

## 3차원 영상지원 뇌수술장비의 공간오차 최소화에 관한 연구\*

이동준, 나영신, 이정교

울산대학교 의과대학 서울중앙병원 신경외과학교실

### 초 록

뇌 수술 항법장치인 Viewing Wand(ISG Technologies, Toronto, Canada)는 수술하는 현장에서 그 환자의 해부학적 구조물의 위치를 수술용 항법장치(navigator)를 통하여 3차원적으로 컴퓨터 모니터상의 해부학적 구조물의 영상과 1:1 대응 시켜가며 실시간 국제수술을 할 수 있도록 하는 장비이다. 본 연구는 이 장비의 공간상의 오차를 최소화하기 위하여 최적 영상등록 방법을 모색하였다. 이를 위하여 아크릴을 재료로 두개모양의 팬텀을 제작하였으며 팬텀은 3차원 영상지원수술하는 과정을 흉내낼 수 있도록 고안하였다. 팬텀의 내부에는 높이가 각각 다른 직경 5mm의 아크릴봉 22개를 두개 내에 해부학적으로 주요 기관의 위치와 높이를 고려하여 등간격으로 수직으로 세워 배치하였다. 이 팬텀을 2.0mm 간격으로 틈없이 CT scan하여 3차원 영상을 만들고 영상에서 아크릴봉의 끝점을 실제 팬텀에서의 동일위치와 대응시켜 공간상 차이를 측정하고 분석 평가하여 오차가 최소화되는 영상등록 방법을 구였다. 실제 팬텀에서 임의의 좌표점과 이에 해당하는 영상의 좌표점을 대응시킬 때 Fiducial Fit Registration(FFR) 방법과 Surface Fit Registration(SFR) 방법을 혼합하여 사용할 경우 오차가 가장 적은 것으로 확인되었고 등록점들을 병소를 중심으로 폭넓게 대칭형으로 분포 시킬수록 오차가 감소하였다.

### 서 론

뇌 신경계 혹은 척추에 발생한 비정상적인 조직이나 기능을 수술적 방법으로 치료할 때 현재 대부분의 신경외과 의사들은 수술 전에 필름 이미지 상에서 병소의 위치를 미리 확인하고 해부학적 지식을 바탕으로 하여 환자의 수술에 임하고 있다. 그러나 뇌는 침습적인 수술방법(invasive surgery)에 대해 매우 민감하므로 병소가 뇌내 깊숙이 위치하거나 뇌 신경과 인접하거나 병소와 정상조직간의 구별이 분명하지 않은 경우는 매우 까다롭고 부담스러운 수술이 될 수 있고 부작용 발생 확률도 높아질 수 있다. 그러한 이유로 정위틀(Stereotactic frame)을 이용한 침습적 수술방법이나 혹은 일부 적응증에 대해서는 선형 가속기나 감마나이프 장비 등을 이용한 비 침습적인 방사선 수술 등이 개발되어 임상에 적용되고 있다.<sup>1,2)</sup> 이들 수술 방법들은 CT나 MR등 영상 진단장비의 발전과 정위수술 개념을 임상에 적극 활용함에 힘입은 것으로 정확한 진단에 의한 수술적 치료와 함께 수술 후유증을 최소화하는데 크게 기여하고 있다. 한편 1990년대 중반에 들어서서는 컴퓨터의 하드웨어 발전과 소프트웨어의 개발로 CT나 MR 영상을 2차원 혹은 3차원 영상으로 재구성하여 임상에 이용하는 사례가 급격하게 늘어나고 있다.<sup>3,4,5)</sup> 즉, 정위틀을 이용한 뇌 정위수술,

\*본 연구는 1996년도 학술연구조성비(학재간 연구지원 사업)로 수행되었음.

방사선 수술, 근접치료술, 조직 생검술(tissue biopsy), 로봇을 이용한 수술 등의 첨단 수술방법<sup>56)</sup>들이 위의 사례에 해당된다. 위의 방법들은 모두 정위개념을 임상에 적용한 것으로서 일반적으로는 정위틀을 환자의 두개골에 고정한 채로 영상 이미지를 얻고 이를 2차원 혹은 3차원 영상으로 재구성하여 모니터를 통해서 나타나는 해부학적 구조물을 실제 환자의 뇌내 구조물에 대응시키며 수술을 시도하는 것이다. 이는 신경외과적 수술의 발전에 큰 역할을 하고 있음에 틀림없으나 수술시 정위틀을 환자의 머리에 고정하므로써 수술접근 방향, 시야 및 수술방법의 제한이 따르고, 수술 진행시 실시간 국재(real time localization)가 가능하지 못하며 환자에게는 정위틀을 적용하는 자체가 부담이 된다. 그러므로 위의 여건들을 비추어 볼 때 정위수술이 요구 될 경우 일부 뇌수술에서는 정위틀을 적용하지 않는 정위수술(Frameless Stereo-tactic Surgery : 이하FSS)이 바람직하게 된다. 현재 임상에서는 FSS로서 환자의 CT 혹은 MR영상을 컴퓨터상에서 재구성하여 3차원 영상으로 만든 모니터상의 구조물의 영상과 수술 중에 그 환자의 해부학적 구조물을 수술용 항법장치를 통하여 1 : 1 대응시켜가며 실시간 국재수술을 하고있다.<sup>7,8)</sup> 위와 같은 컴퓨터 지원수술(computer assisted surgery)은 앞으로 어떤 방향으로 임상에 접목시키느냐에 따라 신경외과 영역의 수술에 많은 기여를 할 수 있으리라 생각된다. 본 연구에서는 실제 공간에서의 목표점 좌표와 이에 대응하는 FSS 장비의 모니터상 영상좌표간의 오차를 각 목표점의 위치에 따라 평가 분석하여 임상에서 3차원 공간상의 목표점과 이에 해당하는 영상좌표를 최적 대응시키기 위한 영상등록 방법을 마련하고자 하였다.

## 재료 및 방법

### 영상지원 뇌수술 장비

본 연구에서는 FSS 장비로서 3차원 영상지원 뇌 수술장비인 ISG Viewing Wand(ISG Technologies, Toronto, Canada)를 사용하였다. 이 장비는(그림 1) 기계적 다관절방식의 3차원 위치검출 장비로서 워크스테이션(HP Apollo 715)과 6개의 축으로 연결된 길이 60 cm의 수동형 로봇팔 형태의 3차원 digitizer 및 이를 제어하는 컴퓨터, digitizer의 끝에 연결하여 사용목적에 따라 교환하면서 사용할 수 있는 probe(긴 것 21cm, 짧은 것 14cm)

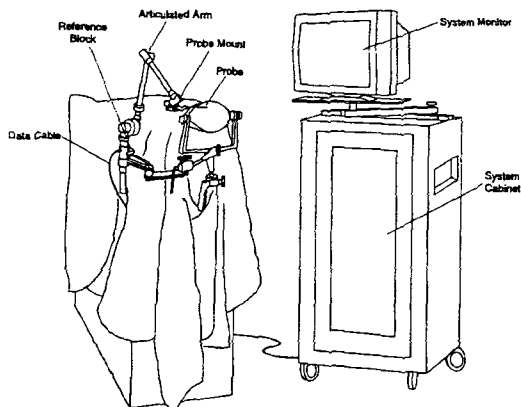


Fig. 1. The component of the ISG Viewing Wand system

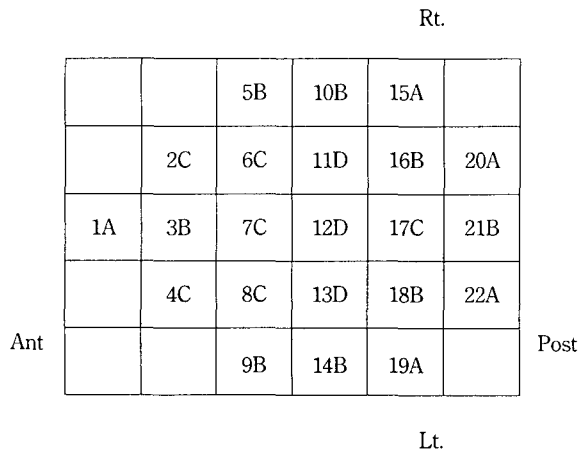
14cm) 각각 2개로 구성되어 있으며, probe 끝이 지시하는 3차원 공간상의 위치를 모니터상의 영상자료에 대응시킬 수 있도록 고안되어 있다.

**두개모양(head-shape model)의 팬텀 개발**

영상자료를 이용한 신경외과 수술의 전 과정을 흉내(simulation)내고 수술 대상자료와 영상자료를 최적상태로 대응시키기 위하여 두개모양의 팬텀을 개발하였다. 팬텀의 재질은 아크릴, 구리 에나멜선, 실리콘 본드, 듀랄루민 등을 선택하였다. 팬텀의 골격은 폐곡선 형태로 절단한 5mm 두께의 아크릴 판을 간격없이 쌓아 붙이고 골격외부는 약 1mm 두께로 실리콘 본드를 도포 하여 표피를 흉내내며 두개모양을 유지시켰다. 두개의 내부에는 그림 2와 같이 외경 5mm의 아크릴 봉을 길이 180mm(A)×5개, 150mm(B)×8개, 130mm(C)×6개, 100mm(D)×3개 등 22개로 절단하여 두개 내에 해부학적으로 주요기관의 위치와 높이를 고려하여 등간격으로 배치하였다. 두개의 위 부분은 수술과정을 흉내낼 수 있도록 석고로 두피모양을 형상화하여 만들고 석고 밑에는 두개골이 위치하도록 고안하였다. 형상화된 팬텀의 표피는 그림 3과 같이 7개의 행과 24개의 열로 168개의 구획을 나누고 좌우 동수로 대응되는 임의의 구획(\* 표시)을 46개 선택하여 도넛 형태의 상용 Fiducial Marker(이하 FM)를 부착하였다. 팬텀이 완성되면 FOV(field of view) 25cm, 256×256 matrix, 머리상단부터 시작하여 양쪽 눈과 귀, 코끝, 피부에 부착된 FM가 모두 포함되도록 하여 2mm 간격으로 틈이 없이 축방향의 CT 영상자료를 얻고 이 영상으로 3차원영상을 재구성하였다.



(a)



(b)

Fig. 2. Fiducial markers taped to the acrylic skull phantom surface were used as landmarks to test the accuracy of the probe tip. (b) 22 acrylic rods of known height were implanted at known location in a base unit.

Post	(Rt.) Ant (Lt.)																								Post	
	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12		
A		*		*			*			*					*			*			*			*		
B				*		*			*		*			*		*			*		*		*		*	
C			*				*											*				*		*		
D		*				*		*		*					*		*		*		*		*			
E				*					*							*						*		*		
F			*			*			*		*			*		*			*		*		*			
G				*			*			*					*			*			*		*			

Fig 3. Simple illustration of fiducial marker locations on 3-dimensional reconstructed phantom surface.

실물팬텀과 팬텀 영상자료의 대응 최적화

실물팬텀과 팬텀 영상자료를 대응시키기 위해서는 각각의 대응점을 찾아 소프트웨어적으로 등록하게 된다. 그러나 실제의 3차원 공간상 측정대상 좌표점과 영상자료에서 대응하는 좌표 점간의 오차는 측정대상 좌표점 주위의 등록대상의 대응점 분포에 밀접하게 관계한다.<sup>9)</sup> 그러므로 본 연구에서는 측정대상 좌표 점과 등록 점들의 거리와 분포에 따른 대응 최적화 분석, 가장 적절한 등록 점의 수 및 최적의 등록방법을 찾아내고자 하였다. 측정은 영상 등록방법에 따라 구분하여 수행하였다. 먼저 팬텀 표면에 부착된 FM에서 좌우 2개씩 대칭적으로 4개를 임의 선택하여 등록하였으며 여기서 팬텀내의 목표점과 영상에서 지시하는 대응점과의 차이를 측정하였다. 그리고 다음번엔 4개의 FM에 40, 60, 80, 100개의 두 개표면의 임의의 좌표점을 각각 혼합등록하여 동일방법으로 측정한 후 각 방법간의 차이를 비교하였다. 이측정 방법은 FM 6개, 8개, 10개에 대하여도 같은방법으로 시행하였으며 각각 등록방법에 대하여 5회씩 모두 250회를 측정하였다. 그림 4는 팬텀을 axial 방향으로 MR스캔후 coronal, sagittal 및 3차원 영상으로 재조합한 모니터 영상으로 그림에서 교차선의 교차점은 팬텀내에 배치된 아크릴 봉의 끝을 probe의 끝이 가르키는 대응 좌표점이다.



Fig. 4. 3-dimensional reconstructions of the acrylic skull phantom

## 결과 및 토의

### 오차분석

위 방법에 따라 측정하여 분석한 결과 팬텀 모델에서 평균오차는 표 1 에서와 같이 단지 4개의 FFR 에서는 2.8mm 이었으며, 6개의 FFR에서는 2.0mm, 8개와 10개의 FFR 에서는 1.8mm 이었다. 각각의 FFR에 40개, 60개, 80개, 100개의 SFR을 추가하여 혼합등록 하였을 때 평균오차는 그림 6에서 나타나듯이 SFR의 등록점 수를 증가시킴에 따라 감소하는 경향을 확인할 수 있으며 이 때 SFR의 최적등록점 수는 표 1과 그림 6에서와 같이 FFR 8개 와 SFR 80개를 혼합등록 할 때가 오차가 가장 적은 최적 등록방법의 조건이었다. 그 결과 임상에서 수술시 국제화를 위하여 환자의 실제 병소와 모니터 영상에서의 병소의 위치를 최적대응 시키기 위하여는 FFR과 SFR의 혼합등록 방법이 평균오차를 줄이는 유용한 방법인 것으로 생각된다. 이들 오차값의 분포는 모두 FM를 좌우 대칭으로 선택한 경우이며 두개표면상의 임의 좌표점 또한 가능한 한 좌우 대칭적으로 고르게 분포시킨 경우이다. 오차의 발생요소는 수술용 항법장치 자체가 가지고있는 기계적 오차와 장치의 probe끝을 공간상의 임의의 좌표에 영점조정 할 때 발생하는 개인오차, FFR과 SFR의 혼합등록시 발생하는 개인오차 등으로 구분할 수 있으며 FM을 선택할 때 좌우 비대칭 일수록, 측정하고자 하는 좌표점이 FM으로부터 거리가 멀어 질수록 오차가 커졌다.

Table 1. Deviation between actual rods position and 3-D reconstructes images rods position in phantom model

FFR	FFR+SMR	RMS	Average error(mm)	S.D
4	4+0	1.43	2.8	1.4
	4+40	1.39	1.8	0.9
	4+60	1.05	1.4	0.7
	4+80	1.04	1.3	0.7
	4+100	1.04	1.2	0.6
6	6+0	1.82	2.0	1.2
	6+40	1.36	1.4	0.8
	6+60	1.29	1.0	0.8
	6+80	1.23	1.0	0.6
	6+100	1.17	1.0	0.6
8	8+0	1.55	1.8	1.2
	8+40	1.39	1.3	0.7
	8+60	1.29	1.0	0.9
	8+80	1.22	0.8	0.7
	8+100	1.19	1.0	0.6
10	10+0	1.66	1.8	0.8
	10+40	1.34	1.3	0.7
	10+60	1.28	1.1	0.7
	10+80	1.18	1.0	0.6
	10+100	1.18	1.0	0.5

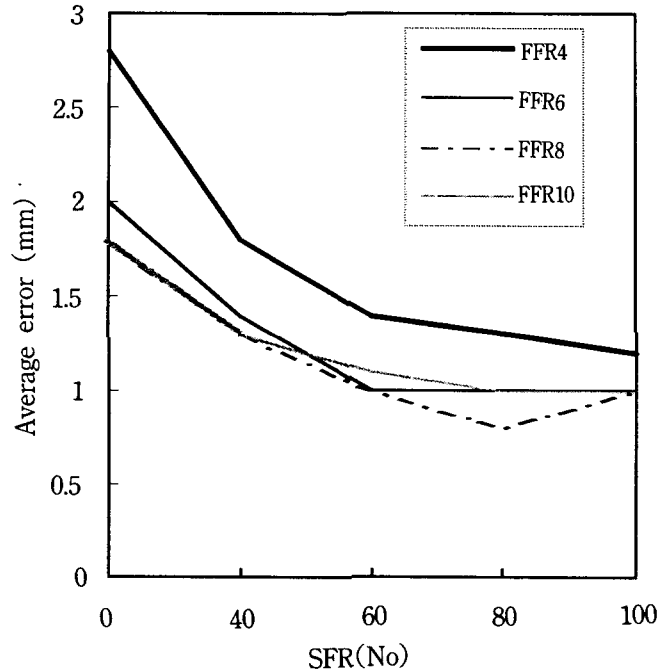


Fig. 6. The distribution of average errors for each registration set

본 연구의 결과로 수술실 내에서 환자의 수술부위와 모니터상의 대응되는 영상자료를 최단시간 내에 최적상태로 대응시킬 수 있게 되었으며, 병소접근시 영상자료의 도움으로 접근방향을 확인하며 수술을 진행할 수 있어 궁극적으로 수술시간의 단축 및 고난이도 수술의 성공률 향상, 예상되는 수술 후유증의 감소 등을 기대할 수 있게 되었다. 한편, 뇌 내시경 수술시<sup>9,10)</sup>에 수술 항법장치를 본 연구 결과와 함께 적용할 수 있도록 한다면 뇌내에서 내시경에 의한 실시간 수술시야 영상과 뇌 내시경 끝점의 위치를 영상자료상에서 동시에 정확하게 확인할 수 있어 병소에의 접근 및 병소 적출에 많은 도움이 될 수 있을 것이라 생각된다. 향후 두개내 병소 이외의 응용으로 경추 혹은 요추에 척추경 나사(pedicle screw)를 고정시킬 때<sup>11,12)</sup> 이 장치를 사용할 수 있도록 보완하면 나사의 삽입위치와 방향 등을 3 차원 영상으로 확인하며 수술할 수 있게되며, 더 나아가 뇌조직 생검이나 수술후 인공 두개골 성형에도 적극적으로 이용할 수 있으리라 생각된다.

## 결 론

본 교실에서 임상에 사용하고 있는 수술용 항법장치인 ISG Viewing Wand의 공간상의 오차를 최소화하기 위한 연구의 일환으로 두개모양의 아크릴 팬텀을 고안하여 제작하였다. 이 팬텀을 이용하여 최적 영상등록 방법을 찾아내고 팬텀내부의 임의의 좌표점과 이에 대응하는 영상 이미지상의 좌표점간의 오차를 측정 분석한 결과, 항법장치 자체에서 발생하는 기계적 오차인 0.6mm를 감안 하더라도 3차원 영상지원 수술시 허용되는 최대한의 공간상의 오차인 2.0mm이하<sup>13)</sup>가 유지되었다. 오차를 최소화 하기 위해서는 실물과 이미지

대응 등록방법이 가장 중요한 요소임이 확인되었으며 본 연구에 의하면 최적 영상등록 방법은 FFR과 SFR을 혼합등록하는 방법이 오차를 최소화 할 수 있는 효과적인 방법이었으며 이때 FFR 8개와 SFR 80개를 혼합등록 할 경우 공간오차가 최소값이 되었다. 또한 FFR과 SFR 혼합등록시 좌우 대칭되는 등록점들을 선택하는 것이 효과적이었다.

## 참고 문헌

1. H. Mark, K. Phillips, J. Stelzer, et al : Stereotactic Radiosurgery : A Review and Comparison of Method : J. Clin Oncol., 12, 1085-1099 (1994)
2. R. J. Coffey, L. D. Lunsford, J. C. Flickinger : The Role of Radiosurgery in the Treatment of Malignant Brain Tumors : Neurosurg Clin North Am., 3, 231-243 (1992)
3. H. Gene, D. Barnett, W. Kormos, et al : Use of a Frameless, Armless Stereotactic Wand for Brain Tumor Localization with Two-Dimensional and Three-Dimensional Neuroimaging : Neurosurgery, 33(4), 674-678 (1993)
4. O. Andre, I. M. Germano, et al : Frameless stereotaxy for surgery of the epilepsies, Preliminary experience : J. Neurosurg, 81, 629-633 (1994)
5. J. Robert Maciunas (ed) : Interactive Image-Guided Neurosurgery : Park Ridge, IL : AANS Publication (1993)
6. E. Watanabe, Y. Mayanagi, Y. Kosugi, et al : Open Surgery assisted by neuronavigator, a stereotactic, articulated sensitive arm : Neurosurgery, 28, 792(1991)
7. D. Konziolka, L. D. Lunsford : Guided Neurosurgery Using the ISG Viewing Wand : Contemporary Neurosurgery, 17(8), (1995)
8. R. David, N. P. Sandeman, et al : Advanced in image-directed neurosurgery : preliminary experience with the ISG Viewing Wand compared with the Leksell G frame : British J Neurosurgery, 8, 529-544 (1994)
9. V. Ferenc, H. Zoltan, et al : Biportal Endoscopic Management of Third Ventricle Tumors in Patients with Occlusive Hydrocephalus-Technical Note : Neurosurgery, 40(4), 871-879 (1997)
10. R. L. Patrick Rhoten, M. G. Luciano, et al : Computer-assisted Endoscopy for Neurosurgical Procedures-Technical Note : Neurosurgery, 40(3), 632-638 (1997)
11. S. D. Gertzbein, S. E. Robbins, et al : Accuracy of Pedicular Screw Placement In Vivo : Spine, 15(1), 11-14 (1990)
12. L. P. Nolte, L. J. Zamorano, et al : Image-Guided Insertion of Transpedecula Screws -A Laboratory Set-Up : Spine, 20(4), 497-500 (1995)
13. The Viewing Wand Operator's Guide : ISG Technologies Inc, (1995)

## A Study on the Minimization of Spatial Error in 3-Dimensional Neuronavigator

Dong Joon Lee, Ph.D., Young Shin Ra, M.D., Jung Kyo Lee, M.D.  
Dept. of Neurological Surgery, Asan Medical Center, College of Medicine,  
Univ. of Ulsan

### Abstract

3-dimensional Neuronavigator, Viewing Wand(ISG Technologies, Toronto, Canada) is the surgery aid equipment for real time image (CT or MRI) guided surgery. The assurance of spatial accuracy of this system is important for clinical application. In this study, we have designed the acrylic brain phantom and measured the spatial error with that phantom. The phantom has designed to have capability to simulate image guided surgery. The phantom has 22 vertical rods whose diameters are 5mm and each rods has different length. CT scans were performed by 2.0mm slice and reconstructed for 3-Dimensional analysis. End point of rods can be obtained using reconstructed 3-Dimensional images and they are compared to actual position data. Average deviation was less than 2mm for various situations. Spatial error of Viewing Wand is acceptable in the clinical points of view, while cosmetics of the software needs to be modified to more user friend. Better accuracy can be expected when we apply the mixed fiducial fit registration and surface fit registration method. And even better results can be obtained if registration points distributed even and symmetric around the target.