대한골절학회지 제16권, 제1호, 2003년 1월
The Journal of the Korean Society of Fractures
Vol.16, No.1, January, 2003

천장관절 나사 고정술을 위한 컴퓨터 지원 수술 장치의 개발

염진섭, 최원식, 김하용, 김환정, 강종원, 김영호*, 김형민, 서동현**, 이석**, 이제범**, 김남국**, 김철영****

을지대학교 의과대학 정형외과학교실, 서울대학교 공과대학 산업공학과*, (주) 사이버메드**

<국문초록>

목 적 : 천장관절의 경피적 나사 고정술을 위한 컴퓨터 지원 수술 장치를 개발하여, 그 정확도를 측정하여 보고자 하였다.

대상 및 방법 : 광학 추적 장치(Polaris, Northern Digital, Canada)와 개인용 컴퓨터를 이용한 항법 장치를 개발하였다. 정확도 측정용 팬텀을 제작하여 복합 정합시의 정합 오차와 표적 지시 오차를 각각 30회씩 측정하였으며, 4개의 플라스틱 골반골 모델(Sawbone, USA)에 16개의 6.5 mm 유관 나사를 삽입하여 정확히 삽입되었는지 여부를 확인하였다.

결 과 : 정합 오차는 0.76±0.33 mm, 표적 지시 오차는 1.43±0.42 mm였다. 골반골 모델에 삽입한 16개의 나사는 모두 천장관절내에 삽입되었고, 피질골을 뚫고 나오거나 인접한 두 개의 나사나 와셔가 서로 충돌한 경우는 없었다.

결 론 : 개발된 컴퓨터 지원 수술 장치는 해외에서 개발된 장치와 유사한 정확도를 가지고 있었고, 골반골 모델을 이용한 모의 수술에서도 만족할 만한 결과를 얻었다.

색인 단어 : 천장관절, 이개, 나사 고정술, 컴퓨터 지원 수술 장치, 수술장내 항법 장치.

※ **통신저자** : **김 철 영**
135-814, **서울시 강남구 논현동** 49-16, **사이버메드 연구소**
TEL : 82-2-545-4282
FAX : 82-2-545-6042
E-mail : kaster@cybermed.co.kr

* **본 논문은** 2002**도 범석학술장학재단연구비의지원에 의하여 이루어진 것임**.
* **본 논문의 요지는** 2002**년도 대한정형외과학회추계학술대회에서 발표되었음**.

서 론

천장관절 나사 고정술은 비교적 고난이도의 수술이다. 정확한 위치에 나사를 삽입하지 못할 경우 고정력의 약화를 가져올 수도 있고, 인접한 신경 또는 혈관의 손상이 2-15 %에서 발생하는 것으로 보고되고 있다[4,9,15,16]. 해외에서는 CT[3,13]나 C형 영상 증폭기[11]를이용한기존수술기법에이어서컴퓨터지원 수술기법이 최근에도입되고있으나[2,5,7,8], 저자들이 아는 한, 국내에서는 아직까지 컴퓨터 지원 수술이 시도되거나 컴퓨터 지원 수술 장치(항법 장치)가 개발된 바 없다. 본 연구에서는 천장관절의 경피적 나사고정술을위한 CT 기반 컴퓨터 지원 수술 장치를 개발하여, 그정확도를측정하여보고자하였다.

연구 대상 및 방법

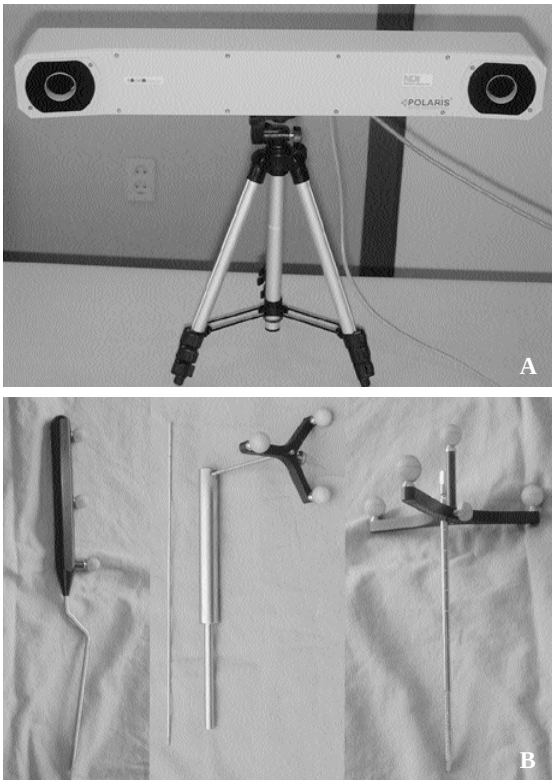

Fig 1. The hardware components of the developed navigation system are shown. **A**: The optical tracker has two optical lenses**. B**: Three navigated instruments are shown. The left one is a probe, the middle a guide pin sheath with a guide pin, and the right a dynamic reference base.

1. 개발된항법장치의하드웨어적구성

하드웨어는 개인용 컴퓨터(personal computer)와 광학 추적 장치를 이용하였다. 개인용 컴퓨터는 Windows 2000 Professional(Microsoft, USA)을 기반으로하며, Pentium IV 2.0 GHz와 1 GB의메모리를사용한다. 광학 추적 장치(Polaris optical tracking system, Northern Digital, Canada, Fig. 1A)는 자체에서 적외선을 방출하여, 이를 반사시키는 광학 마커(optical marker, Fig. 1B)의 위치를 실시간(real-time)으로 추적하면서, 그 3차원 좌표를개인용컴퓨터에제공한다. 따라서, 3-6개의광학마커를수술 기구에부착한후, 수술 기구의 크기와 형태 및 마커와의 상대적인 위치를컴퓨터에게인식시키고나면, 이들마커의위치만을추적함으로써 수술기구의위치와방향을컴퓨터에게계산시킬수있다.

광학 마커가 부착된 세 가지 종류의 수술 기구를 제작하였다(Fig. 1B). 첫번째는지시침이며, 두번째는 유도핀막 (guide pin sheath)이고, 세번째는 동적참조장치(dynamic reference base)이다. 동적참조장치는호프만 핀에 광학 마커를 부착한 것인데, 호프만 핀을 장골에 삽입하고 나면, 부착된 광학 마커의 위치만을추적함으로써장골의움직임을추적할수있다.

2. 개발된항법장치의소프트웨어적원리

수술 계획용 소프트웨어(planning software)와 항행용소프트웨어(navigation software)를별도로작성하였으며, 전자에서 결정한 수술 계획은 한 개의파일로 저장하여 후자에서 불러들일 수 있도록 하였다. 수술 계획용 소프트웨어는 전술한 하드웨어와는 무관한 순수한 소프트웨어로, 환자의 축상면 CT 영상을 다평면재구성(multiplanar reformatting) 및 3차원재구성(표면렌더링기법을이용)한후, 이를이용하여 삽입할나사의중심축의 위치와길이를결정하기위한 목적으로사용된다. 이는저자들이발표한수술모사프로그램[18]의 수술 계획 모드를개량하여작성하였다.

항행용 소프트웨어는 실제 수술장에서 지시침이나 유도핀 막의위치를 CT의다평면재구성 및 3차원 재구성 영상 위에 중첩하여 보여주는 기능을 한다. 이를 위해서는 먼저 실물 세계의 좌표계와 컴퓨터 내의 CT 영상(다평면재구성및 3차원 재구성 영

상)의 좌표계를 일치시켜주는 과정인 환자-영상간 정합(patient-to-image registration)이 수행되어야 하는데, 본 연구에서는 이를 위해 복합 정합(hybrid registration) 기법을개발하였다. 이기법은 두단계의 정합을시행하게되는데, 첫번째는 컴퓨터영상에서 천추의 후면에 4-6 점을 지정하여 준 후 실제환자의 뼈에서 이에 해당하는 점을 광학 마커가 달린 지시침(Fig. 1B)으로입력하여주면, 소프트웨어가이들을 맞춰주는(matching) 점 정합(paired point registration)이다(Fig. 2A). 이때실제뼈의점들을지시침으로입력하는것은경피적으로수행해야하기때문에 정확한 해당 점을 입력할 수도 없지만, 정확한 점을 입력하려고 노력할 필요도 없다. 이 단계의 목적은 컴퓨터에게 대강의위치와방향만을인식시키는것이기때문이다. 다음으로천추후면상의 임의의 점들을지시침으로무작위로지시하여 10 여개의점들을추가 입력하여 주면, 소프트웨어는 입력된 모든 점들(점정합시 입력된 점들도 포함)이 형성하는 곡면을 CT로부터 만든 컴퓨터 3차원 모델의 표면에보다 정교하게 일치시켜 주는(Fig. 2B), 표면 정합(surface registration)을자동적으로수행하게된다.

이상의 복합 정합을 마치고 나면, 광학 추적 장치로추적한뼈와수술기구의상대적위치를컴퓨터가 계산하여, 수술 기구의위치를다평면재구성 및 3차원재구성된 CT 영상에중첩시켜보여줄수있다.

3. 개발된수술계획프로그램과항법장치의작동

먼저 CT를촬영한다. 골반의근위부(즉, 장골능)에서부터좌골조면까지의 축상면영상만을얻으면되며, 이때재구성간격 (reconstruction incremental)은 1.5-2 mm로한다. 촬영된CT 영상을필름화할필요는없으며, 전산망이나 이동형 저장 매체 등을 이용하여 수술 계획프로그램이설치된개인용컴퓨터로이동한다.

(1) 수술계획프로그램의작동

수술계획용프로그램을이용하여 CT의축상면영상을 3차원재구성하고 다평면재구성한다. 이에소요되는 시간은 1-2분이다. 이들 영상을 동시에 관찰하면서, 삽입할 나사의 적절한 궤도를결정한다(Fig 3A). 이 때 3차원 영상을 반투명 처리하여 뼈 안에서의 나사의 궤도를 관찰할 수 있도록 하였다. 어떤 영상에서든나사의위치나삽입각및길이를자유자재로수정할 수있는데, 한영상에서이를수정하면다른 세 화면에서의 위치도 연동되어서 변하게 된다. 또한 다평면 재구성 화면은 축상면, 시상면, 관상면의세평면뿐아니라 , 나사의 중심축을기준으로한 세평면의 영상도 관찰할 수 있도록 하였다. 또한 나사삽입후의영상을언제든계산하도록하여(Fig 3B), 이를참고하여수술계획을수정할수도있도록하였다. 이상의 방법으로 나사의 궤도를 결정하고, 나사의길이를마우스를이용하여이들영상상에서결정해주면, 프로그램자체가결정된길이가얼마인지를 계산하여준다. 이상의수술 계획과환자영상(CT 영상과 3차원 재구성 영상)은 한 개의 파일로 저장한 후, 이동형 저장매체나 전산망을 이용하여 항법 장치에연결된컴퓨터로이동한다.

(2) 항법장치의작동

수술장에서는 환자를 복와위로 위치시키고, 동적 참조 장치를반대측후장골능에부착한다.

수술 계획이 저장된 파일을 불러온 후, 광학 마커가부착된 지시침을이용하여천추의후면에대해서 복합정합을시행한다. 먼저 천추후면에서 5개의점을선정하여 점정합을 수행시킨 후, 10개의 임의의 점을 추가 입력하여 표면 정합을 수행시킨다. 이러

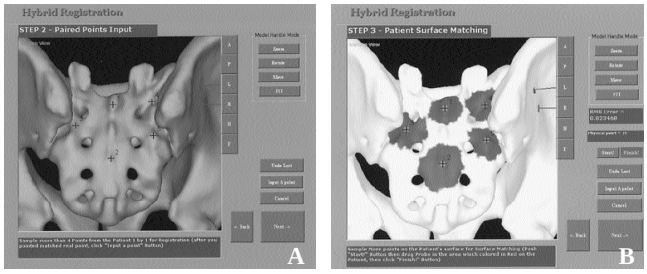

Fig. 2. The user interface of hybrid registration is shown. **A**. First, paired point registration is carried out, which approximately matches 4-6 points on real bones with those on computer images. **B**. Then, surface registration is carried out by additionally inputting 10-12 arbitrary points.

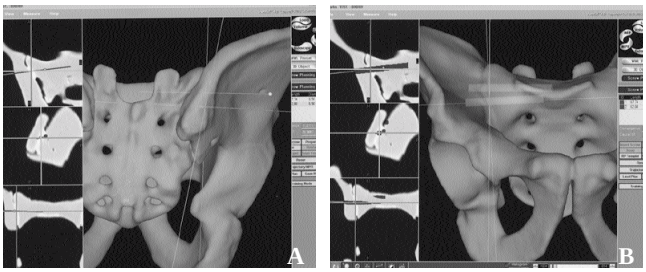

Fig. 3. The user interface of planning software is shown. **A**. The trajectory of a screw can be planned using three-dimensional and multi-planar images. **B**. Virtual postoperative images can be reconstructed at any time during planning.

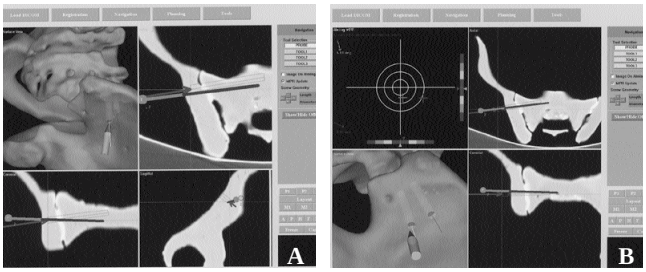

Fig. 4. The user interface of navigation software is shown. **A**. The central axis of a navigated instrument is displayed on multi-planar and three-dimensional images along with a preoperatively planned trajectory. **B**. Our autopilot function can guide a surgeon to insert screws easily as planned (the left upper windows).

한준비과정에는 약 3분내지 10분이소요된다. 이상의 과정을 마치고 나면, 광학 마커가 부착된 유도 핀 막의위치를광학추적장치가추적하여그중심축과 끝 부분의 위치를 모니터 상의 CT 영상에중첩하여 보여준다(Fig 4A). 물론 계획된 나사의 삽입 위치 역시함께보여준다.

이때수술계획용프로그램에서와마찬가지로, 두 가지 종류의 다평면 재구성 영상을이용할 수 있다. 따라서 일곱 가지 영상을 화면에 보여줄 수 있는데, 상황에따라서원하는몇개의화면만을원하는크기로 배치하여 관찰할 수 있으며, 한가지 영상만을 확대하여 관찰할 수도 있다. 어떠한 배치에서든 각각의영상은확대-축소할수있고, 3차원영상은회전이나 투명도 조절이 가능하다. 유도 핀 막의 연장선을 원하는길이로 표시하게 할수있으며, 이때그직경 또한삽입할나사의직경과같게함으로써삽입방향과위치의판단을용이하게할수있다.

자동 항행 유도(autopilot) 기능을 구현하였는데, 이는 수술 전 계획대로 나사를 삽입할 수 있도록 유도해주는 기능이다(Fig 4B). 먼저 빨간 십자를 좌표의 중심에위치시킴으로써 삽입점을맞춘후에, 하늘색 십자까지일치시킴으로써삽입각을맞출수있다.

이상의 과정을 통해서 유도 핀을 삽입하고 나서, 확공한후에, 유관나사를삽입한다.

4. 개발된항법장치의정확도측정

플라스틱 골반골 모델(Model number 1301, Sawbones, USA)에 80개의 26G 주사침을 삽입하여, 항법장치의정확도측정을위한팬텀을제작하였다. 삽입된 주사침의 길이는 약 3-4 mm 정도였으며, 그 바깥쪽끝이골반골모델의표면과 일치하도록삽입하였다. 이팬텀을 CT 촬영하였는데, 그촬영 조건은 절편 두께(slice thickness) 3 mm, 테이블 전진 속도(table feed) 3 mm/초, 회전시간(rotation time) 0.75초, 재구성 간격 1.5 mm이었다. 이 팬텀과 CT 영상을 이용하여 항법 장치의 정확도의 일반적인 지표인 정합 오차(registration error)와 표적 지시 오차(target localization error)를측정하였다.

정합 오차는 제곱 평균 제곱근 오차(root mean squares error, RMSE) 방식으로측정하였다.

팬팀에서 얻어진 각각의 점의 3차원 좌표를 Xi (i=1, 2, 3...n)라고 하고, 컴퓨터 3차원 모델의 표면에서 Xi에 해당하는 점의 좌표들 중 반복적인 연산을 통해서 얻은 가장 가까운 점의 좌표를 Yi라고 했을 때, 변환행렬 T에대해서, 제곱평균제곱근오차는

$$RMSE = \sqrt{\sum_{i=}^{n} ((TXi - Yi)^2 / n)}$$

로정의된다. 팬팀을 이용하여 전술한대로 15개의 점을 이용한 복합 정합을 시행한 후 상기 방법으로 정합 오차를 계산하는 과정을 30회 시행하여, 그 평균과표준편차를계산하였다.

표적 지시 오차는, 정합을 마친 후에 지시침으로

특정점을지시할때모니터에표시된지시침의끝부분의위치와실제해당점의컴퓨터영상상의위치간의 거리를 의미하는 것으로, 다음과 같은 방법으로 계산하였다. 먼저 전과 같은 방법으로 정합을 마친 후, 주사침으로 표시한 80개의 점들 중 동측 장골와(iliac fossa)의 임의의 점을 지시침으로 지시한다. 컴퓨터 모니터상에나타난지시침의끝부분의좌표를 구하고, 그 점에 해당하는 주사침의 컴퓨터 영상에서의 좌표를 구한 후, 두 좌표사이의거리를 계산한다. 이상의 과정을 30회 시행하여, 그 평균과 표준편차를계산하였다.

5. 플라스틱골반골모델에의나사삽입

개발된 항법장치를이용하여플라스틱골반골모델(Model number 1301, Sawbones, USA)에 나사를 삽입하여 그 정확도를 측정하였다. 먼저 4개의 골반골모델을CT 촬영하였는데, 촬영조건은전술한팬텀의 경우과 같았다. 수술 계획프로그램을 이용하여, 각각의뼈모델에대해서좌우각각 2개씩총 16개의나사를제 1 천추에삽입하도록수술계획을실시한후, 항법 장치를이용하여 6.5 mm 유관나사를 삽입하였다. 이때직경 3 cm 가량의구멍을가진수술용방포로골반골모형을덮어서해부학적인구조물의 관찰이 용이하지 않게 하였으며, 방사선 촬영 등의다른 보조수단은사용하지않았다. 삽입을마친후에는나사가천추를뚫고나왔는지와 천장관절에잘삽입되었는지여부를육안으로확인하였다.

결 과

항법장치의정확도의측정결과, 정합의정확성에 대한 척도인정합오차는 0.76±0.33 mm이었고, 실제 수술에서지시침이나유도 핀의끝이지시하는위치와 외과의가 의도한위치와의거리인(즉, 정합오차보다 중요한 지표인) 표적 지시 오차는 1.43±0.42 mm였다.

플라스틱 골반골모델에삽입한 16개의 나사는모두천장관절내에잘삽입되어있었고, 피질골을뚫고나오거나인접한두개의나사나와셔가서로충돌한 경우는없었다.

고 찰

경피적천장관절나사고정술의일반적인수술기법은 C형 영상 증폭기를 이용한 방법[11]과 CT를 이용하는 방법[3,13]이다. 저자들은 2002년도까지 CT를 이용한 나사 삽입을 시행하여 왔으나, 이 방법은 좁은 제 1 천추에 하나의 나사를 삽입하고 나면 더 이상의 나사를 삽입할 공간이 없는 경우가 발생할 수 있고, 환자의 방사선 피폭량이 많다는 단점을 가지고 있다. 저자들은 C형 영상 증폭기를 이용한 나사 삽입은경험해본 바없다. 문헌에의하면, 이방법에서는최소한세 방향의 영상(입구상, 출구상 및 정확한 측면상)을 얻어야 비교적 안전하게 나사를 삽입할수 있는데[7], 장내 공기 음영, 심한 혈종, 연부조직의부종, 비만등으로 인해 우수한화질의 영상을 얻기 어려운 경우가 종종 있으며[4,12,14,17], 경험이 많은 외과의만이비교적 안전하게수행할수있다고한다[16].

한편이러한기존술식의 한계점들을극복하기위해서최근해외에서는항법장치를 이용한수술기법이개발되어 보고되고 있으며, 이에는CT 기반 항법장치[2,5,8]와 C형영상증폭기기반항법장치 [7]가있다. 그러나저자들이아는한이러한새로운기법이국내에서는아직까지시행되지않고있다. 이에저자들은 천장관절의나사고정술을 위한 CT 기반 컴퓨터 지원수술장치를개발하였다.

개발된항법장치의 정확도를 확인하여 보기위해서측정한 정합오차와 표적지시 오차는현재 해외에서 개발되어 실제로 사용되고 있는 CT 기반 항법장치들의 오차 범위(1 mm 이내의 정합 오차와 1-3 mm의표적지시오차)[1,5,6,10]와유사하거나더우수한 값이었다. CT 기반항법 장치의오차는광학추적장치의기계적 오차, CT 영상이가지는오차(주로 볼륨평균화효과에의한오차), 3차원재구성과정에서의 오차, 정합 과정에서의 오차 등으로 구성되는데, 이중 CT 영상이가지는오차는차세대 CT라고할수있는 다중 감광기 CT(multi-detector CT)의 도입으로 인해 비약적으로 감소될 것으로 예상된다. 다중 감광기 CT는절편두께를매우작게 할수있기때문에볼륨평균화효과를최소화할수있을것으로예상되기 때문이다. 또한 추적 장치의 정확도의 향상과 정합알고리듬의개선역시항법장치의정확도를향상시켜줄것으로기대된다.

본연구에서개발된수술계획용 소프트웨어는천장관절에 두 개의 나사를 삽입하기 위한 적절한 삽입위치와삽입각을미리설정할수있게해준다는장점을 가지고있었다. 특히 두 개의나사가 서로 충돌하거나, 두 나사의 머리나 와셔가 서로 충돌하는 것을 예방하면서 적절한 삽입 위치를 계획할 수 있다는것이계획용소프트웨어사용의장점이었다. 계획된궤도를 따라서 플라스틱 뼈 모델에 유도 핀을 삽입하는 데에는 별다른 어려움이 없었으며, 특히 자동 항행 유도 기능을 이용하여 이를 보다 용이하게 할 수 있었다. 실험적으로 삽입한 16개의 나사는 모두 천장관절에 잘 삽입되었고, 피질골을 뚫고 나간 경우는없었다.

CT 기반 항법장치의단점으로는 CT 촬영후천골과장골의상대적인위치가변동될경우에는천추의 정확한위치에나사를삽입하지못할수있다는점이 지적된바 있다[7,8]. 그러나이것은동적참조장치를 동측장골에삽입하고동측장골을이용하여정합을 시행하기 때문에 발생하는 문제였다. 저자들은 Gautier 등[5]의방법을변형하여동적참조 장치를반대측장골에삽입하고, 천추를이용하여정합을시행하였다. 즉, 동측 장골에는 동적 참조 장치도 부착하지않고정합도 하지않았는데, 이렇게하면 CT 촬영후에 발생한 천추와 동측 장골간의 상대적 위치의 변화의영향을받지않고천추의원하는위치에나사를삽입할수있다.

본항법 장치는현재프로그램의불안정성이나 버그등의소프트웨어적인문제는모두해결되었고, 정확도 측정까지 끝난 상태로, 향후 임상 실험을 계획하고있다. 저자들은한편으로는C형영상증폭기기반항법장치를개발하여천장관절나사고정술에적용하여보고자한다.

요 약

저자들은 천장관절의 경피적 나사 고정술을 위한 컴퓨터 지원수술 장치를개발하여, 그 정확도가 해외에서개발된항법장치와유사한수준임을확인하였고, 플라스틱 골반골 모델을 이용한 모의 수술을 통해서그유용성을확인하였다. 향후임상실험을통한임상적 정확도와안정성의확인이필요할것으로 생각되었다.

REFERENCES

1. **Amin DV, LaBarca RS, Kanade T, et al**: The iterative smpled 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. **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.
4. **Ebraheim NA, Coombs RJ, Hoeflinger MJ, et al**: A pitfall of radiologic evaluation of sacroiliac joint screw positioning. Orthopedics 16:616-618, 1993.
5. **Gauthier E, Bachler R, Heini PF and Nolte LP**: Accuracy of computer-guided screw fixation of the sacroiliac joint. Clin Orthop 393:310-317, 2001.
6. **Glossop ND, Cleary K and Banovac F**: Needle tracking using the Aurora magnetic position sensor. (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: 90-92, 2002.)
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. **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.

10. **Leonard MA and Weiner HL**: Comparison of frameless stereotactic systems: accuracy, precision, and applications. Neurosurg, 49: 1409-1415, 2001.
11. **Matta JM and Saucedo T**: Internal fixation of pelvic ring fractures. Clin Orthop 242:83-97, 1989.
12. **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.
13. **Nelson DW and Duwelius PJ** : CT-guided fixation of sacral fractures and sacroiliac disruptions. Radiology 180:527-532, 1991.
14. **Routt MLC, Simonian PT, Agnew SG, et al**: Radiographic recognition of the sacral alar slope for optimal placement of iliosacral screws: A cadaveric and clinical study. J Orthop Trauma 10:171-177, 1996.
15. **Routt MLC, Simonian PT and Mills WJ**: Iliosacral screw fixation: Early complications of the percutaneous technique. J Ortho Trauma 11:584-589, 1997.
16. **Templeman D, Schmidt A, Freese J, et al**: Proximity of iliosacral screws to neurovascular structures after internal fixation. Clin Orthop 329:194-198, 1996.
17. **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.
18. **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 of Korean Orthop Assoc, 36: 161-166, 2001.

Abstract

Development of a Computer-assisted Surgery System for Screw Fixation of the Sacro-iliac Joint

Jin Sup Yeom, M.D., Won Sik Choy, M.D., Ha-Yong Kim, M.D., Whoan Jeang Kim, M.D., Jong Won Kang, M.D., Yeongho Kim, Ph.D.*, Hyungmin Kim, M.S.*, Donghyun Seo, Seok Lee, M.S., Jae Bum Lee**, Namkug Kim, M.S.**, Cheol Young Kim****

Department of Orthopedic Surgery, Eulji University, Taejon, Korea
*Department of Industrial Engineering, Seoul National University, Seoul, Korea**
*Cybermed, Inc., Seoul, Korea***

Purpose : The purposes of this study were to develop a computer-assisted surgery system for percutaneous screw fixation of the sacro-iliac joint and to evaluate its accuracy.

Materials and Methods : We have developed a navigation system composed of an optical tracking device (Polaris, Northern Digital, Canada) and a personal computer. The registration error and target localization error at hybrid registration were measured using a phantom. The errors were measured 30 times for each. Sixteen 6.5 mm cannulated screws were inserted into four plastic bone models (Sawbones, USA), and the accuracy was evaluated.

Results : The registration error was 0.76±0.33 mm, and the target localization error was 1.43±0.42 mm. All of the 16 screws were inserted well across the sacro-iliac joint, and there was neither penetration of the cortical bones nor collision between screws or washers.

Conclusion : The accuracy of the developed system was similar to existing ones, and its usefulness and helpfulness was proven with screw insertion into plastic bone models.

Key Words : sacro-iliac joint, separation, screw fixation, computer-assisted surgery system, intraoperative navigation system

Address reprint requests to
Cheol Young Kim
Research Center of Cybermed Inc.
#49-16, Nonhyeon-dong, Gangnam-gu, Seoul, 135-814, Korea
TEL : 82-2-545-4282
FAX : 82-2-545-6042
E-mail : kaster@cybermed.co.kr