

## 경피적 천장관절 나사 고정술 지원용 로봇암 형 영상 유도장치의 개발 및 정확도 평가

염진섭 · 최원식\* · 김하용\* · 강종원\* · 이광원\* · 김환정\* · 안재훈\*  
박성규 · 원종화 · 김형민 · 김남국\*\*

서울대학교 의과대학 정형외과학교실, 을지대학교 의과대학 정형외과학교실\*,  
서울대학교 공과대학 산업공학과\*\*

**목 적:** 경피적 천장관절 나사 고정술을 지원하기 위한 로봇암 형 영상 유도장치를 개발하여, 그 정확도를 평가하여 보고자 하였다.  
**대상 및 방법:** 3차원 디지털라이저 (Microscribe 3-D G2, Immersion, USA)와 개인용 컴퓨터를 이용한 영상 유도장치를 개발하였다. 플라스틱 골반골 모델 (Sawbones, USA)을 이용하여 제작한 팬텀 (정확도 측정용 모형)으로 핀 정합의 정합 오차와 표적 지시 오차를 30회씩 측정하였고, 4개의 플라스틱 골반골 모델에 16개의 6.5 mm 유관 나사를 삽입하여 정확도를 확인하였다.  
**결 과:** 정합 오차  $0.73 \pm 0.23$  mm 시의 표적 지시 오차는  $1.46 \pm 0.47$  mm였다. 골반골 모델에 삽입한 16개의 나사는 모두 천장관절 내에 삽입되었고, 피질골 천공이나 인접 나사나 와셔가 서로 충돌한 예는 없었다.  
**결 론:** 개발된 장치는 기존의 광학 추적장치 기반 항법장치와 유사한 수준의 정확도를 가지고 있었고, 골반골 모델을 이용한 모의 수술에서도 만족할 만한 결과를 얻었다.

**색인 단어:** 천장관절, 이개, 나사 고정술, 영상 유도장치, 수술장내 항법장치

## Development and Accuracy Test of a Robot-arm Type Image-guided Surgery System for Percutaneous Screw Fixation of the Sacro-iliac Joint

Jin Sup Yeom, M.D., Won Sik Choy\*, M.D., Hayong Kim\*, Jong Won Kang\*, M.D., Kwang Won Lee\*, M.D.,  
Whoan Jeang Kim\*, M.D., Jae Hoon Ahn\*, M.D., Seong Kyu Park, M.D., Jong Hwa Won, M.D.,  
Hyungmin Kim, M.S., Namkug Kim\*\*, M.S.

Department of Orthopedic Surgery, Seoul National University, Seoul, Korea,  
Department of Orthopedic Surgery, Eulji University, Taejeon, Korea\*  
Cybermed, Inc., Seoul, Korea\*\*

**Purpose:** To develop a robot-arm type image-guided surgery system for percutaneous screw fixation of the sacro-iliac joint and to evaluate its accuracy.

**Materials and Methods:** We have developed an image-guided surgery system using a three-dimensional digitizer (Microscribe 3-D G2, Immersion, USA) and a personal computer. The registration error and target localization error at fiducial registration were measured 30 times for each using a phantom made with plastic pelvic bone model (Sawbones, USA). Sixteen 6.5 mm cannulated screws were inserted into four plastic bone models, and the accuracy was evaluated.

**Results:** The target localization error was  $1.46 \pm 0.47$  mm while the registration error was  $0.73 \pm 0.23$  mm. All of the 16 screws were inserted well across the sacro-iliac joint, and there was neither cortical breach nor collision between screws or washers.

**Conclusion:** The accuracy of the developed system was similar to that of optical tracker-based navigation systems, and its helpfulness and usefulness was proven with simulation surgery using plastic bone models.

**Key Words:** Sacro-iliac joint, Separation, Screw fixation, Image-guided surgery system, Intraoperative navigation system

통신저자: 김 하 용

대전광역시 서구 둔산동 1306  
을지대학교병원 정형외과  
Tel : 042-611-3268 · Fax : 042-259-1289  
E-mail : hykim@eulji.ac.kr

Address reprint requests to : Hayong Kim, M.D.

Department of Orthopaedic Surgery, Eulji University School of Medicine  
Dunsan-dong 1306, Seo-gu Daejeon, 302-799, Korea  
Tel : 042-611-3268 · Fax : 042-259-1289  
E-mail : hykim@eulji.ac.kr

\*본 논문의 요지는 2002년도 대한정형외과학회 추계학술대회에서 전시되었음.

\*\*이 논문은 2002년도 한국학술진흥재단의 지원에 의하여 연구되었음 (KRF-2002-003-E00101).

## 서 론

천장관절 나사 고정술은 천장관절 이개 시에 사용되는 고정 방법으로, 정확한 위치에 나사를 삽입하지 못할 경우 인접한 신경 또는 혈관의 손상이 2~15%에서 발생하는 것으로 보고되고 있다<sup>5,11,16,17</sup>. 특히 천골 이형성증이 있는 경우 나사 삽입의 안전구역은 통계적으로 유의하게 좁아진다<sup>10</sup>. CT<sup>3,4,15</sup>나 C형 영상 증폭기<sup>9,13</sup>를 이용한 수술 기법에 이어서, 해외에서는 영상 유도 수술 (image-guided surgery, IGS)이 최근에 도입되고 있다<sup>6-8</sup>. 영상 유도 수술은 영상 유도장치 (image-guided surgery system)을 필요로 하는데, 기존의 영상 유도 장치는 대부분 광학 추적장치 (optical tracking system)를 이용한다<sup>14</sup>. 광학 추적장치는 비교적 고가 장비로, 영상 유도 장치의 가격 상승 요인이 될 뿐만 아니라, 그 자체가 가진 몇 가지 단점이 그 사용의 제한 요소가 되는 경우도 있다<sup>14</sup>. 한편, 로봇암 형 3차원 디지털라이저 (robot arm-type three-dimensional digitizer)는 비교적 저가의 장비이면서도 정확도는 기존의 광학 추적장치와 유사한 범위이나, 저자들이 아는 한, 영상 유도 수술에서 사용된 전례는 찾아볼 수 없었다. 본 연구에서는 로봇 수술을 향한 첫 걸음으로 로봇암 형 3차원 디지털라이저를 이용한 천장관절 나사 정술 지원용 영상 유도 장치를 개발하여, 그 정확도를 측정하여 보고자 하였다.

## 대상 및 방법

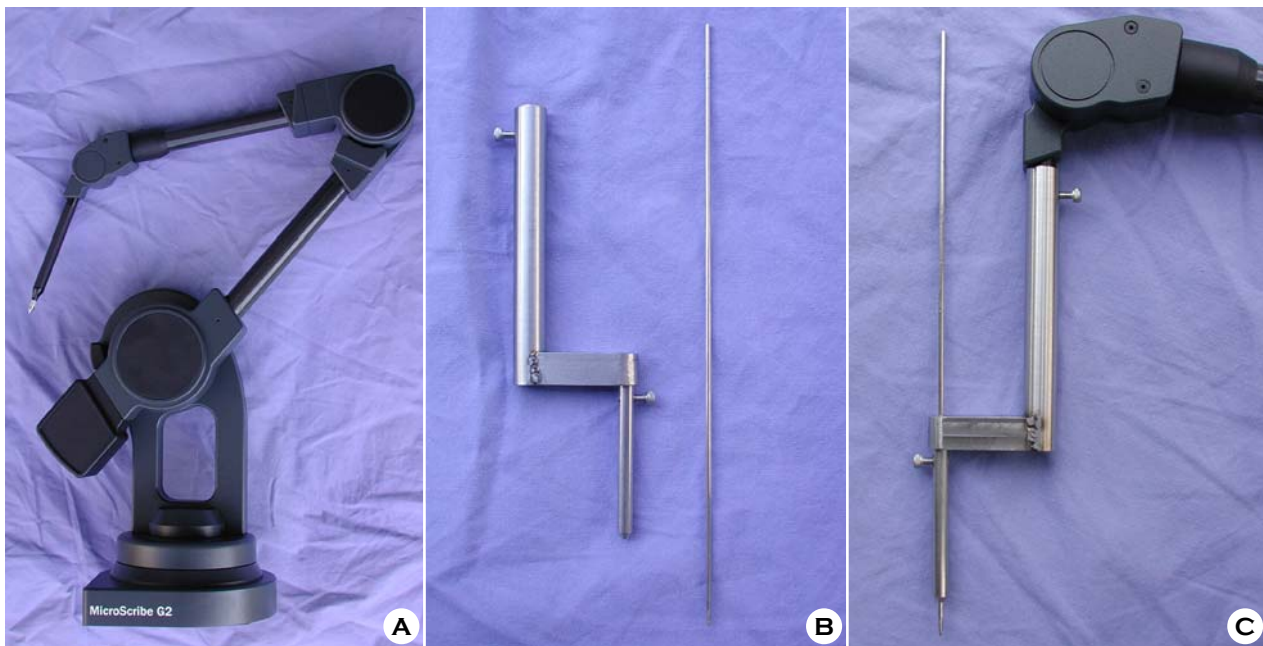
### 1. 개발된 로봇암 형 영상 유도장치

#### 1) 하드웨어적 구성

5 자유도 (degree of freedom)를 가진 로봇암 형 3차원 디지털라이저 (Microscribe 3-D G2, Immersion Co., USA)를 사용하였다 (Fig. 1A). 이 기기는 5개의 관절을 가진 기계 팔 (mechanical arm)의 끝 부분인 지시침 (stylus)의 방향 벡터와 그 첨부 (tip)의 좌표를 USB 1.1 또는 RS-232C 인터페이스를 통해서 개인용 컴퓨터 (personal computer)에 제공해 준다. 사용 설명서에 의하면, 공간 해상도 (spatial resolution)는 0.13 mm, 정확도 (accuracy)는 0.38 mm, 기계 팔의 작업 반경은 63.5 cm이다. 지시침 첨부의 위치와 방향을 연속적으로 입력할 수도 있고, 특정 점만을 입력하고자 할 때에는 별도의 발스위치나 소프트웨어적인 입력 버튼을 사용할 수도 있다.

개인용 컴퓨터는 Pentium IV 2.4 GHz와 1 GB의 메모리 및 OpenGL (Silicon graphics, USA) 가속 기능을 가진 그래픽 카드를 이용하였으며, 운영체제는 Windows XP Professional (Microsoft, USA)을 사용하였다. 로봇암 형 디지털라이저와 컴퓨터의 연결은 USB 1.1 인터페이스를 이용하였다.

로봇암의 지시침 부위에 정확히 결합할 수 있는 별도의 유도 핀 막 (guide pin sheath)을 제작하였다 (Fig. 1B). 유도

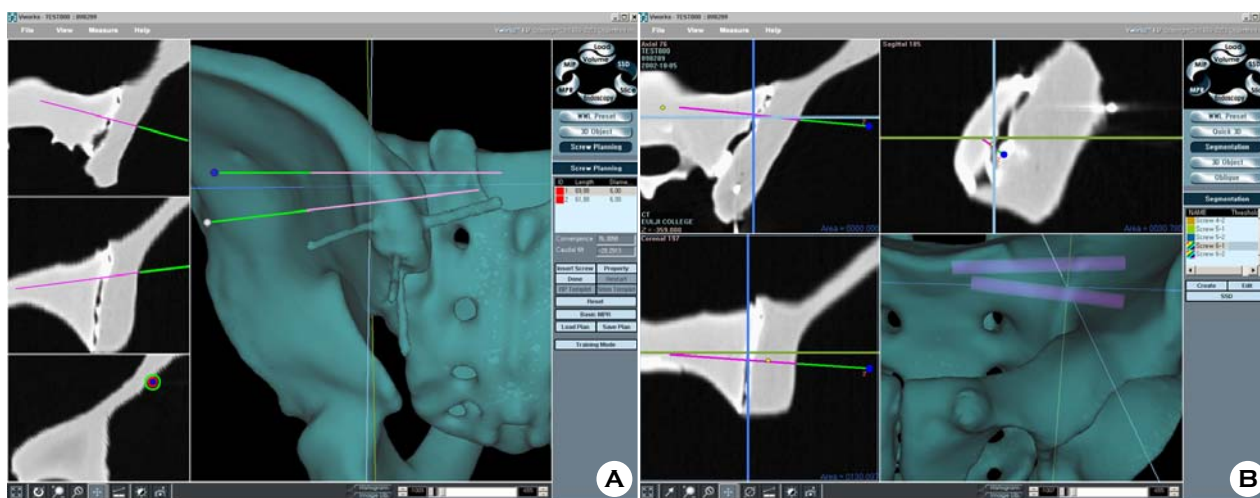


**Fig. 1.** The hardware components of the image-guided surgery system are shown.

(A) A robot-arm type three-dimensional digitizer is shown.

(B) A guide pin and its sheath are shown.

(C) The guide pin sheath is assembled with the stylus portion of the robot arm, and a guide pin is inserted in the sheath



**Fig. 2.** The user interface of the planning software is shown.

(A) The trajectory of each screw can be planned using three-dimensional and multi-planar images.

(B) Virtual postoperative images can be reconstructed at any time during planning.

핀 막의 한쪽 끝은 로봇암의 지시침에 나사 고정을 할 수 있고, 반대 쪽에는 유도 핀이 들어가서 자유롭게 회전할 수도 있고 나사로 고정할 수도 있게 하였다 (Fig. 1C).

## 2) 소프트웨어적 구성

소프트웨어는 수술 계획용 소프트웨어 (planning software)와 항행용 프로그램 (navigation program)의 두 부분으로 이루어져 있다.

### (1) 수술 계획용 소프트웨어

수술 계획용 소프트웨어는 환자의 축상면 CT 영상을 다평면 재구성 (multiplanar reformatting) 및 3차원 재구성 (표면 렌더링)한 후, 이를 이용하여 삽입할 나사의 중심축의 위치와 길이를 결정하도록 해준다. 이는 저자들이 발표한 수술 모사 프로그램<sup>20)</sup>의 수술 계획 모드를 개량하여 작성하였다 (Fig. 2). 결정된 수술 계획은 한 개의 파일로 저장한 후, 항행용 프로그램에서 불러들일 수 있도록 하였다.

### (2) 항행용 프로그램

항행용 소프트웨어는 실제 수술 중에 로봇암 형 3차원 디지털 카메라의 기계 팔에 부착된 유도 핀 막, 또는 유도 핀의 위치를 CT의 다평면 재구성 및 3차원 재구성 영상 위에 중첩하여 보여주고, 그 연장선을 그려주는 기능을 한다. 이를 위해서는 먼저 실물 세계 (환자의 뼈)의 좌표계와 컴퓨터 내의 영상 (CT와 이의 다평면 재구성 및 3차원 재구성 영상)의 좌표계를 일치시켜 주어야 하는데, 이를 환자-영상간 정합 (patient-to-image registration)이라고 한다. 본 연구에서는 미리 세 개 이상의 기준 핀 (fiducial pin)을 뼈에 삽입한 후 촬영한 CT에서의 핀의 위치와 실제 (실물) 핀의 위치를 맞춰줌으로써 환자-영상간 정합을 수행하는 핀 정합 (fiducial registration) 기법을 구현하였다 (Fig. 3).

핀 정합 시의 정합 오차를 확인해서 오차가 적은 (1 mm 이내) 경우에만 실제 수술을 해야 하는데, 정합 오차는 제곱 평균 제곱근 오차 (root mean squares error, RMSE) 방식으로 표현하도록 하였다. 실물 세계에서 얻어진 각각의 점의 3차원 좌표를  $X_i$  ( $i=1, 2, 3...n$ )라고 하고, 컴퓨터 3차원 모델의 표면에서  $X_i$ 에 해당하는 점의 좌표들 중 반복적인 연산을 통해서 얻은 가장 가까운 점의 좌표를  $Y_i$ 라고 했을 때, 변환 행렬  $T$ 에 대해서, 제곱 평균 제곱근 오차는

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n ((TX_i - Y_i)^2/n)}{n}} \quad \text{로 정의된다}$$

## 3) 개발된 영상 유도장치의 작동

### (1) 기준 핀 삽입 및 CT 촬영

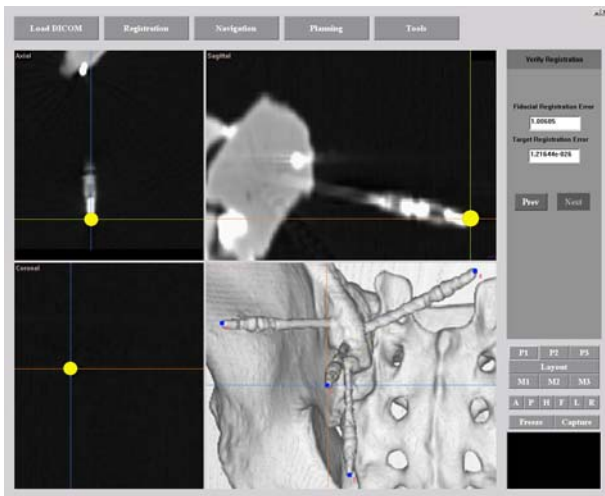
먼저 골반골에 4~5개의 기준 핀을 삽입한 다음에 CT 촬영을 한다. 골반 근위부에서 좌골 조면까지의 1~1.5 mm 간격 축상면 영상을 얻도록 한다. 촬영된 축상면 CT 영상은 컴퓨터 네트워크나 이동형 저장장치를 이용하여 DICOM (digital imaging and communication in medicine) 3.0 형식의 파일로 수술 계획용 소프트웨어가 설치된 개인용 컴퓨터로 이동한다.

### (2) 수술 계획 프로그램의 작동

수술 계획용 소프트웨어를 사용하는 것은 두 개의 나사가 서로 충돌하지 않고, 와서끼리도 충돌하지 않으며, 천추 내의 신경 손상을 주지 않고, 천추의 전방 피질골 천공을 일으키지 않으면서 제 1 천추에 삽입되게 하기 위해서 나사의 궤도를 미리 설정하고자 하는 것으로, 생각해도 무방하다. 먼저 개발된 소프트웨어를 이용하여 자동적으로 CT 영상을 다평면 재구성 (traditional multi-planar reformatting) 및 3차원 재

구성 (볼륨 렌더링 및 표면 렌더링)하는데, 이러한 재구성에 소요되는 시간은 1~2분이다.

수술 계획용 소프트웨어는 3차원 영상과 3가지 단면 영상 (시상, 측상, 관상 면)을 동시에 관찰하면서 나사 삽입궤도 (삽입점과 삽입방향)를 결정하도록 하는 기능을 가지고 있다 (Fig. 2A). 이 때 3가지 단면 영상의 방향을 전산화단층촬영 시의 축상면을 기준으로 하지 않고, 나사의 중심축을 기준으로 하여 실시간으로 변화하게 할 수 (trajectory multi-



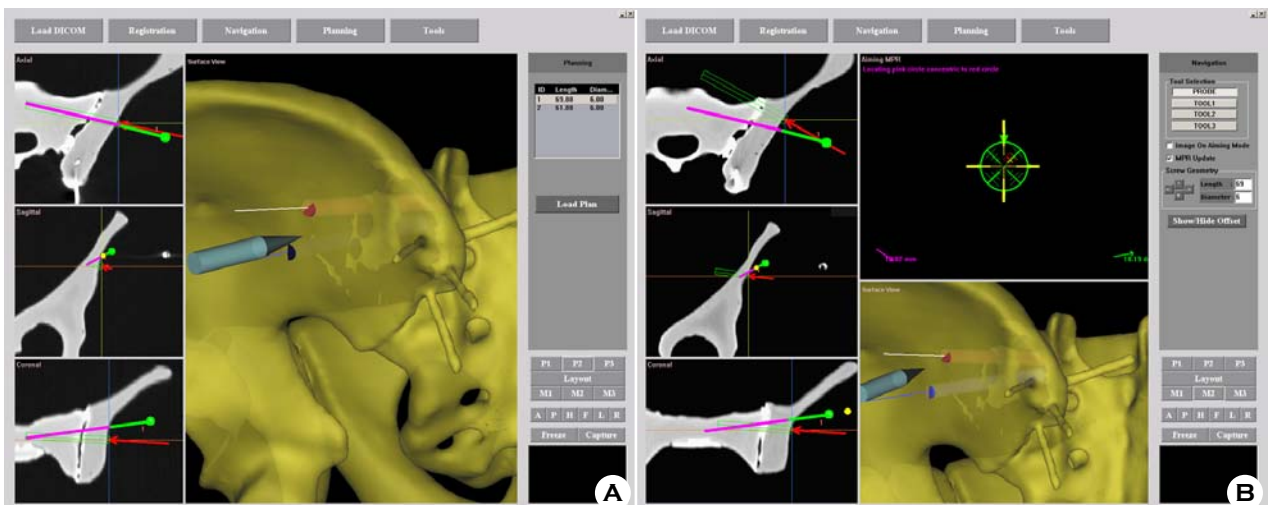
**Fig. 3.** The user interface of fiducial registration is shown. Using multiplanar and three-dimensional images, the tips of the fiducial pins are located. Thereafter, the tips of the real fiducial pins are indicated by the robot arm. Then the software performs registration and displays the registration error.

planar reconstruction)도 있다. 이 과정에서 3차원 영상의 반투명 정도 (transparency)를 조정하면 뼈 안에서의 나사의 궤도를 쉽게 관찰할 수 있다. 한 개의 영상에서 나사의 삽입위치나 삽입 각 또는 나사 길이나 직경을 수정하면, 다른 세 개의 영상에서도 자동으로 이들이 변하게 되어, 나사 삽입의 계획을 손쉽게 할 수 있다. 또한 나사 삽입 후의 영상을 확인하기 위하여, 나사를 원기둥 형태로 가정하고 이를 계산하여 보여줄 수도 있도록 하여 (Fig. 2B), 이를 관찰하면서 수술 계획을 수정할 수 있게 하였다. 이상의 수술 계획과 각종 영상 (다평면 재구성 영상과 3차원 재구성 영상)은 한 개의 파일로 저장한 후, 이동형 저장매체나 전산망을 이용하여 로봇암 형 영상 유도장치에 연결된 컴퓨터로 이동할 수 있다. 물론 수술 계획을 이 컴퓨터에서 직접 할 수도 있다.

### (3) 영상 유도장치의 작동

먼저 다음과 같은 방법으로 장치의 초기화 (calibration)를 시행한다. 먼저 로봇암의 지시침 끝 부분을 정해진 위치에 놓이게 한 후에 컴퓨터 소프트웨어가 이를 인식하게 한다. 다음으로 유도 핀 막에 유도 핀을 넣어서, 핀 끝이 막으로부터 3~4 cm 정도 튀어나오도록 하고 나사로 고정한다. 로봇암에 유도 핀 막을 나사 고정한 다음에 (Fig. 1C), 유도 핀의 끝 부분을 이전의 지시침 끝 부분과 같은 위치에 놓이게 하고 이를 컴퓨터가 인식하게 함으로써 초기화를 마친다.

이어서 환자-영상간 정합 (핀 정합)을 다음과 같은 방법으로 시행한다. CT 영상 (다평면 재구성 영상 및 3차원 영상)에서의 정합용 핀 (fiducial pin)의 끝 부분을 먼저 지적한 후에 (Fig. 3), 실제 핀의 끝 부분을 유도 핀으로 지적하여 입력시킨다. 이 때 소프트웨어는 전술한 것과 같은 방법으로 정



**Fig. 4.** The user interface of the navigation software is shown.

(A) The central axis of the guide pin is displayed on multi-planar and three-dimensional images along with a preoperatively planned trajectory. (B) Autopilot function can guide a surgeon to insert screws easily as planned (the right upper window).



합 오차를 계산해 준다.

정합 오차가 1 mm 이내인 경우에 나사 삽입을 시작한다. 이 때 소프트웨어는 유도 핀 끝의 위치와 방향을 다평면 재구성 및 3차원 재구성된 CT 영상에 중첩시켜 보여준다 (Fig. 4). 물론 수술 전에 계획된 나사의 궤도를 함께 보여줄 수도 있다. 뿐만 아니라 유도 핀을 원하는 길이와 폭 (나사의 직경에 해당)으로 연장하여 그려줌으로써 (Fig. 4) 나사의 삽입 위치와 삽입 각을 판단 및 수정하기 용이하도록 해준다. 모니터 상의 화면은 1~7개의 창 (window)으로 나눌 수 있고, 각각의 창에 원하는 영상을 배치해 넣을 수 있도록 하였다. 표시 가능한 영상에는 3차원 재구성 영상과 다평면 재구성 영상이 있으며, 다평면 재구성 영상은 전술한 두 가지 모두 가능하다. 사용자는 이러한 일곱 가지 영상 중 1~7개를 선택하여 화면에 배치할 수 있다. 어떤 창이든 각각의 영상을 확대-축소하거나 이동할 수 있고, 3차원 영상은 원하는 대로 회전시키거나 투명도를 조절하면서 관찰할 수 있도록 하였다.

이상의 과정을 통해서 유도 핀을 삽입하고 나서, 확공한 후에, 유관 나사를 삽입한다.

## 2. 개발된 영상 유도장치의 정확도 측정

### 1) 표적 지시 오차 (target localization error)의 측정

개발된 영상 유도장치의 정확도 측정을 위해서 팬텀 (정확도 측정용 모형)을 제작하였다. 이는 플라스틱 골반골 모델 (Model number 1301, Sawbones, USA)에 80개의 26G 주사침을 삽입한 것으로, 삽입된 주사침의 길이는 약 3~4 mm 정도였으며, 그 바깥쪽 끝이 뼈 모델의 표면과 일치하도록 삽입하였다. 이 팬텀을 CT 촬영하였는데, 그 촬영 조건은 절편 두께 (slice thickness) 3 mm, 테이블 전진 속도 (table feed) 3 mm/초, 회전 시간 (rotation time) 0.75초, 재구성 간격 (reconstruction incremental) 1.5 mm이었다.

이 팬텀과 CT 영상을 이용하여 영상 유도장치의 정확도의 일반적인 지표인 표적 지시 오차를 측정하였다. 표적 지시 오차는 정합을 마친 후에 지시침으로 특정 점을 지시할 때 모니터에 표시된 지시침의 끝 부분의 위치와 실제 해당 점의 컴퓨터 영상 상의 위치간의 거리를 의미한다. 실제 수술 시에 정합 오차가 1 mm 이상인 경우 (입력시 손떨림이나 기기 조작의 오류 등에 의함)에는 정합을 다시 시행한다는 점을 감안하여, 정합 오차가 1 mm 이내인 경우에 한하여 표적 지시 오차를 측정하였다. 먼저 주사침으로 표시한 80개의 점들 중 동측 장골 와 (iliac fossa)의 임의의 점을 지시침으로 지시하여 컴퓨터 모니터상에 나타난 지시침의 끝 부분의 좌표를 구하고, 그 점에 해당하는 주사침의 컴퓨터 영상에서의 좌표를 구한 후, 두 좌표 사이의 거리를 계산하였다. 이상의 과정을 30회 시행하여, 그 평균과 표준편차를 계산하였다.

### 2) 플라스틱 골반골 모델에의 나사 삽입

개발된 영상 유도장치를 이용하여 플라스틱 골반골 모델 (Model number 1301, Sawbones, USA)에 나사를 삽입하여 그 정확도를 확인하고자 하였다. 나사 삽입 전에 4개의 골반골 모델을 CT 촬영하였는데, 촬영 조건은 전술한 팬텀의 경우와 같았다. 수술 계획용 프로그램을 이용하여, 각각의 뼈 모델에 대해서 좌우 각각 2개씩 총 16개의 나사를 제 1 천추에 삽입하도록 수술 계획을 실시한 후, 영상 유도장치를 이용하여 6.5 mm 유관 나사를 삽입하였다. 이때 그림을 이용하여 뼈 모델을 책상에 고정하였고, 직경 5 cm 가량의 구멍을 가진 수술용 방포로 골반골 모형을 덮어서 해부학적인 구조물의 관찰이 용이하지 않게 하였으며, 방사선 촬영 등의 다른 보조수단은 사용하지 않았다. 삽입을 마친 후에는 나사가 천추를 뚫고 나왔는지와 천장관절에 잘 삽입되었는지 여부를 육안으로 확인하였다.

## 결 과

영상 유도장치의 정확도의 측정 결과, 정합 오차  $0.73 \pm 0.23$  mm인 상태에서 측정된 표적 지시 오차, 즉 실제 수술에서 지시침이나 유도 핀의 끝이 지시하는 위치와 외과의가 의도한 위치와의 거리(오차)는  $1.46 \pm 0.47$  mm였다.

플라스틱 골반골 모델에 삽입한 16개의 나사는 모두 천장관절 내에 잘 삽입되어 있었고, 피질골을 뚫고 나오거나 인접한 두 개의 나사나 와서가 서로 충돌한 경우는 없었다.

## 고 찰

현재까지 보고된 경피적 천장관절 나사 고정술의 일반적인 수술 기법은 CT를 이용하는 방법<sup>3,4,15)</sup>과 C형 영상 증폭기를 이용하는 방법<sup>13)</sup>이다. 저자들은 C형 영상 증폭기를 이용하는 방법은 경험한 바 없으나, 이 방법은 안전한 나사 삽입을 위해서 최소한 세 방향의 영상 (입구상, 출구상 및 정확한 측면상)을 얻어야 한다고 한다<sup>7)</sup>. 그러나 비만, 연부조직의 부종, 장내 공기 음영, 심한 혈종 등으로 인해 우수한 화질의 영상을 얻기 어려운 경우가 종종 있으며<sup>5,14,18)</sup>, 이 술식의 경험이 많은 외과의만이 비교적 안전하게 수행할 수 있다고 한다<sup>17)</sup>. 한편 본 저자들은 1999년도부터 CT를 이용한 나사 삽입을 시행하여 왔으나, 이 방법은 한 개의 나사를 삽입하고 나면 더 이상의 나사를 삽입할 공간이 없거나 좁은 경우가 발생할 수 있고, 수술 중 CT를 촬영하면서 유도 핀의 위치를 바꾸는 과정에서 환자의 방사선 피폭량이 증가할 수 있다는 단점을 가지고 있다<sup>3)</sup>.

최근 해외에서는 영상 유도장치 (수술장내 항법장치)를 이용한 수술 기법이 개발되어 보고되고 있으며<sup>2,6-8)</sup>, 저자들 역

시 CT 영상을 이용한 광학 추적장치 기반 항법장치의 원형(prototype)을 개발하여 보고한 바 있다<sup>19)</sup>. 본 연구에서는 이들 영상 유도장치에서 흔히 쓰이는 광학 추적장치(적외선을 이용하여 수술기구의 위치를 추적)와는 전혀 다른 로봇암 형 3차원 디지털타이저를 사용하였다. 이는 가격(약 5천불)면에서 광학 추적장치(약 4만불)보다 훨씬 유리하다는 장점을 활용해 보고, 미래에 각광받을 것으로 예상되는 수술용 로봇 개발의 초석이 될 만한 경험을 축적하기 위함이었다. 본 연구에서 사용한 로봇암 형 디지털타이저는 공학적인 측정을 주목적으로 하는 기기로서, 기기 자체의 정확도(0.38 mm, 제작사에서 공개한 제한 기준)는 의학용 광학 추적장치(0.3 mm 전후)와 유사한 범위이다. 그러나, 최종적으로 완성된 영상 유도장치의 오차는 사용된 로봇암이나 광학 추적장치가 가지는 기계적 오차보다 커질 수밖에 없다. 이것은 영상 유도장치의 오차에는 이들 기기뿐 아니라 CT의 정확도(CT 기기 자체의 해상도나 촬영 조건의 영향을 받음), 3차원 재구성의 알고리즘과 변수(parameters), 영상 유도장치용 소프트웨어의 백터 변환과정에서의 오차, 정합의 정확도 등 다양한 요소의 영향을 받기 때문이다. 본 연구에서 개발된 영상 유도장치의 표적 지시 오차( $1.46 \pm 0.47$  mm)는 현재 해외에서 개발되어 실제로 사용되고 있는 광학 추적장치 기반 영상 유도장치들(1~3 mm의 표적 지시 오차)<sup>1,6,12)</sup>과 유사한 수준이었다.

본 연구에서 개발된 수술 계획용 소프트웨어는 실제 수술에 있어서 필수적인 요소는 아니다. 즉, 수술 계획이 없더라도 직접 영상 유도장치의 화면을 보면서 나사 삽입 위치를 결정하여 수술할 수 있다. 그럼에도 불구하고 수술 계획용 소프트웨어를 제작한 것은, 제 1 천추에 두개의 나사를 삽입하기 위한 목적이었다. 전술한대로 저자들은 CT를 이용한 천장관절 나사 삽입술을 1999년부터 시행하여 왔으며, 이 과정에서 1개의 나사를 삽입하고 나면 추가적인 나사 삽입을 위한 공간이 없거나, 나사끼리는 충돌하지 않는다고 해도 와서가 서로 충돌하는 경우를 경험한 바 있고, 이를 극복하기 위한 방법으로 수술 계획용 소프트웨어를 이용하여 두 개의 나사를 안전하게 삽입하고자 하였다. 본 연구의 플라스틱 뼈 모델에 유도 핀을 삽입하는 실험에서는 8쌍의 나사를 충돌 없이 안전하게 삽입할 수 있음을 확인하였다.

한편, 본 연구에서 사용된 로봇암 형 3차원 디지털타이저는 본래 공학적 측정만을 목적으로 개발된 것이기 때문에, 수술에 직접 적용하는 데에는 한가지 제한점이 있는데, 그것은 환자의 뼈의 움직임을 추적할 수가 없다는 것이다. 즉, 정합과정 중이나 정합을 마친 후에 환자의 뼈가 움직이면, 컴퓨터가 이를 인식하지 못한다는 것이다. 물론 정합을 마친 후에 바로 나사를 삽입하면 별다른 문제가 되지는 않고, 저자들처럼 CT실에서 직접 수술을 하면<sup>3)</sup> 즉각적인 확인이 가능

하지만, 장시간의 영상 유도 수술은 불가능하다는 문제점을 가지고 있다. 이의 해결책은 몇 가지가 있을 수 있는데, 첫 번째는 두 개의 로봇암을 이용하여, 한 개는 뼈의 움직임을 실시간으로 추적하고 또다른 한 개는 본 연구에서와 같이 나사 삽입용으로 사용하는 것이다. 두 번째는 소형 로봇(mini-robot)을 개발하여, 이를 Shanz 나사 등을 이용하여 뼈에 직접 부착한 후에 영상 유도장치로 사용하는 것으로, 이는 인공관절 치환술 같은 경우에도 응용될 수 있을 것으로 생각된다. 저자들은 현재 두 번째 방법을 개발하고자 하고 있다.

본 영상 유도장치는 천장관절 나사 고정술뿐 아니라 척추 수술이나 조직 생검 등과 같이 조준 장치(aiming device)가 도움이 될 수 있는 다른 수술에서도 사용될 수 있을 것이며, 전술한 몇 가지 방법을 통해서 인공관절 치환술 등을 위한 로봇으로도 진화할 수 있을 것으로 생각된다. 본 연구자는 본 연구 결과의 임상적 활용뿐 아니라, 이를 바탕으로 한 보다 우수한 형태의 로봇암 형 영상 유도장치를 개발하는 것을 향후 과제로 생각하고 있다.

## 결 론

저자들은 경피적 천장관절 나사 고정술 지원용 로봇암 형 영상 유도장치를 개발하여, 그 정확도가 해외에서 개발된 기존 방식의 항법장치와 유사한 수준임을 확인하였고, 플라스틱 골반골 모델을 이용한 모의 수술을 통해서 그 유용성을 확인하였다. 향후 본 연구를 바탕으로 한 소형 로봇의 개발 등을 통한 다양한 정형외과 수술에의 적용이 가능할 것으로 생각된다.

## 참 고 문 헌

- 1) **Amin DV, LaBarca RS, Kanade T, et al:** The iterative sampled image registration method. In: Syllabus of the 2nd annual meeting of the international society for computer assisted orthopaedic surgery. Santa Fe, the international society for computer assisted orthopaedic surgery: 170-172, 2002.
- 2) **Barrick EF, O'Mara JW and Lane HE:** Iliosacral screw insertion using computer-assisted CT image guidance: A laboratory study. *Computer Aided Surg*, **3**: 289-296, 1998.
- 3) **Choy WS, Kim BS, Kim HY, Ahn JH and Jung YH:** Iliosacral screw fixation of the posterior pelvic ring using local anesthesia and computerized tomography. *J Korean Orthop Assoc*, **39**: 722-727, 2004.
- 4) **Duwelius PJ, Van Allen M, Bray TJ, et al:** Computed tomography-guided fixation of unstable posterior pelvic ring disruptions. *J Orthop Trauma*, **6**: 420-426, 1992.

- 5) **Ebraheim NA, Coombs RJ, Hoefflinger MJ, et al:** A pitfall of radiologic evaluation of sacroiliac joint screw positioning. *Orthopedics*, **16**: 616-618, 1993.
- 6) **Gauthier E, Bächler R, Heini PF and Nolte LP:** Accuracy of computer-guided screw fixation of the sacroiliac joint. *Clin Orthop*, **393**: 310-317, 2001.
- 7) **Hinsche AF, Giannoudis PV and Smith RM:** Fluoroscopy-based multiplanar image guidance for insertion of sacroiliac screws. *Clin Orthop*, **395**: 135-144, 2001.
- 8) **Jerome T, Lionel C, Stephane L, Laurence P, Philippe M and Chirossel JP:** Percutaneous iliosacral screw placement using image guided techniques. *Clin Orthop*, **354**: 103-110, 1998.
- 9) **Kim JJ, Jeong YG, Chang JS, Kim KY and Baek SK:** Percutaneous Iliosacral Screw Fixation in Unstable Pelvic Ring Injury. *J Korean Orthop Assoc*, **34**: 1087-1092, 1999.
- 10) **Oh JK, Bae SY, Kim JO, Roh KJ, Lee JJ and Chang SY:** Radiologic Evaluation for the Safe Zone of Percutaneous Iliosacral Screw Fixation. *J Korean Fracture Soc*, **15**: 337-342, 2002.
- 11) **Keating JF, Werier J, Blachut P, et al:** Early fixation of the vertically unstable pelvis: The role of iliosacral fixation of the posterior lesion. *J Orthop Trauma*, **13**: 107-113, 1999.
- 12) **Leonard MA and Weiner HL:** Comparison of frameless stereotactic systems: accuracy, precision, and applications. *Neurosurg*, **49**: 1409-1415, 2001.
- 13) **Matta JM and Saucedo T:** Internal fixation of pelvic ring fractures. *Clin Orthop*, **242**: 83-97, 1989.
- 14) **Miller MD, Cain JE, Lauerman WC, et al:** Posterior sacroiliac fixation using a sacral pedicle targeting device: An anatomical study. *J Orthop Trauma*, **7**: 514-520, 1993.
- 15) **Nelson DW and Duwelius PJ:** CT-guided fixation of sacral fractures and sacroiliac disruptions. *Radiology*, **180**: 527-532, 1991.
- 16) **Routt MLC, Simonian PT and Mills WJ:** Iliosacral screw fixation: Early complications of the percutaneous technique. *J Ortho Trauma*, **11**: 584-589, 1997.
- 17) **Templeman D, Schmidt A, Freese J, et al:** Proximity of iliosacral screws to neurovascular structures after internal fixation. *Clin Orthop*, **329**: 194-198, 1996.
- 18) **Waldrop JT, Ebraheim NA, Yeasting RA, et al:** The location of the sacroiliac joint on the outer table of the posterior ilium. *J Orthop Trauma*, **7**: 510-513, 1993.
- 19) **Yeom JS, Choy WS, Kim HY, et al:** Development of a Computer-assisted Surgery System for Screw Fixation of the Sacro-iliac Joint. *J Korean Fracture Soc*, **16**: 1-8, 2003.
- 20) **Yeom JS, Choy WS, Kim WJ, et al:** A patient-specific surgical simulation system for spinal screw insertion composed of virtual roentgenogram, virtual C-arm, and rapid prototyping. *J Korean Orthop Assoc*, **36**: 161-166, 2001.