.3	94.3	95.0
	z	10.0	9.8	10.7	11.7
2	X	-10.0	-10.7	-10.2	-11.0
	y	130.8	130.0	131.8	131.0
	z	-10.0	-9.8	-10.6	-9.4

한편, 인체두부의 측두골부에 내경 5 mm, 외경 9 mm 인 가상구를 삽입한 다음 MR 뇌정위표적기를용하여 구한 표적위치와 BRW 뇌정위표적기를 이용하여 X선컴퓨터단층 영상에서 구한 표적과 상호비교한 결과 최대  $\pm 1.3$  mm 의 오차가 있었다(Table 4).

Table 4. Calculated virtual target position in mm of skull cadaver in MR image was compared to that of same target with BRW stereotactic system in CT.

Axis	X	Y	Z
Image with localizer			
MR Localizer in MRI	-23.4	88.4	13.1
BRW Localizer in CT	-22.8	88.1	11.8
Discrepancy	-0.6	0.3	1.3

인체측두골의 가상표적에 대한 입체적 위치는 신경외과에서 뇌조직 생검에 많이 이용하고 있는 CRW 뇌정위 생검기구에 MR표적값을 적용하여 가상병변에 정확히 접근하고 있는지 확인하여 이루어졌다(Fig. 5).

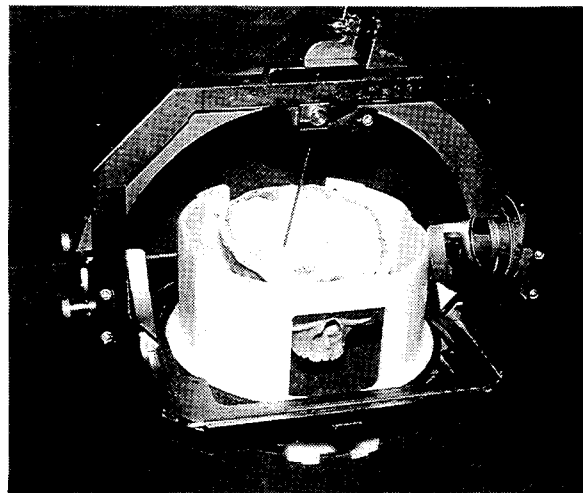


Fig 5. The target position of the virtual target in the skull cadaver was obtained from MR localizer and indicated the CRW stereotactic biopsy tools as given target coordinates.

## 고 찰

컴퓨터 단층영상의 등장에 따라 뇌정위수술, 조직생검 및 방사선수술 등 뇌수술에 적용할기구의 개발과 입체표적을 결정하기 위한 다양한 뇌정위 수술기구가 개발되고 있으며, 팬텀을 이용한 표적의 위치확인이 필요하다.<sup>7,8)</sup>

최근 자기공명영상장치의 보급확산으로 MRI에서 조직생검 및 수술에 사용할 수 있는 표적기의 개발이 필요하며 CT 와 병용해서 사용하거나 표적의 위치를 비교한 사례가 발표되고 있다.<sup>2,7,8)</sup>

자기공명영상에서 뇌정위수술기구 일체는 자장에 영향을 끼치지 않는 재질이어야 되며, 개발된 기구는 강화 플라스틱제, 탄소섬유 및 파이렉스 등을 사용하고 있으며, 특히 두개부영상신호를 증강시키기 위해 사용되는 원통형코일이 두개부와 가까운 곳에서 자장을 강화시키므로 원통형코일 내 공간이 매우 협소하여 뇌정위표적기 일체의 규격은 기하학



적으로 원통형 두개부코일내에 적절히 놓일 수 있는 크기여야 된다<sup>9)</sup>.

Lounsford(1986) 등<sup>2)</sup>은 현대 뇌정위수술은 전산화된 CT 단층또는 자기공명영상을 포함하여 발달된 영상재구성에 많은 영향을 받게 되며, CT와 MRI를 이용하여 병변위치를 비교하여 발표한 바에 의하면 두부의 상하방향에서 4 mm, 전후 2mm, 좌우 1 mm의 오차를 보였다. 이것은 시상면 또는 관상면의 표적위치 오차가 횡단면 영상에 비해 크다는 것을 의미하며, 본 연구에서 유사한 결과를 얻었으나, 자기공명영상 장비의 성능 및 상태에 따라 표적위치가 다를 수 있으며, 임상시술사례이므로 비교 오차가 클 수 있다.

Peters (1986) 등<sup>4)</sup>은 MR 영상과 CT에 의한 가상표적에 대한 펜텀실험에서 1 mm 이내의 오차범위에서 일치되는 결과를 발표한 바 있다.

본 연구에서 표적은 최대 1.5 mm 이내의 오차를 보인 실험결과에 따라 임상에 응용해도 무난할 것으로 생각된다.

본 실험에서 횡단면상의 영상왜곡도를 측정하기 위해 제작된 펜텀을 이용하여 실험한 영상왜곡도는 두부코일내 직경 240 mm 이내에서 거의 나타나지 않았으며, 표적의 오차범위도 시상면 또는 관상면에 비해 작게 나타났다. 이것은 영상에 영향을 주는 자기장의 균등성을 의미하며, 자기공명영상을 이용한 해부학적 위치의 정량화를 위해서 영상왜곡도의 시험은 필수적으로 시행할 필요가 있다<sup>11)</sup>.

본 실험에서 시상면과 관상면의 영상왜곡도는 측정되지 않았으나 앞으로 연구할 기회가 있을 것으로 생각된다.

뇌정위수술은 순전히 표적을 결정하는 데 이용되는 방사선학적 영상에 크게 의존하는 것으로 알려져 있으며<sup>9,10)</sup>, 종양, 농양, 혈흔 및 간질환 등 기능적 신경외과적 시술 및 형태학적 병변에 대한 뇌정위수술이 크게 신장되고 있는 실정이다.

자기공명영상은 뇌조직의 다양한 구조적 및 해부학적 표적에 대한 우수한 영상을 보이므로 자기공명영상을 이용한 진단 및 뇌정위수술이 증가할 것으로 생각되어 엔지니어링 프라스틱을 기준 프레임으로 정하고 뇌정위표적기구를 부착할 수 있게 하였으며, CT 영상시술시 사용되는 뇌정위기구와 밀착고정되도록 고안하여 자기공명영상과 CT 영상에서 동일한 병변표적 위치를 해석할 수 있도록 고안하였으며, 임의의 가상표적에 대한 자기공명영상에 의한 표적값과 CT 영상에 의한 표적값이 거의 일치됨을 알 수 있어 병변영상의 비교에도 큰 도움이 될 것으로 생각된다.

## 결 론

본 연구에서는 엔지니어링 합성수지를 이용하여 자기공명 영상장치에서 고정된 인체 두부의 횡단면, 시상면 및 관상면의 영상에서 각각 병변의 3차원적 수술위치를 해석하여 비교하였다.

본 실험에서 확인된 횡단면상의 영상왜곡은 거의 나타나지 않았으며, 시상면 또는 관상면의 영상에서 구한 표적위치에 비해 상대적으로 정확한 3차원적 표적위치를 얻을 수 있었다.

본 연구에서 고안 제작된 MR 표적기를 이용하여 측두골의 가상표적에 대한 표적위치를 결정하고, 동일표적에 대하여 신경외과적 생검조직에 이용되고 있는 CRW뇌정위시술기구에 의한 표적위치와 비교하여 최대 2 mm 범위이내에서 일치된 표적의 위치를 결정할 수

있었으므로 임상수술에 무난히 적용할 수 있을 것으로 생각된다.

표적위치의 오차를 좀더 줄이기 위해서는 시상면 및 관상면의 영상왜곡도를 검증할 수 있는 성능검사용 기구의 고안과 왜곡에 대한 보정 알고리즘이 연구되어야 할 것으로 생각된다.

## 참고문헌

1. Brown RA : A computerized tomography-computer graphics approach to stereotaxic localization. J Neurosurg. 1979 ; 50 : 715-720
2. Dade 9L, Lunsford, A, Julio Martinez et al : Stereotaxic surgery with a magnetic resonance and computerized tomography-compatible system. J Neurosurg 64 : 872-878, 1986
3. Perry JH, Rosenbaum AE, Lunsford LD, Swink CA, Zorub DS : Computer tomography-guided stereotactic surgery : conception and development of a new stereotaxic methodology. Neurosurgery 1980 ; 7 : 376-381
4. Peters TM, Clark JA, Olive A et al : Integrated stereotaxic imaging with CT, MR imaging, and digital subtraction angiography. Radiology 1986 ; 161(3) : 821-826
5. Choi TJ, Kim OB, Son EI : Determination of target position with BRW stereotactic frame in non-orthogonal CT scans. J KAPM 1992 ; 3(1) : 53-61
6. Samarasingha RC, Busse LJ, Pratt RG and Thomas SR : Resonator coils for magnetic resonance imaging at 6MHZ. Med Phys 1988 ; 15(2) : 235-240
7. Serago CF, Lewin AA, Houdek PV et al : Stereotactic target point verification of an x-ray and CT localizer. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys 1991 ; 20 : 517-523
8. Ekstrand KE, Olds WW, Branch CL : A simple test phantom for stereotactic computed tomography. Med. Phys 1993 ; 20(2) : 391-393
9. Choi TJ, Kim OB : Dose characteristics of stereotactic radiosurgery in high energy linear accelerator photon beam. J Korean Soc Ther Radio 1992 ; 10(2) : 137-145
10. 최태진, 김진희, 김옥배 : 입체적 횡다중회전조사를 병합한 방사선수술의 새로운 접근 : 포톤나이프. 대한치료방사선과학회지 1995 ; 14(2) : 149-158
11. Prott FJ, Hsverkamp U et al : Comparison of imaging accuracy at different MRI units based on phantom measurements. Radiotherapy and Oncology 1995 ; 37 : 221-224

## Determination of Stereotactic Target Position with MR Localizer

Tae Jin Choi, Ph. D., Ok Bae Kim, M.D., Yang Koo Joo, M.D.,\*  
Soo Jhi Suh, M.D.\* and Eun Ik Son, M.D.\*\*  
School of Medicine, Keimyung University  
Therapeutic Radiology, Diagnostic Radiology\*, Neurosurgery\*\*

### Abstract

**Purpose :** To get a 3-D coordinates of intracranial target position was investigated in axial, sagittal and coronal magnetic resonance imaging with a preliminary experimented target localizer.

**Material and methods :** In preliminar experiments, the localizer is made of engineering plastic to avoid the distrubance of magnetic field during the MR image scan. The MR localizer displayed the 9 points in three different axial tomogram. The bright signal of localizer was obtjained from 0.1~0.3 % of paramagnetic gadolinium/DTPA solution in T1WI or T2WI.

In this study, the 3-D position of virtual targets were examined from three different axial MR images and the streotactic position was compared to that of BRW stereotactic system in CT scan with same targets.

**Results :** This study provided the actual target position could be obtained from single scan with MRI localizer which has inverse N-typed 9 bars.

This experiment was accomplished with shimming test for detection of image distortion in MR image. However we have not found the image distortion in axial scan.

The maximum error of target positions showed 1.0 mm in axial, 1.3 mm for sagittal and 1.7 mm for coronal image, respectively.

The target localization in MR localizer was investigated with spherical virtual target in skull cadaver. Furthermore, the target position was confirmed with CRW stereotactic system showed a 1.3 mm in discrepancy.

**Summary :** The intracranial target position was determined within 1.7 mm of discrepancy with designed MR localizer. We found the target position from axial image has more small discrepancy than that of sagittal and coronal image.