

## 스테레오 매칭 기법을 이용한 영상유도시술 시스템

강현수<sup>1,3</sup> · 이호진<sup>4</sup> · 문찬홍<sup>5</sup> · 문원진<sup>2</sup> · 김형진<sup>6</sup> · 최근호<sup>6</sup> · 함영국<sup>4</sup> · 이수열<sup>1</sup> · 변홍식<sup>1,2</sup>

경희대학교 동서의학대학원 의료공학전공<sup>1</sup>, 성균관대학교 의과대학<sup>2</sup>,  
삼성서울병원 영상의학센터<sup>3</sup>, (주)엔지터<sup>4</sup>, 피츠버그대학교 신경생물학과 맥관센터<sup>5</sup>, (주)AILab<sup>6</sup>  
(2003년 2월 15일 접수, 2003년 8월 5일 채택)

## Image-guided Surgery System Using the Stereo Matching Method

H.S. Khang<sup>1,3</sup>, H.J. Lee<sup>4</sup>, C.H. Moon<sup>5</sup>, W.J. Mun<sup>2</sup>, H.J. Kim<sup>6</sup>, K.H. Choi<sup>6</sup>, Y.K. Ham<sup>4</sup>, S.Y. Lee<sup>1</sup>, H.S. Byun<sup>2,3</sup>

Graduate School of East-West Medical Science, Kyung Hee University, Korea<sup>1</sup>,  
Department of Radiology, College of Medicine, Sung Kyun Kwan University, Korea<sup>2</sup>,  
Center for Imaging Science, Clinical Research Institute, Samsung Medical Center<sup>3</sup>, N.G.T Co., Ltd<sup>4</sup>,  
Department of Neurobiology, McGowan Center, University of Pittsburgh<sup>5</sup>, AILab Co., Ltd<sup>6</sup>  
(Received February 15, 2003, Accepted August 5, 2003)

**요약** : 자기공명영상은 뛰어난 해상도의 해부학적 구조 정보를 제공하여 임상적인 외과수술에 매우 유용하게 적용되고 있다. 영상처리 기법과 MRI 영상유도기법을 이용한 뇌수술은 외과 전문의에게 많은 도움을 줄 수 있다. 본 논문에서는 스테레오 매칭 기법을 이용하여 중재적 시술이 가능한 유도영상시술 시스템의 개발에 관하여 소개하였다. 생검을 수행하기 위하여, MRI 마커, 카메라 마커, 탐침 프로브 마커를 정밀하게 제작하였고 시스템의 정확성을 입증하기 위하여 팬텀을 제작하였다. 제작된 마커와 팬텀을 이용하여 1.5 Tesla MRI 시스템으로 실험을 수행하였다. 구현된 시스템의 오차범위는 팬텀 실험에서 약 1.5%였고, 동물실험에서는 오차가 3mm 이내로 임상적용이 가능한 수준임을 확인하였다. 본 연구에서 제시한 스테레오 매칭기법을 이용한 유도영상시술 시스템은 기존의 방법보다 우수한 성능을 보여주었다.

**Abstract** : MRI provides anatomical structure information with superb spatial resolution that can be utilized in clinical surgeries. Advanced image processing techniques in conjunction with the MRI-guided surgery is expected to be of great importance in brain surgeries in the near future. In this paper, we introduce an image-guided surgery technique using the stereo matching method. To perform image-guided biopsy operations, we made MRI markers, camera markers and a detection probe marker. To evaluate the accuracy of the image-guided system, we made a silicone phantom. Using the phantom and markers, we have performed MRI-guided experiments with a 1.5 Tesla MRI system. It has been verified from phantom experiments that our system has a positioning error less than 1.5%. Compared with other image guided surgery systems, our system shows better positioning accuracy.

**Key words** : Image-guided surgery system, MRI, Marker, Stereo matching.

### 서 론

최근 자기공명영상(MRI)은 고해상도의 해부학적인 영상과

기능적인 영상의 제공으로 의료분야, 특히 뇌진단 및 수술에 가장 많이 사용되고 있다. 진보된 영상처리 기법과 자기공명영상시스템을 이용한 영상유도 뇌 수술은 외과 전문의에게 많은 도움을 줄 수 있는 방법이다[1-5]. 영상유도 시술 및 치료에 있어 가장 중요한 점은 환자와 MRI 혹은 CT의 영상장비로 얻은 영상 사이의 정확한 정합이 필요하다. 전통적인 영상유도 시술 시스템으로 일반적인 뇌경위적 수술(conventional stereotaxy, Galloway, 1992)이 유용하게 사용되어 왔고, 최근들

\* 본 연구는 보건복지부 의료공학 선도기술개발사업(과제번호:HMP-98-G-1-019)지원에 의해 이루어졌음.

통신저자 : 변홍식, (135-710) 서울시 강남구 일원본동  
삼성의료원 영상의학과 진단방사선과

Tel. 02)3410-2503, Fax. 02)3410-0084

E-mail. hsbyun@smc.samsung.co.kr

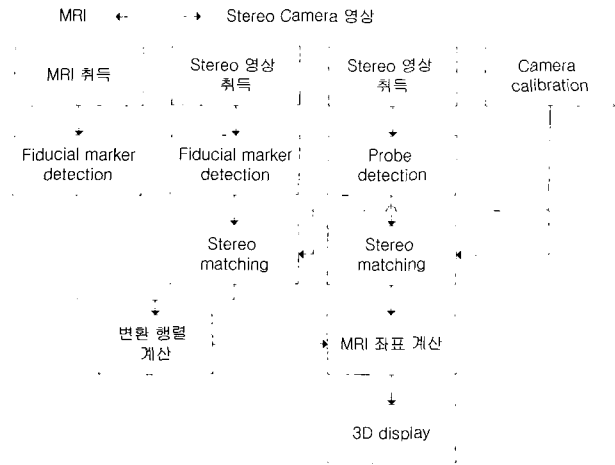


그림 1. 전체 시스템의 블록 다이어그램  
Fig. 1. Block diagram of the image-guided system

어 스테레오 비디오 시스템을 이용하여 외과적 수술을 하는 시스템이 개발되었다[1]. 영상유도 수술 방법은 영상 유도에 의한 공간적 정확성이 확보된다면 수술 성공률을 높이는 데 획기적으로 공헌할 수 있을 것으로 평가되고 있다. 이는 가능한 한 정상 뇌조직의 피해를 최소화하면서 최소 범위의 수술적 접근이 가능하기 때문이다. 또한 뇌수술분야에서 뿐만 아니라 척추수술에 있어서도 영상 유도 수술은 크게 활용될 것으로 기대된다.

중재적 수술을 위한 영상유도시술 시스템은 MRI와 같은 의료영상을 이용하여 수술시 의사에게 뇌 속의 탐침의 위치를 3차원 또는 단면영상에서 보여 주어야 한다[6]. 이를 구현하기 위해서는 3차원 재구성에 필요한 체적영상 기술과 뇌나 특정 부위만을 분할하는 영상 분할 등의 영상처리 기법이 요구되고 [7-8], 수술할 탐침의 위치를 찾기 위한 스테레오 매칭 기법이 필요하다.

본 논문에서는 스테레오 매칭 기법을 이용하여 중재적 수술이 가능한 영상유도시술 시스템의 개발에 관하여 소개하였다. 시스템의 정확성을 입증하기 위하여 팬텀실험으로 정확성을 검증하였고 in vivo 실험을 수행하였다.

## 방 법

영상유도시스템은 스테레오 카메라 시스템과 자기공명영상 시스템을 이용하여 영상을 취득하는 부분과 스테레오 매칭 기법으로 카메라로부터 얻은 정보를 이용하여 MRI 시스템에서 얻은 데이터들을 재합성하여 보여주는 Virtual Image Guide Surgery(VIGS) 소프트웨어로 구성되어 있다. 본 연구에 사용된 스테레오 카메라는 핀홀(pinhole) 카메라 모델[14]을 사용하였고 2대의 카메라를 이용하여 스테레오 정합을 실시하였다. 이를 위해 마커의 위치를 검출하여 특정점의 3차원 위치를 추정하고 MRI 의료영상에 대하여 마커의 위치를 대응시키는 변환 행렬을 계산한다. 이렇게 두 시스템간의 좌표 정합을 이룬

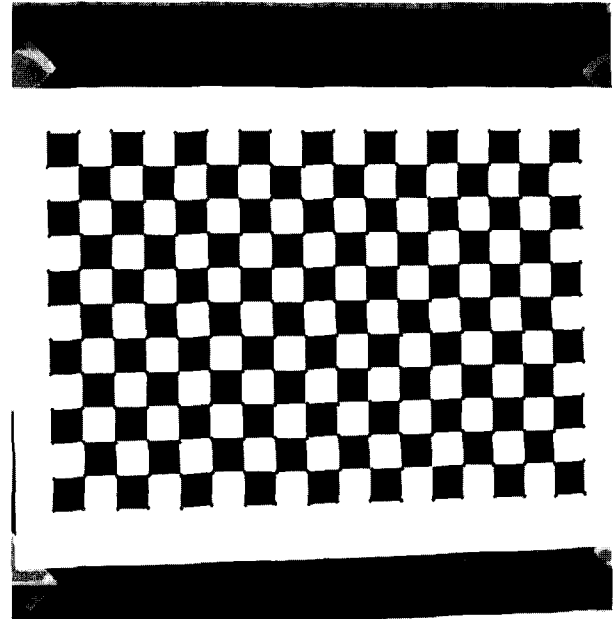


그림 2. 카메라 시스템으로 얻은 체스판 패턴의 제어점 추출 결과  
Fig. 2. The result of extracting control points on the chessboard pattern

후 모니터 상에 수술 전 촬영된 환자의 영상과 수술 도구 및 마커의 위치를 함께 도시함으로써 의사가 복합 영상을 보면서 원하는 위치에서의 수술이 가능하도록 해준다. 그림 1은 전체 시스템의 블록 다이어그램을 보여준다. 본 논문의 중재적 수술 시스템에 적용되는 스테레오 매칭 기법에 대한 평가는 카메라 보정, 스테레오 카메라에서 얻은 데이터와 자기공명영상 시스템에서 취득한 영상과의 정합시 이용되는 기준점 마커의 설계, 그리고 수술 시에 사용되는 탐침 프로브와 마커와의 직교성 설계에 대하여 평가를 하였다.

### (1) 카메라 보정

카메라를 통해 취득된 영상은 3차원 공간이 렌즈를 통해 2차원으로 투영된 정보를 나타낸다. 이러한 2차원 영상은 좌, 우측 두 대의 카메라를 통해 각각 취득되고 이를 활용하여 3차원 정보가 복원된다. 좌, 우측 카메라의 3차원 위치와 방향을 구하고, 좌, 우측 카메라에 맺힌 각각의 대응점을 찾아내기 위하여 카메라 보정과 패턴 인식방법이 사용되었으며, 스테레오 매칭 기법을 이용하여 특정점의 3차원 좌표를 얻어내었다.

카메라 영상의 공간적 왜곡을 보정하기 위한 방법으로 지금까지 여러 가지 방법이 연구되어 왔다[10]. 본 연구에서는 Intel사의 Image Processing Library(IPL)를 기반으로 구축된 보정방법을 사용하였다. 연구에 사용된 체스판 패턴은 가로, 세로 1.5cm의 흰색, 검은색 정사각형이 17×11 격자 형태로 구성되어 있으며, 이 패턴으로 216개의 제어점 추출이 가능하다. 체스판의 격자수 및 격자의 크기는 프로그램 내에서 사용자가 입력, 변경할 수 있다. Morphology, contouring, polygonal

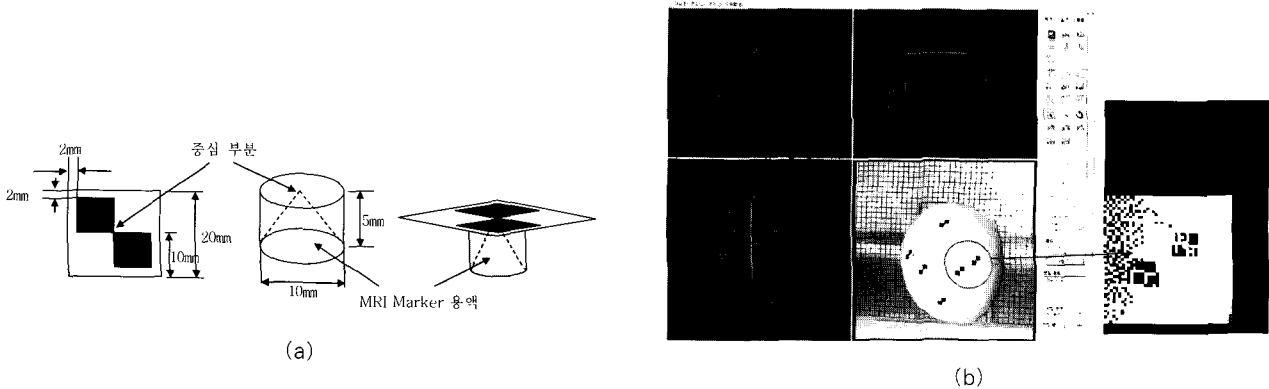


그림 3(a). 스테레오 카메라 마커와 MRI 마커가 결합된 기준점 마커 (b) 기준점 마커의 자동 검출 예  
 Fig. 3(a). The fiducial marker combining a stereo camera marker and an MRI marker (b) an automatic detection result of a fiducial marker

approximation의 영상처리 방법[13]을 적용하여 sub-pixel 단위로 제어점을 추출할 수 있었다. 그림 2는 카메라 시스템으로 얻은 체스판 패턴 영상으로부터 제어점을 추출한 결과이다. 검정색 사각형의 모서리 부분이 제어점에 해당한다. 이 방법에서는 보정용 체스판을 여러 자세로 두고 영상을 취득하여 카메라의 내부 및 외부변수를 구하는데 사용한다. 이 경우 체스판을 한번만 사용하여 보정을 수행하는 경우 보다 좋은 보정 결과를 얻을 수 있었다. 특히 깊이 방향의 복원 오차를 획기적으로 개선할 수 있었다. 다만, 여러 장의 체스판 영상을 얻어야 하는 점 때문에 보정 수행 시간이 길어지거나 복잡해 질 수 있는데, 이 점은 일반적으로 고정되어 있는 카메라의 내부 변수를 여러 장의 체스판 영상으로 미리 구해서 저장해 놓고, 카메라 시스템 세팅 시에 변경하거나 새로 정해지는 외부변수를 한 장의 체스판 영상으로 구함으로써 해결하였다. 이 경우에는 사용자가 카메라 시스템을 세팅할 때 한번의 체스판 영상을 얻는 과정만 필요하기 때문에, 사용자가 보정을 수행하기에 편리하고, 미리 정밀하게 구해져 있는 내부변수를 이용하므로 시스템의 정확도 역시 보장되었다.

(2) 기준점 마커 설계 및 검출

기준점(Fiducial) 마커는 카메라 좌표계와 MRI 좌표계 사이의 변환행렬을 구하는 과정에서 제어점으로 사용된다. 따라서 MRI와 카메라로 얻은 스테레오 영상에서 모두 볼 수 있도록 설계되어야 한다. 기준점 마커의 구성은 스테레오 카메라 마커, MRI 마커로 구분된다. 스테레오 카메라 마커는 카메라에서 기준점 마커를 찾아낼 수 있도록 정사각형 두개로 구성된 패턴을 사용하였고, MRI 마커는 MR 신호를 검출할 수 있는 용액을 담을 수 있도록 설계하여 스테레오 카메라 마커 밑에 부착된다. 그림 3(a)는 본 연구에서 사용한 기준점 마커에 대한 그림이다. 그림과 같이 기준점 마커를 실험 대상에 부착하고 자기공명영상과 스테레오 카메라 영상을 취득하여 좌표계 변환행렬을 구하는 제어점으로 사용한다. 변환행렬을 구하기 위하여 각각의 영상에서 기준점 마커를 찾아내는 과정이 선행되어

야 한다. 카메라 영상의 경우 영상처리 기법을 이용하여 사각형 두 개로 구성된 마커를 찾는 과정을 자동화하였다. 하지만 자기공명영상의 경우는 기준점 마커를 찾아내는 과정이 카메라의 경우보다는 더 복잡하고 오차를 유발하는 요인이 될 수 있기 때문에 기준점 마커를 찾아내는 과정을 반자동으로 구성하였다. 그림 3(b)는 팬텀을 실험대상으로 하여 기준점 마커를 부착하고 스테레오 카메라와 자기공명영상에서 각각 기준점 마커를 찾아낸 결과를 보여준다. 그림의 4개 분할창 중에서 하단에 있는 영상은 영상처리 기법을 이용하여 스테레오 카메라 영상의 기준점 마커를 자동으로 찾아낸 결과이다. 검출된 마커에 초록색 점으로 순서가 매겨져서 표시되어있다. 그림의 좌측 상단, 우측 상단, 좌측 하단의 영상은 우측 하단의 팬텀에 대한 측상면, 시상면, 관상면에서 MRI 마커를 반자동으로 구성된 툴을 이용하여 찾아낸 결과이다. 본 연구에 사용된 방법에서는 자기공명영상의 세 평면을 동시에 보면서 마우스 조작으로 기준점 마커를 찾아낼 수 있도록 구성되어 있어서 자기공명영상에서 기준점 마커를 찾아내는 과정이 매우 간단하고 정확하다.

(3) 변환 행렬의 정의와 계산

변환행렬은 스테레오 카메라 영상에서 얻어낸 임의의 점의 3차원 위치가 MRI의 어느 위치에 해당하는지를 알려주는 역할을 한다. 스테레오 카메라에 적용된 좌표계와 MRI 좌표계 사이의 변환행렬을 이동(translation)과 회전 변수만으로 가정했을 때 스테레오 카메라에서 얻어지는 점들의 3차원 좌표값과 MRI에서 얻어지는 점들의 좌표값 사이에는

$$P_m = TP_c \tag{1}$$

$$T = \begin{bmatrix} R & t \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{2}$$

와 같은 관계가 성립한다. R과 t는 좌표축 간의 회전과 이동을 의미하는 행렬과 벡터이고, P<sub>c</sub>는 카메라 좌표계 점들의 3차원

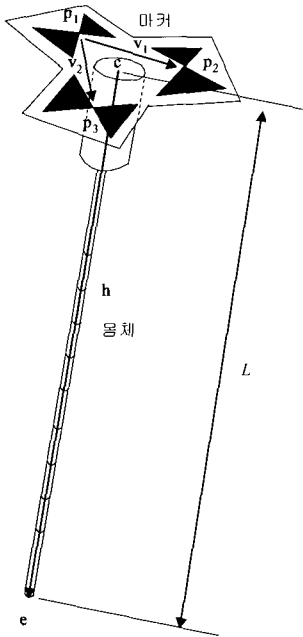


그림 4. 프로브 마커를 장착한 프로브 외관 및 프로브 끝점 위치 계산을 위한 벡터 해석법

Fig. 4. The probe with its marker and the vector analysis method for probe tip position calculation

좌표값으로 구성된 행렬이며  $P_m$ 은 MRI 좌표계 점들의 3차원 좌표값을 나타내는 행렬이다. 위에서 설명한 기준점 마커를 4개 이상 실험 물체에 부착하고 이를 제어점으로 사용하면  $T$ 를 추정하는 것이 가능하다.  $T$ 에 대한 추정값  $\hat{T}$ 은 다음과 같이 pseudo inverse를 사용하여 구할 수 있다.

$$\hat{T} = P_m P_c^T (P_c P_c^T)^{-1} \quad (3)$$

여기서  $N$ 개의 기준점 마커를 제어점으로 사용할 경우  $P_c$ 와  $P_m$ 은

$$P_c = \begin{bmatrix} x_1 & x_2 & \dots & x_N \\ y_1 & y_2 & \dots & y_N \\ z_1 & z_2 & \dots & z_N \\ 1 & 1 & \dots & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

$$P_m = \begin{bmatrix} \sigma_1 & \sigma_2 & \dots & \sigma_N \\ \alpha_1 & \alpha_2 & \dots & \alpha_N \\ \chi_1 & \chi_2 & \dots & \chi_N \\ 1 & 1 & \dots & 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

와 같이 정의된다. 여기서  $(x_n, y_n, z_n)$ 는 스테레오 카메라로  $n$ 번째 기준점 마커를 검출하여 3차원 좌표로 복원한 값이고,  $(\sigma_n, \alpha_n, \chi_n)$ 는  $n$ 번째 기준점 마커를 MRI에서 검출하고 시상, 측상, 관상 축 값으로 표현한 것이다.

(4) 탐침 프로브 설계 및 정확도 향상

시술시 사용되는 프로브의 방향과 위치 정보는 스테레오 카메라 시스템에서 찾아내며, 이를 수행하기 위해서 특수 설계된 프로브와 프로브 마커를 제작하였다. 마커는 세 쌍의 삼각형 마커로 구성되어 있고, 영상처리 방법을 적용하여 두 삼각형이 인접한 곳을 sub-pixel 단위로 찾아낼 수 있다. 그림 4에 특수 설계된 프로브와 프로브 마커를 보여준다. 스테레오 매칭 기법을 이용하여 프로브 마커의 위치를 찾아내고, 이 값으로부터 프로브 끝점의 위치 정보를 계산해 내었다. 프로브의 설계 및 제작에 있어 프로브 몸체와 프로브 마커 사이에 존재하는 중요한 제한 조건이 있다. 첫째는 프로브 몸체가 세 쌍의 삼각형 마커로 이루어진 삼각형의 무게중심에 있어야 한다는 점이고, 둘째는 프로브 몸체와 세 쌍의 삼각형 마커로 이루어진 삼각형이 수직으로 연결되어야 한다는 점이다. 이런 제한 조건은 프로브의 위치와 방향을 스테레오 카메라 시스템에서 찾아내는 과정에서 발생한다.

프로브 위치의 정보 추출은 프로브 마커 검출로부터 시작하여 프로브와 프로브 마커 간의 기하학적 정보를 이용한 벡터 해석법에 의해 수행된다. 따라서 프로브 위치 정보 추출에 오차를 발생시킬 수 있는 항은 여러 가지이다. 즉 스테레오 카메라 시스템의 3차원 복원 오차, 기준점 마커 추출 오차, 프로브와 프로브 마커간의 기하학적 오차 등이 이에 해당한다. 이 여러 항들은 오차 누적 항으로 작용한다. 이들 오차 중에 프로브 마커가 기하학적으로 잘못 위치하여 생기는 오차를 줄이기 위하여 프로브와 프로브 마커를 정밀하게 제작하는 것이 필요하다. 정밀 프로브를 디자인하는데 있어서 가장 중요한 부분은 프로브 몸체와 프로브 마커 평면간의 수직 조건이다. 프로브 마커는 프로브에 맞게 정밀 제작되었다. 제작의 주안점은 위에서 설명한 무게 중심 및 수직 제한 조건을 엄격하게 지키는데 두었다. 프로브 몸체로 DAUM Medical사의 NeuroGate set을 사용하였고 두 종류의 프로브 마커를 제작하였다. 첫 번째는 NeuroGate set의 프로브 몸체에 부착되는 프로브 마커고, 두 번째는 NeuroGate set의 확장자에 부착되는 프로브 마커다. 프로브 몸체에 부착되는 프로브 마커는 수술이나 조직 검사를 수행할 때 사용하는 마커로서 프로브와 함께 움직인다. 이에 비해 NeuroGate set의 확장자에 부착되는 프로브 마커는 수술 계획 수립 혹은 수술 시 프로브 삽입 방향을 결정할 때 쓰인다. 다만 확장자에 부착되는 마커이므로 프로브의 끝점을 추정하기 위하여 VIGS의 가상 팁(virtual tip)이란 기능을 사용한다. 여기서 가상 팁이란 가상적으로 연결되어 프로브 삽입 효과를 나타낼 수 있는 가상 확장자를 의미한다.

(5) 스테레오 매칭을 이용한 탐침 프로브 위치 정보 추출

생검을 하는 도중에 시술자는 프로브를 사용하면서 프로브 끝점의 위치와 프로브의 방향을 알기 원한다. 그런데 프로브 사용 시에 프로브의 끝점은 수술 부위에 삽입되기 때문에 스테레오 카메라 시스템에 보이지 않는다. 그리고 프로브의 몸체 역시 프로브가 깊이 삽입 될 경우 많은 부분이 보이지 않게 된다. 이런 이유로 프로브의 위치와 방향을 찾아내기 위해 부

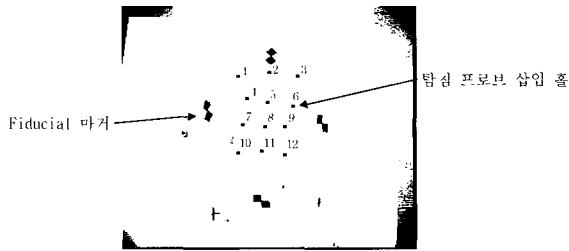


그림 5. 제작한 팬텀 및 팬텀 홀의 위치  
Fig. 5. The manufactured phantom and position of the phantom holes

착되는 마커는 프로브의 제일 윗 부분에 자리한다. 프로브의 끝점과 방향을 찾아내기 위해 그림 4에서처럼 기본적인 벡터 해석법을 이용한다. 스테레오 카메라 시스템은 세 쌍의 삼각형 마커를 찾아내고, 이 마커들로 구성된 삼각형의 무게중심으로 부터 수직 방향으로 프로브 길이만큼 더하여 프로브 끝점 위치를 추정하게 된다. 이 과정을 벡터 표현법으로 나타내면

$$e = c + Lh \tag{6}$$

와 같다. 여기서  $L$ 은 프로브 몸체의 길이를 의미하고,  $e$ 는 위치를 추정하고자 하는 프로브 끝점을 나타내는 위치 벡터,  $c$ 는 세 쌍의 프로브 마커의 무게 중심을 나타내는 위치 벡터,  $h$ 는 프로브 몸체와 평행한 벡터이다.  $c$ 와  $h$ 는

$$c = \frac{P_1 + P_2 + P_3}{3} \tag{7}$$

$$h = v_1 + v_2 \tag{8}$$

와 같이 벡터의 평균과 벡터의 외적으로 구할 수 있으며,  $v_1$ ,  $v_2$ 는 아래의 식과 같이 프로브 마커 점의 3차원 위치 벡터로 표현된다.

$$v_1 = \frac{P_2 - P_1}{\|P_2 - P_1\|}, \quad v_2 = \frac{P_3 - P_1}{\|P_3 - P_1\|} \tag{9}$$

유의해야 할 점은 위와 같은 방법으로 프로브의 방향과 끝점을 찾아내기 때문에 만약 프로브의 몸체가 실제로 세 쌍의 삼각형 마커로 이루어진 삼각형의 무게중심에 붙어 있지 않거

나 수직으로 붙어 있지 않으면, 프로브 끝점을 추정함에 있어서 큰 오차가 발생하게 된다는 것이다. 특히 수직 조건은 중요하다. 실제로 사용되는 프로브가 20cm정도의 긴 길이를 갖기 때문에 수직조건이 지켜지지 않으면 프로브의 길이에 비례하는 오차가 발생하게 된다.

(6) 팬텀 실험

정밀 프로브 마커를 장착한 프로브의 위치 정보의 정확도를 평가하기 위하여 팬텀을 아래의 그림 5와 같이 제작하였다. 팬텀의 재질은 MR 신호가 잘 나오는 실리콘을 사용하였다. 실리콘 내부의 임의 영역에 6mm의 지름을 갖는 구 모양의 타겟을 12개 넣었으며, 이 타겟에 프로브가 도달할 수 있도록 3.5mm의 지름을 갖는 12개의 관통로(hole)를 만들었다. 이 12개 타겟의 위치와 이에 도달하는 관통로의 방향은 다양하게 구성되었다. 사용한 6mm의 타겟은 MR 신호가 나오지 않는 아크릴 재질을 사용하였고, 관통로는 공기로 채웠다. 아크릴과 관통로에서는 자기공명 신호가 나오지 않으므로 이들은 자기공명영상에서 실리콘과 쉽게 구분된다. 프로브의 위치 정보 추정의 정확도를 측정하기 위하여 다음과 같은 순서로 실험을 진행하였다. 먼저 MRI를 이용하여 제작한 팬텀의 영상을 취득하였다. 스테레오 카메라 시스템에서 기준점 마커의 3차원 위치를 복원하여 스테레오 영상을 취득한다. 이렇게 취득한 자기공명영상과 스테레오 영상과의 좌표계 정합을 수행한다. 그런 다음 프로브를 팬텀의 관통로에 삽입하여 타겟에 도달하게 한 후에 프로브 위치 추정을 수행하여 위치 오차를 측정하였다. 위에서 설명한 팬텀은 팬텀의 관통로에 프로브를 삽입하면 프로브의 끝이 타겟 지점에 도달하도록 제작되어 있다. 따라서 프로브를 관통로의 깊이만큼 삽입한 후 프로브 끝점의 위치를 추정하면 타겟에 도달하여 있어야 한다. 타겟에 도달하지 않은 정도가 오차에 해당한다. 이런 방식으로 프로브 위치에 대한 추정 오차를 측정 할 수 있었다.

(7) 동물실험

팬텀실험 결과를 토대로 in-vivo 생검을 수행하였다. 그림 6에서는 in-vivo 유도영상시술 시스템을 보여주고 있다. In-vivo 대상으로는 어린 돼지를 사용하였고 자기공명영상시스템으로부터 영상을 취득하였다. 자기공명영상시스템으로는 GE Signa 1.5T를 사용하였고, MRI 펄스열은 fast Spoiled Gradient Echo(fSPGR) 펄스열을 사용하였으며, 단면두께는

표 1. 스테레오 카메라와 MRI 영상에서 얻은 마커의 3차원 좌표값  
Table 1. Marker positions obtained by a stereo camera and an MRI system

마커 no.	스테레오 카메라 시스템			MRI 시스템		
	x	y	z	x	y	z
1	16.935	130.267	278.146	127.236	67.538	32.000
2	70.331	41.155	202.906	25.327	131.457	96.759
3	71.289	207.883	200.784	220.101	127.933	96.315
4	129.632	121.425	264.292	118.794	77.789	163.336

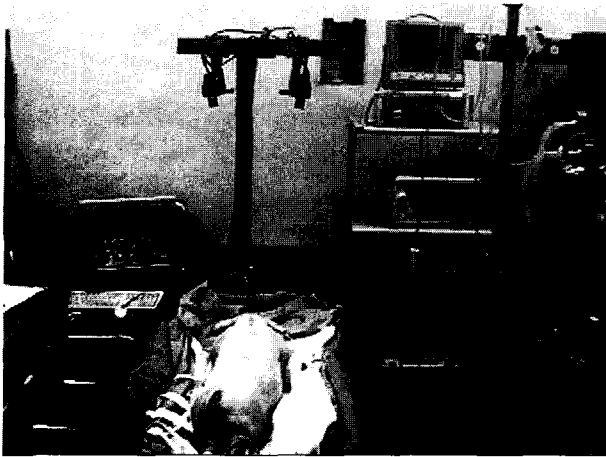


그림 6. In-vivo 영상유도수술 시스템  
Fig. 6. In-vivo image-guided surgery system

1.6mm, TR은 30ms, TE는 7ms, flip angle은  $45^\circ$  로 하여 128장의 단면을 촬영하였다. 촬영 시간은 약 3분 정도 소요되었다. 수술 전 자기공명영상을 취득하여 이들 영상을 DICOM으로 전송받아 영상유도 수술실 내 컴퓨터에 저장하였고, 이들 영상으로부터 MRI 마커를 추출한 다음 스테레오 카메라로 얻어 복원된 3차원 데이터와 정합을 수행하였다. 정합영상으로부터 수술위치를 설정하였고, 계획된 수술위치에 탐침 프로브를 삽입하여 목표지점에 프로브가 위치해 있는지를 확인하였다.

## 결과 및 고찰

Pseudo inverse 방법을 사용하여 스테레오 카메라 시스템과 MRI 시스템간의 변환 행렬을 구하는 실험을 수행하였다. 4개의 마커를 팬텀에 부착한 후 이 마커들을 스테레오 카메라 영상과 MRI 영상에서 찾아낸 후 각각의 좌표계에서 3차원 좌표값을 얻어낸 결과를 표 1에 나타내었다. 그림 6의 in-vivo 영상유도수술 시스템은 프로브의 위치와 3차원 모델과의 정확도 향상을 위해 정밀하게 제작된 프로브와 프로브 마커를 사용하였다. 수술하기 위한 탐침 프로브의 끝점 위치오차를 추정하기 위하여 그림 5에 보인 팬텀에 프로브를 구멍 깊이만큼 삽입하였고 결과를 표 2에서 보였다. 오차의 단위는 mm이고, 목표 지점과 프로브 끝점의 추정 위치간의 3차원 거리를 의미한다. 팬텀 홀에 탐침 프로브를 삽입시켰을 때, 전체적인 평균 삽입거리는 131.5mm, 위치 오차는 평균 1.9mm임을 알 수 있고, 삽입 깊이를 고려한 위치 복원 오차율은 평균 1.5%이다. 이 오차는 시스템의 전체 오차를 의미한다. 즉 카메라 보정, 스테레오 복원, 기준점 마커 추출, 프로브 위치 정보 추출에서 야기된 오차 효과들이 모두 누적된 값을 의미한다. 전체 과정 중에 가장 큰 오차 항을 만드는 부분은 스테레오 카메라 시스템의 3차원 복원 과정이다. 스테레오 카메라 시스템의 3차원 복원을 위하여 각각의 카메라는 카메라 보정을 수행하고 스테레오 매칭 기법으로 3차원 복원을 수행한다. 본 연구에서 개발

표 2. 팬텀에서 측정된 프로브 끝점 위치 에러

Table 2. Probe tip position error measured by the phantom

Target 및 hole번호	hole 깊이 (mm)	추정오차 (mm)	오차율 (%)
1	147	3.17	2.2
2	140	1.29	0.9
3	143	1.93	1.3
4	134	2.92	2.2
5	108	1.21	1.1
6	126	1.25	1.0
7	129	1.5	1.2
8	154	1.71	1.1
9	99	1.32	1.3
10	130	1.21	0.9
11	126	3.34	2.7
12	142	2.23	1.6
평균	131.5	1.9	1.5

한 스테레오 카메라 시스템의 3차원 복원 성능은 x, y축으로 높은 정밀도를 보이지만 z축으로는 상대적으로 낮은 정밀도를 보인다. 이는 스테레오 카메라 시스템과 MRI 시스템간의 정합 행렬의 직교성에서 살펴볼 수 있다. 행렬의 직교성이 x, y 축으로는 잘 보존되는데 비해서 z축, 즉 깊이 방향으로는 비교적 오차가 크다. 따라서 sub-pixel 단위의 스테레오 복원에 한계가 생길 수 있으며, 깊이 방향으로 오차가 카메라 보정 파라미터에 큰 영향을 미칠 수 있다. 이러한 문제를 완화시키기 위하여 카메라가 대상 물체를 바라보는 각도를 크게 하는 것이 바람직하다. 이를 위해 대상 물체와 스테레오 카메라까지의 거리와 스테레오 카메라의 기저선 길이 사이의 비를 조정하는 것이 필요하다. 이외에 체스판 패턴과 같은 평면 조건에 근거한 카메라 보정 툴을 사용하는 대신 깊이 방향의 보정 정확도를 높일 수 있는 보정 툴을 사용하는 것도 시스템의 정확도를 향상시키는데 도움이 될 것으로 생각된다. 본 연구에서 개발한 영상유도 수술 시스템의 정밀도는 팬텀실험에서 1.5% 오차의 범위를 가짐을 알 수 있었다.

개발한 영상유도 시스템의 임상적용 가능 여부를 입증하기 위하여 돼지를 이용하여 동물실험을 수행하였다. 수술 위치는 뇌량(corpus callosum)의 하부에 있는 송과선(pineal gland)부위로 두피로부터 3.6cm 아래 부분을 설정하였다. 그림 7에 수술전의 위치를 보였다. 이렇게 미리 수술할 위치 정보를 확보한 다음 돼지의 두개골에 Hudson hand drill을 이용하여 개공술(trepanation)을 시행하였으며 구멍에 탐침삽입을 위한 트로카(trochar)를 고정하였다. 계획된 수술 위치에 탐침 프로브를 삽입하였고 동일한 촬영 필드영역으로 MRI 촬영을 하여 영상 데이터를 얻었다. 취득한 데이터를 이용하여 계획한 목표위치에 탐침 프로브가 정확하게 삽입되었는지를 확인하였다. 그림 8에 수술 후의 탐침 위치를 보였다. 1cm 이하의 환부에 대한 검사나 치료 등을 위해서는 적어도 5mm이하의 정확도를 갖는 시

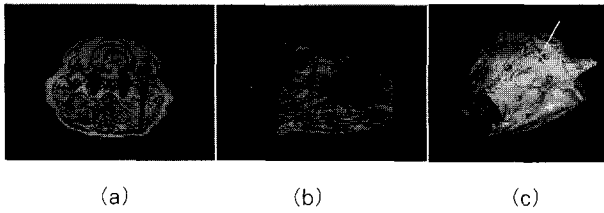


그림 7. 시술 전 계획된 시술 부위(원으로 표시된 부분)  
 (a) 관상면 (b) 시상면 (c) 3차원으로 복원한 영상  
**Fig. 7.** Pre-surgical plan position(the area marked by the circle)

(a) a coronal view (b) a sagittal view (c) a 3D view

스텝이 되어야 한다. 계획된 위치는 뇌의 송과선 부위로 두피로부터 3.6cm 아래였는데 탐침 프로브 삽입 후 MRI 촬영을 한 결과 탐침 프로브 위치 오차가 3mm 이내 결과를 보여줌으로써 개발한 영상유도 시술 시스템의 오차는 임상적용 시 3mm로 유용한 수치임을 확인할 수 있었다.

본 논문에서 사용한 탐침 프로브의 형태는 가늘고 긴 형태이고, 재질은 티타늄 합금의 비자성체로 자기공명영상에 왜곡을 일으키지 않고 휘어짐에 강한 장점을 가지고 있다. 하지만 임상 적용시 탐침 프로브에 강한 힘을 가하는 것은 프로브 자체의 휘어짐 가능성을 배제하지 않을 수 없으며 큰 오차를 유발할 수 있기 때문에 시술 시 고려해야 할 부분이라 생각된다.

사용자 편의를 위해 간과할 수 없는 중요한 요소는 프로브 위치 복원 가능 범위이다. 프로브 위치 정보 추출은 스테레오 카메라 시스템에 의해 수행되기 때문에 프로브 마커가 스테레오 카메라 영상 내에 존재해야 한다. 스테레오 카메라의 시야각이 광각일 경우 더 넓은 사용범위를 가질 수 있다. 그렇다고 해서 너무 광각의 시야각을 가진 카메라를 사용할 경우 렌즈의 왜곡으로 인해 스테레오 카메라 시스템의 3차원 위치 복원 정확도가 저하된다. 따라서 사용자의 편의와 시스템의 정확도라는 두 가지의 사항을 잘 조율해야 한다.

### 결 론

본 논문에서는 스테레오 매칭 기법을 이용하여 중재적 시술이 가능한 영상유도시술 시스템을 개발한 내용을 소개하였다. 시스템의 정확도 향상을 위하여 정밀하게 제작된 프로브와 프로브 마커를 이용하였다. 또한 카메라 시스템의 정확도를 높이기 위하여 3차원적으로 정확도가 높은 카메라 보정 방법을 사용하였다. 본 논문에서 제시한 스테레오 매칭 기법을 이용한 시술 시스템의 측정 오차는 3mm 이내로 기존의 paired-point method의 오차 2~7mm[18] 그리고 표면정합방법(surface registration method)의 오차 3~8mm[15-17]와 비교하여 보다 우수하였다. 또한 in-vivo 대상으로 시술한 결과 임상적으로 활용될 수 있음을 확인하였다. 본 논문에서 소개한 스테레오 매칭 기법은 컴퓨터 영상을 이용한 중재적 시술, 즉, 생검 유도, 수술실에서의 외과개두술 및 척추 침 수술 등에 적용될

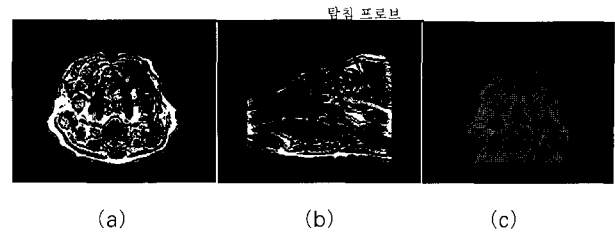


그림 8. 시술 후 탐침 위치를 나타내는 영상  
 (a) 관상면 (b) 시상면 (c) 축상면  
**Fig. 8.** Post-surgical probe position during the in-vivo experiment

(a) a coronal view (b) a sagittal view (c) an axial view

수 있을 것으로 기대된다.

### 참 고 문 헌

1. Alan C.F. Colchester, Jason Zhao, Kerrir S. Holton-Tainter, Christopher J. Henri, Neil Maitland, Patricia T.E. Roberts, Christopher G. Harris and Richard J. Evans., "Development and preliminary evaluation of VISLAN, a surgical planning and guidance system using intra-operative video imaging", Medical Image Analysis, Vol. 1, Iss. 1, pp. 73-90, 1996
2. S. Hassfeld, C. Burghart, I. Bertovic, et al., "Intraoperative navigation techniques: Accuracy tests and clinical report" Proceedings of the 12th international symposium on Computer Assisted Radiology and Surgery, 1998; 670
3. GM. Kacal, I. Bicik, PR. Hilfiker, et al., "Interactive MR-guided targeting of thyroid nodules: First steps towards minimal invasive surgery.", Proceedings of the 12th international symposium on Computer Assisted Radiology and Surgery, 1998; 725
4. RD. Bucholz, "Advances in computer aided surgery", Proceedings of the 12th international symposium on Computer Assisted Radiology and Surgery, 1998; 577
5. K. Darabi, R. Reisch, W. Muller-Forell, et al., "Intraoperative computer tomography in neurosurgery", Proceedings of the 12th international symposium on Computer Assisted Radiology and Surgery, 1998; 605
6. P. Rabischong, "The human factors in medical robotics", Proceedings of the 12th international symposium on Computer Assisted Radiology and Surgery, 1998; 649
7. E. William. Lorensen and Harvey E. Cline. "Marching Cubes : A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm", Computer Graphics (SIGGRAPH

- '87 Proceedings), Vol. 21, No. 4, pp 163-169, 1987
8. Phillippe G. Lacroute, "Fast Volume Rendering Using A Shear-Warp Factorization Of The Viewing Transformation", Ph D Thesis, Stanford University, 1995
  9. R.Y. Tsai, "A versatile camera calibration technique for high-accuracy 3D machine vision metrology using off-the-shelf cameras and lenses" IEEE Trans. Robotics and Automation, Vol. 3, No. 4, 1987
  10. R. Jain, R. Kasturi, and B. G. Schunck, "Machine vision", McGraw-Hill, Inc., 1995
  11. A. Redert, E. Hendriks, and J. Biemond, "Correspondence estimation in image pairs", IEEE Signal Processing Magazine, Vol. 16, Iss. 3, pp. 29-46, 1999
  12. FA Jolesz, 1996 RSNA Eugene P.Pendergrass New Horizons Lecture. "Image-guided procedures and the operating room of the future", Radiology, Vol. 204, pp. 601-612, 1997
  13. R. C. Gonzalez and P. Wintz, "Digital Image Processing", Addison Wesley, 1987
  14. J. Heikkilä, "Geometric camera calibration using circular control points" IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell., Vol. PAMI-22, No. 10, pp. 1066-1077, Oct. 2000
  15. J. Schlaier, J. Warnat, A. Brawanski, "Registration accuracy and practicability of laser-directed surface matching" , Comp Aid Surg. Vol. 7, pp. 284-290, 2002
  16. J.B. Ra, S.M. Kwon, J.K. Kim, J. Yi, K.H. Kim, H.W. Park, K.U. Kyung, D.S. Kwon, H.S. Kang, S.T. Kwon, L. Jiang, J. Zeng, K. Cleary, S.K. Mun, "Spine needle biopsy simulator using visual and force feedback", Comp Aid Surg. Vol. 7, pp. 353-363, 2002
  17. R.J. Maciunas, RL Galloway, JM Fitzpatrick, et al., "A universal system for interactive image-directed neurosurgery", Stereotact Funct Neurosurg, Vol. 58, pp. 94-98, 1992
  18. K. Abdel-Malek, D. McGowan, V.K. Goel, D. Kowalski, and S. Amith, "Bone registration method for robot-assisted surgery: pedicle screw insertion", IMechE Journal of Engineering in Medicine, Vol. 211, Part H, pp. 221-233, 1997