<학술논문> DOI http://dx.doi.org/10.3795/KSME-A.2014.38.5.497 ISSN 1226-4873(Print)
2288-5226(Online)

오픈소스 기반 수술항법장치의 하지 골절수술 응용검토§

정상현* · 박재영** · 박철우* · 오창욱** · 박일형**†
* 경북대학교 융합의료기기·로봇연구소, ** 경북대학교대학원 의과학과,
*** 경북대학교 의학전문대학원 정형외과학교실

Open Source-Based Surgical Navigation for Fracture Reduction of Lower Limb

Sanghyun Joung*, Jaeyeong Park**, Chul-Woo Park*, Chang-Wug Oh** and Il Hyung Park**†
* Medical Device and Robot Institute of Park, Kyungpook Nat'l Univ.,
** Division of Biomedical Science, Kyungpook Nat'l Univ.,
*** Dept. of Orthopaedic Surgery, School of Medicine, Kyungpook Nat'l Univ.

(Received September 3, 2013 ; Revised February 28, 2014 ; Accepted March 1, 2014)

Key Words: Surgical Navigation(수술항법장치), Fracture-Reduction(골절 정복), Open Source(오픈 소스)

초록: 골절 치료에서 최소 침습 수술 방법은 그 효용성이 입증 되었지만, 의료진이 골편을 직접 볼 수 없기 때문에 방사선 투시영상장치(C-armed fluoroscopy)에 의존하여 수술을 진행하게 된다. 최소침습 수술은 환자에게는 감염이 적고 회복이 빠르다는 장점이 있지만 의료진에게는 과도한 방사선 피폭과 부정확한 골절정복 가능성이 높아지는 문제점이 발생할 수 있다. 본 연구에서는 이와 같은 문제를 해결하기 위해 수술 항법장치와 수술 지원로봇을 활용하는 방법을 제안한다. 골편의 3D CT 모델을 실제 골편과 특징점을 이용해서 정합하는 오픈 소스 기반으로 구성된 수술 항법 장치와 2D 투시 영상에서 골편간의 회전 변위를 정상측 투시 영상과 비교하여 확인 할 수 있는 방법을 제안하였고, 모델 뼈를 이용한 실험으로 제안한 방법의 임상적 타당성을 확인하였다. 그 결과 3D CT-기반 수술 항법 장치의 모델 뼈와 영상정합 정확도는 약 2mm 로 정형외과 수술에서 요구되는 사양을 만족했으며, 2D 투시 영상에서는 ±15.0°범위의 골편간의 회전에서 2.5°이하의 변별력을 나타내었다.

Abstract: Minimally invasive intramedullary nail insertion or plate osteosynthesis has shown good results for the treatment of long bone fractures. However, directly seeing the fracture site is impossible; surgeons can only confirm bone fragments through a fluoroscopic imaging system. The narrow field of view of the equipment causes malalignment of the fracture reduction, and radiation exposure to medical staff is inevitable. This paper suggests two methods to solve these problems: surgical navigation using 3D models reconstructed from computed tomography (CT) images to show the real positions of bone fragments and estimating the rotational angle of proximal bone fragments from 2D fluoroscopic images. The suggested methods were implemented using open-source code or software and evaluated using a model bone. The registration error was about 2 mm with surgical navigation, and the rotation estimation software could discern differences of 2.5° within a range of 15° through a comparison with the image of a normal bone.

1. 서 론

골절 치료에서 골수강내 금속정을 고정하는 방법 또는 뼈의 외부에 금속 플레이트를 고정시키는 최소침습 골절 치료의 유효성이 보고 되었다.[1,2] 최소 침습 골절정복 수술은 골절된 부분의 혈관 및 연부조직의 손상을 최소화하므로 환자의 회복이 빠르고 감염 등의 수술 후 합병증을 줄일 수 있다는 장점이 있다. 반면, 수술 집도의는 골절 부위를 직접 눈으로 확인할 수 없기 때문에 방사선 영상 장치에 의존하여 골편의 위치와 금속정, 플

† Corresponding Author, ihpark@ knu.ac.kr
Ⓒ 2014 The Korean Society of Mechanical Engineers

레이트, 금속나사와 같은 수술 도구의 상대 위치를 확인해야 한다. 이와 같은 최소 침습 수술에서 의료진은 방사선 차폐 가운을 필수적으로 착용하지만 연평균 20mSv 의 방사선에 피폭되어 의료진의 안전에 심각한 문제가 발생하고 있다.[3] 또한, 주로 사용되는 방사선 영상장치인 C-armed fluoroscopy 의 경우, FOV(Field of View)가 좁아 뼈의 전체적인 정렬을 확인하기 어렵다. Buckley 등은 대퇴골 골절 환자를 MIPO(Minimally Invasive Plate Osteosynthesis) 법으로 수술한 후 CT 영상으로 확인한 결과 38.5% 에서 부정확한 회전정합이 있었다고 보고하였다.[4] 이와 같이 최소 침습 골절 수술법은 우수한 수술 방법이지만, 숙련된 의료기술이 필요하며 다량의 방사선에 노출되는 문제점이 있다.

골절 정복 후 원위 골편에 고정용 나사를 삽입하는 과정에서 방사선 피폭량을 줄이기 위해 수술 항법 장치를 이용하는 연구가 진행되었다.[5,6] Yeom 등은 광학식 위치 추적장지를 이용한 수술 항법장치를 개발하여 보고하였다.[7] 하지만 이 장치들은 골절 정복을 지원하기 위한 시스템은 아니며, 골절 정복의 정확성을 향상하기 위한 컴퓨터 시스템의 연구가 진행되었으나,[8] 아직 임상에 적용되지는 못하였다.

의료진에 대한 피폭량을 줄이면서 골절 정복의 정확성을 높이기 위한 방법으로 로봇 시스템이 제안되어 왔다. Markus 등은 3 차원 영상과 산업용 직렬 로봇을 개조한 로봇 시스템을 이용한 골절 정복법이 2 차원 투시 영상 장치를 이용한 기존의 수술법에 비해 정확도가 높다는 것을 실험적으로 확인했다.[9] Graham 등은 동일한 목적으로 힘과 위치가 조정 가능한 병렬구조의 로봇을 이용하였다.[10] 이 로봇은 골절 부위와 직접 연결되지 않아 정확한 골편의 조작이 어렵다는 단점이 있다. 이에 반해, Peifu 등은 헥사포드 형태의 구조를 이용한 로봇 시스템으로 골간부 골절을 정확하게 정복할 수 있음을 제시하였다.[11] Ruihua 등은 정확도가 떨어지는 직렬 로봇과 구동 범위가 제한되는 병렬 로봇의 단점을 극복하기 위해서 하이브리드 형태의 독자적인 로봇 구조를 이용하여 골절 정복을 시도하였다.[12] 도쿄대학교 연구진은 로봇을 이용한 골절 정복에서 안전성 문제와 이에 대한 해결법을 제안하였다.[13] 이상에서 언급한 로봇 시스템에서는 시스템의 안전성, 수술 절차의 복잡화, 인증 등의 문제로 임상 시험된 사례는 없다.

본 연구팀은 임상적용을 목표로 손상된 상하지 근골격계 복구 수술의 정확도와 안전성 향상을 위한 2mm 오차급 뼈 포지셔닝 및 터널링 수술 로봇 시스템을 정부의 지원으로 개발하고 있다. 개발중인 시스템은 피부 속의 3 차원적인 골편의 위치를 보여주는 수술항법장치와 골편을 정밀하게 움직일 수 있는 뼈 위치조정 로봇과 터널링용 로봇으로 구성되어 있다. 그 결과 높은 숙련도가 요구되는 최소 침습 골절정복 수술의 보편화와 방사선 피폭량의 획기적 감소를 기대할 수 있다.

본 연구에서는 오픈 소스 기반 수술항법장치의 하지 골절 수술 임상 적용 방법에 대해 제안한다. 첫째 CT 사용을 전제로 한 수술항법장치를 오픈 소스 소프트웨어인 3D Slicer 와 추가적인 모듈로 구성하여 임상 적용에 필요한 기능을 소개하고 수술항법장치를 모델 뼈의 정합에 이용하여 임상 적용 가능성과 개선점을 명확하게 제시한다.

그러나 골절 치료에 있어서 CT 촬영은 일반적이지 않으며, 이러한 시스템의 도입은 고비용이 요구되며 수술 절차도 복잡하게 된다. 이러한 관점에서 의료현장에서는 기존의 수술실에서 사용되는 장비를 활용하여 정확한 골편 간의 회전변위를 알 수 있는 방법이 요구되고 있다. 따라서, 대퇴골 골절 정복에 있어서 골편간의 회전각도에 대한 정량적인 데이터를 제시하기 위해, 2 차원 투시 영상에서 소전자(Lesser trochanter) 및 골간부의 형태를 이용하여 근위 골편의 회전각을 추정하는 방법을 제안하고, 영상처리를 위한 오픈소스인 Open CV 라이브러리를 이용해서 제안방법을 구현하고, 대퇴골 골절 모델을 이용해서 검증한다.

2 장에서는 CT 기반 수술항법장치를 소개하고 3 장에서는 2D 투시영상장치를 기반한 근위골편의 회전 변위를 추정하는 방법을 제안하며, 4 장에서는 모델뼈를 이용한 정합 및 회전 변위 추정법에 대한 실험 방법을, 5 장에서는 각 실험에 대한 결과를 보여주며, 마지막 장에서는 임상 적용성을 중심으로 제안한 방법의 타당성에 대해 고찰한다.

2. CT 기반 수술항법장치

2.1 요구사항

수술항법장치의 사용 목적은 골편간의 3 차원적인 상대위치를 보여줌으로써 골절 정복을 지원하는 것이다. 골절 치료 및 골절 정복에서 허용되는 오차는 팔다리 장관골(Long bone)의 경우 골편간의 어긋남이 2mm 이하, 각도 2 ° 이하이면 우수한 결과로 간주되며, 수술항법장치는 이 사양을 만족시켜야 한다.

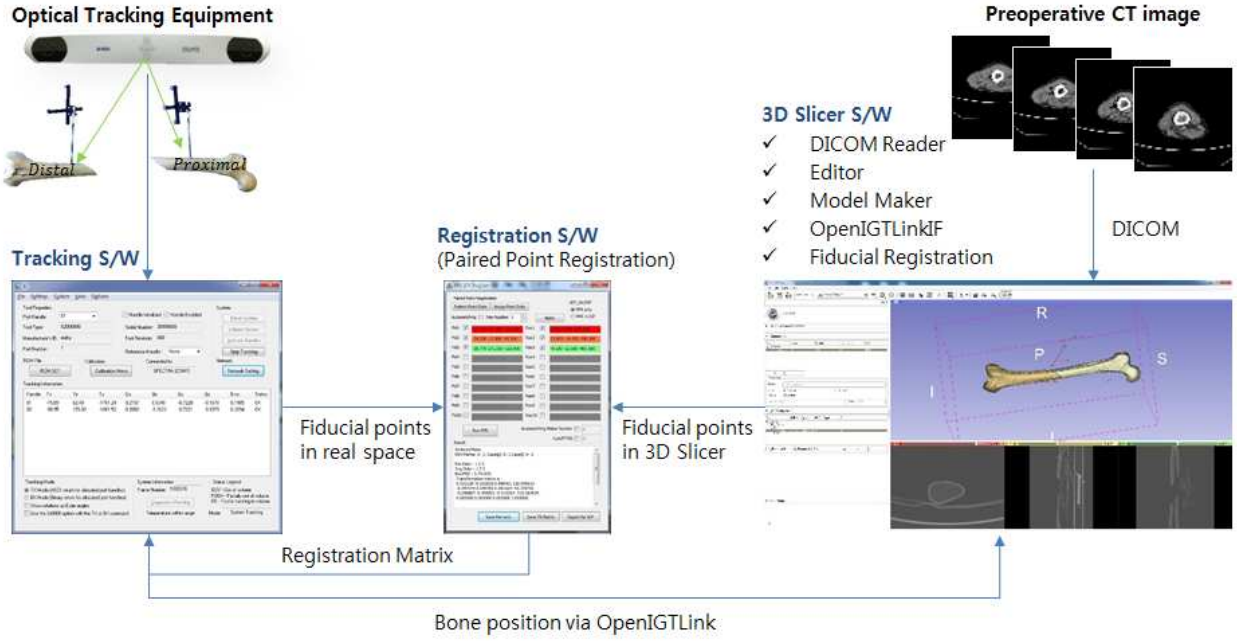


Fig. 1 System configuration of CT based surgical navigation system for fracture-reduction with open-source 3D slicer and customized software

2.2 수술항법장치의 구성

Fig. 1 에 골절용 수술항법장치에 사용되는 하드웨어 및 소프트웨어와 이를 구성하는 모듈을 나타내었다.

골편의 3 차원 적인 위치를 계측하기 위해서 광학식 위치 추적 장치(Polaris Spectra; Northern Digital Inc., Waterloo, Canada)와 골편에 삽입 가능한 광학 표식자(Optical marker)가 사용된다. 트래킹 소프트웨어는 광학식 위치 추적 장치와 RS-232C 규격으로 통신하여, 골편의 위치와 각 골편에서의 특징점 위치를 계측하여 수술항법장치에 특화된 규격인 OpenIGTLink[14]를 통해서 다른 소프트웨어와 통신한다.

3차원 영상을 읽고 표시하기 위해서는 3D Slicer[15]를 사용한다. 3D Slicer 는 오픈 소스 기반으로 개발되어 수술 지원에 필요한 많은 모듈을 제공하는데, 이중 수술 전에 촬영된 골절부위의 CT 영상을 읽기 위한 DICOM Reader, 영상에서 뼈 부분을 추출하기 위한 Editor, 뼈의 3차원 모델을 만들기 위한 Model 모듈이 사용된다. 추가로 3차원 모델에서 특징점의 좌표를 얻기 위한 Fiducial Registration 모듈과, 트래킹 소프트웨어와 통신하기 위한 OpenIGTLinkIF 모듈이 사용된다.

실제 공간상의 골편의 위치와 3D Slicer 상의 골편의 위치를 정합하기 위해서는 Registration S/W 가 사용된다. 본 연구에서는 트래킹 S/W 에서 계

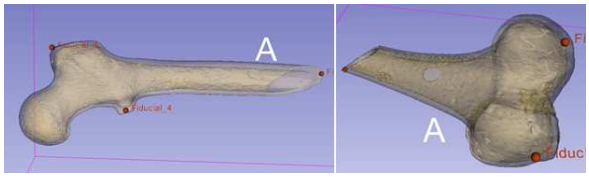


Fig. 2 Feature points (red points) for registration

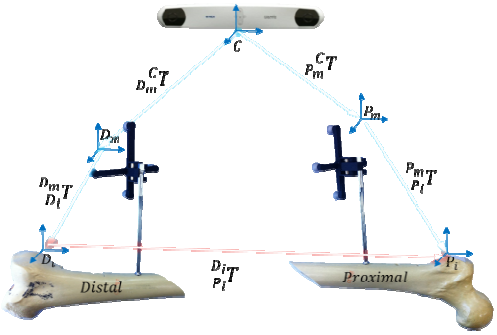


Fig. 3 Coordinate relationship; C: camera, D_m: Distal marker, P_m: Proximal marker, D_i: Distal on image, P_i: Proximal on image and ${}^{A}_{B}T$: Translation Matrix A to B

측된 골편의 특징점과 3D Slicer 상의 특징점을 읽어 들여, 각 특징점 간의 상관 위치 관계로부터 실제 공간 좌표와 영상 좌표를 정합하기 위해 Point-Paired Registration(PPR)을 사용하였다.[16] 정합에 사용된 원위와 근위 골편의 특징점을 Fig. 2 에 빨간 점으로 표시하였고 각 골편에 대해 3 점을

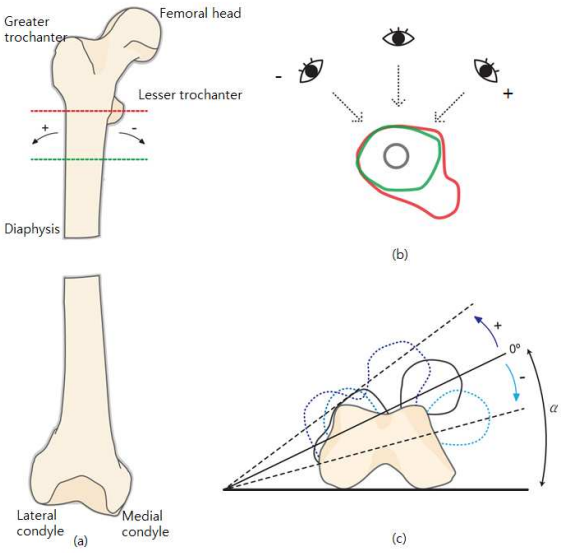


Fig. 4 Rotation estimation methods

특징점으로 사용하였다.

2.3 좌표관계

수술항법장치에 사용된 좌표계와 그 관계를 Fig. 3 에 나타내었다. 골편에 부착된 각 마커의 좌표계 (D_m, P_m)는 광학식 위치 추적장치에 의해 계측되며, 수술항법장치상의 골편 좌표계(D_i, P_i)와의 관계는 Registration S/W 에 의해 계산된다. 최종적으로 양 골편간의 좌표변환($^{D_i}_{P_i}T$)이 계산되어 표시된다.

3. 투시영상 장치에 기반한 근위 골편의 회전 변위 추정 방법

본 연구에서 제안하는 투시영상 기반의 근위 골편 회전변위 추정방법을 Fig. 4 에 나타내었다. Fig. 4(a)에서는 해부학적 형상과 회전방향을 나타내었다. 몸을 중심으로 외회전(External rotation)을 '+' 방향으로 내회전(Internal rotation)을 '–' 방향으로 설정하였다. 소전자(Lesser trochanter)를 지나는 빨간 점선과 골간부(Diaphysis, or shaft)를 지나는 녹색 점선에 대한 단면을 Fig. 4(b)에 나타내었다. 골편을 바라보는 방향을 고정시키고 골편을 외 회전 시킬 경우 보여지는 소전자의 크기는 커지는 반면 골간부의 두께는 얇아지며, 내 회전 시킬 경우는 소전자의 크기가 적어지며 골간부는 두껍게 보인다. 이때 투시 영상에서 보여지는 소전자의 크기를 LTA(Lesser trochanter area), 골간부의 두께를 DT(Diaphyseal thickness)라고 하면, 근위 골편의 회전변위는 LTA/DT 에 의해서 추정할 수 있다. 외 회전의 경우 LTA/DT 값이 커지며, 내 회전의 경우 값이 작아진다. 실제 임상적인 근위 골편의 회전변위는 Fig. 4(c)와 같이 내, 외과(Medial and lateral condyle)의 중심을 연결한 선(Bold black line)과 대퇴 골두(Femoral head) 중심을 지나는 선(Thin black line)이 만나는 관골구 전경각(α; femoral anteversion)에 의해서 결정되며 15° 전후가 정상 값이다. LTA/DT 는 관골구 전경각의 절대치를 구하기 위한 방법이 아니라, 골절되지 않은 반대편의 대퇴골에서 구한 LTA/DT 값과 비교하여 정상치에 어느 정도 가까운지 추정하기 위한 지표로 사용된다. 이때 중요한 것은 LTA/DT 값이 어느 정도의 변별력으로 회전변위를 추정할 수 있을 지이며, 4 장에서 실험을 통하여 검증하였다.

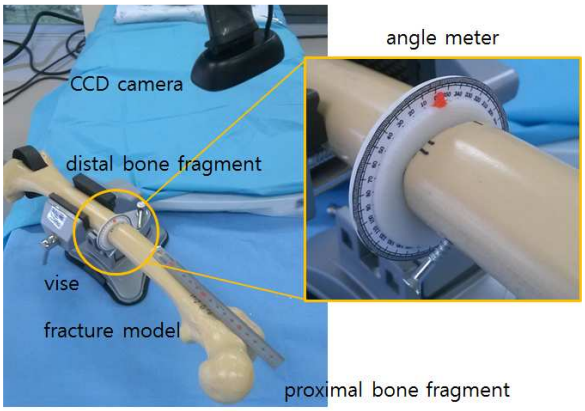


Fig. 5 Experimental setup

4. 실험방법

4.1 CT 기반 수술항법장치에 의한 모델 뼈 정합

골절 치료 지원용 수술항법장치의 표시 오차는 주로 위치 정합에 의해 발생한다. 이 오차 범위를 확인하기 위해서 대퇴부 모델 뼈(Medium Right Femur; Pacific Research Laboratories, Inc., Washington, USA)의 중간 간부(Mid diaphysis)를 직각으로 절골(Osteotomy)시킨 후 CT 영상을 촬영하였고, 광학 표식자를 골편에 부착한 후 수술 항법 장치를 이용하여 원위 골편과 근위 골편에 대한 정합을 각각 5 번씩 실시했다. 이때, 각 골편에 대한 특징점 위치의 측정은 매 실험 새롭게 실시하였으며, 영상상의 특징점은 각 골편에 대해 한번씩만 실시하였다. 오차는 PPR 에 의해 발생하는 상응하는 특징점 간의 거리오차를 RMS 로 계산하여 이용하는 FRE(Fiducial registration error) 값을 사용하였다.

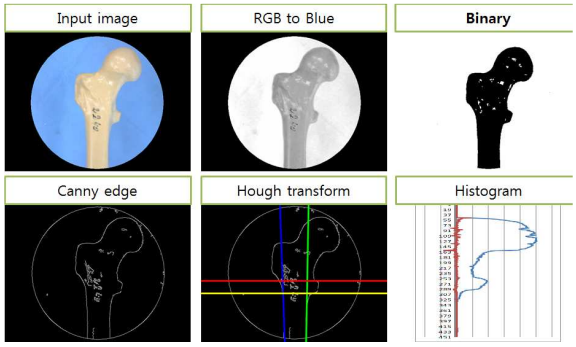


Fig. 6 Image process procedure

4.2 모델뼈를 이용한 회전 변위 추정실험

회전변위를 알 수 있는 골절 모델은 대퇴골 모델 뼈의 중간 골간부를 절골시킨 후 골수강을 회전축으로 하여 골편의 회전이 가능하도록 제작하였다. 이때 회전변위를 알 수 있도록 Fig. 5 와 같이 골절 모델을 제작하였다. Fig. 5 에서 골절 모델은 원위 대퇴 내, 외과 부분이 지면과 수평이 되도록 바이스를 이용하여 고정하였다. 일반적인 투시영상장치의 시야 범위인 6 인치 정도로 근위 골편이 보이는 높이에 지면과 수평이 되도록 CCD 카메라를 설치하였다.

원위 골편이 고정된 상태에서 근위 골편을 -30° 에서 +30° 로 회전시키며 ±15.0° 범위 내에서는 2.5° 간격으로, 그 외의 범위에서는 5.0° 간격으로 영상을 기록하였다.

각각의 영상은 영상처리를 위한 오픈 소스 라이브러리인 OpenCV 를 활용하였으며, 다음과 같은 순서로 LTA/DT 값을 계산하였다.

(1) 뼈 부분 추출을 위해 입력된 칼라 영상에서 Blue 영상을 분리

(2) 임계값을 이용한 뼈 영역의 이진화 및 Canny에 의한 윤곽 검출

(3) 허프 선 변환에 의한 골간부 외각선 검출; 좌우 골간부 간의 거리를 픽셀단위로 계산하여 DT값으로 입력

(4) 골간부의 우측 외각선을 따라 우측에 위치한 뼈 영역에 대한 히스토그램 계산

(5) 히스토그램의 일차미분의 최소, 최대값을 이용해서 소전자 영역 추출; 추출된 영역의 픽셀수를 합하여 LTA값으로 입력

(6) 과정 3,5의 입력 값으로 LTA/DT 계산

영상 처리의 각 과정을 Fig. 6에 나타내었다. 입력영상에서 Blue로 분리하여, 이진화와 경계 검출, 허프 변환에 의한 직선 검출 및 소전자의 히스토그램을 이용한 소전자 영역 검출 결과를 볼 수 있다.

Table 1 Fiducial registration error on registration of proximal and distal bone fragment

case	1	2	3	4	5	AVE	SD
proximal	2.4	2.1	2.3	1.3	2.1	2.0	0.4
distal	1.9	2.4	3.0	1.7	1.7	2.1	0.5

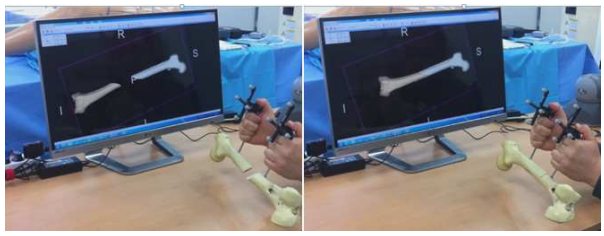


Fig. 7 Screen of surgical navigation system and fracture model; before and after reduction

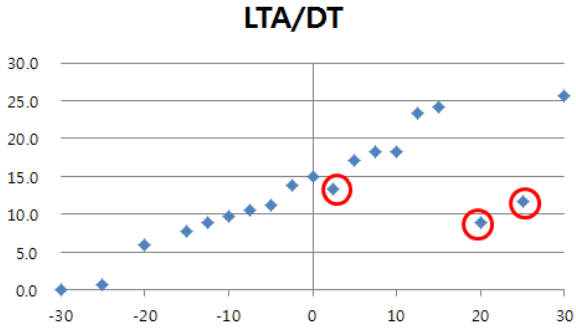
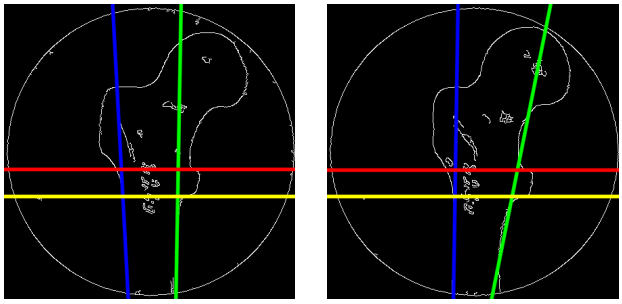


Fig. 8 LTA/DT against rotation variation



(a)Rotation: 0 ° (b)Rotation: 20°

Fig. 9 Results of image process; blue and green show boundary of diaphysis, red and yellow lines show boundaries of lesser trochanter

5. 결 과

5.1 모델 뼈 정합 결과

각각의 정합실험에서의 FRE 를 Table 1 에 정리

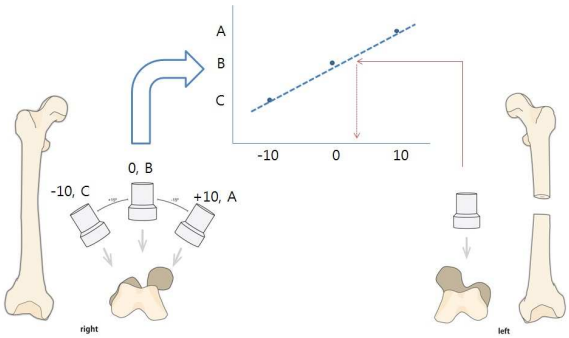


Fig. 10 Clinical application of 2D fluoroscopic based rotational estimation in femur fracture; three fluoroscopic images of normal femur side are taken at different angles. LTA/DT values against rotational angles are plotted and fitted by linearly regression. Rotation angle is compared using LTA/DT value of fractured femur with respect to the fitted line after fracture reduction

하였고, Fig. 7 에 골절 정복 전후의 골절 모델과 수술항법장치의 화면을 나타내었다. 각 정합의 평균값은 원위와 근위에서 각각 2.0mm, 2.1mm 로 나타났다. 정합 결과는 근위와 원위 골편간의 유의차는 없으며, 골절치료에서 허용되는 오차인 2mm 를 만족하는 것을 알 수 있다. 또한 실제 골편의 움직임도 수술항법장치의 화면상에서 잘 표현해 주는 것을 확인할 수 있었다.

5.2 회전 변위 추정 결과

Fig. 8의 그래프에서 근위 골편의 회전 변위에 따른 LTA/DT값의 변화를 나타내었다. 두 변수간의 상관계수는 0.79로 강한 상관 관계를 보였다. ±15.0° 범위 내에서는 2.5° 의 회전변위에 대해 LTA/DT값이 분별력이 있음을 확인할 수 있었다. Fig. 9에서는 0° 및 20° 의 회전변형에 대한 영상처리 결과를 볼 수 있다. 20° 의 경우 골간부의 우측 외각선의 정확한 검출에 실패하였다. Fig. 8에서 빨간 원으로 표시된 예외적인 점은 Fig. 9(b)에서와 같이 영상처리의 실패로 나타난 결과이다.

6. 고찰 및 결론

본 논문에서 제시한 CT 기반 수술항법장치의 구성은 Yeom 등이 제시했던 시스템 구조와 BRAINLAB 회사와 Stryker 회사에서 상용화한 수술항법장치와 유사한 형태를 지니고 있다. 그러나 기존 시스템과 달리 본 연구에서는 골절 정복 지원을 목적으로 하였고 골절정복 수술항법장치에 필요한 기술요소와 한계를 명확히 하였다는데 차별성을 가지고 있다.

3D CT 를 사용하는 수술항법 장치에서는 CT 영상과 골절 모델뼈의 특징점을 이용해서 정합하였으나, 이는 뼈의 특징점 위치를 직접 계측해야 하므로 임상에서 적용하기 위해서는 뼈의 특징점을 덮고 있는 연부조직으로 인한 오차를 극복해야만 한다. 이 문제를 해결하기 위해서는 방사선 영상장치 또는 초음파 영상에서 골편의 3 차원 위치를 계측하고, 이를 기반하여 특징점을 찾아야 할 것이다. 대응하는 특징점을 정확하게 찾는 것이 쉽지 않기 때문에 뼈의 표면 정보를 이용해서 정합하는 기술을 추가하면 매우 유용할 것이다. 또한 국제적인 기준에 의한 임상시험 승인을 위해서는 오픈 소스 기반의 기능들을 독자적인 코드로 재생성할 필요가 있다.

대퇴골의 2 차원 투시 영상으로부터 근위골편의 회전변위를 추정하는 기술은 Fig. 10 과 같은 방법을 활용할 수 있다. 우선 정상 부위의 영상을 서로 다른 세 각도에서 촬영하여 LTA/DT 값을 계산하고 직선으로 보간한다. 골절된 대퇴골을 정복한 후 원위부의 내, 외과를 수평으로 유지하여 투시영상을 촬영하여 계산한 LTA/DT 값을 보간한 직선에 대조하여 회전변위를 추정하는 방법이다. 이 방법은 실험을 통하여 2.5 도 이하의 변별력이 있음을 확인하였다. 정밀한 각도 제어가 가능한 구동기를 적용하여 골절 모델을 개선하고, 영상처리법을 향상시켜 본 연구에서 사용한 방법을 도입한다면 임상에서 요구되는 2mm 이하의 분별력을 만족시킬 것으로 기대된다.

본 논문에서 제안하는 방법은 회전 변형에 민감한 대퇴골 골절 치료에 있어서 유용한 정보를 제공하며, 이와 비슷한 구조를 갖는 상완골에도 적용할 수 있다. 향후 제안하는 알고리즘을 투시 영상에 적용하는 기술의 개발과 상완골에 확대 적용하여 타당성을 검증하는 것이 필요하다.

후 기

본 연구의 일부는 지식경제부의 산업융합원천기술개발사업(10041605)의 지원에 의해 수행 됨.

참고문헌
(References)

(1) Oh, C. W., Kim, S. J., Jeon, I. H., Kyung, H. S., Park, B. C., Ihn, J. C., Kim, K. H. and Woo, Y. K., 2004, “Treatment of Proximal Shaft Fracture of Tibia with

Intramedullary Nail: Analysis According to AO Classification and the Poller Screw," *Journal of the Korean Fracture Society*, Vol. 17, No. 2, pp. 133~134.(Korean)

(2) Oh, C. W., Kim, J. J., Byun, Y. S. and et al., 2009, "Minimally Invasive Plate Osteosynthesis of Subtrochanteric Femur Fractures with a Locking Plate: a Prospective Series of 20 Fractures," *Arch Orthop Trauma Surg.*, Vol. 129, pp. 1659~1965.

(3) Kim, J. W. and Kim, J. J., 2010, "Radiation Exposure to the Orthopaedic Surgeon During Fracture Surgery," *J Korean Orthop Assoc*. Vol. 45, No. 2, pp. 107~113.(Korean)

(4) Mohanty, R. B. K. and Malish, D., 2011, "Lower Limb Malrotation Following MIPO Technique of Distal Femoral and Proximal Tibial Fractures," *Injury*, Vol. 42, No. 2, pp. 194~199.

(5) Grützner, P. A. and Suhm, N., 2004, "Computer Aided Long Bone Fracture Treatment," Injury, Vol. 35. pp. S-A57-S-A64.

(6) Frack, J., Gritzbach, B., Winter, C., Maier, B. and Marzi, I., 2010, "Computer-Assisted Femur Fracture Reduction," *European Journal of Trauma and Emergency Surgery*, No. 2., pp. 151~156.

(7) Yeom, J. S., Kim, H.-Y., Choy, W. S., Kim, W. J., Kim, Y. H., Kim, H. M., Seo, D. H., Lee, S., Lee, J. B., Kim, N. K. and Kim, C. Y., 2002, "Development of an Intra-Operative Navigation System Using an Optical Tracking System," *J. of Korean Orthopaedic Research Society*, Vol. 5(2), pp. 110~117.(Korean)

(8) Ron, O., Joskowics, L., Milgraom, C. and Simkin, A., 2002, "Computer-Based Periaxial Rotation Measurement for Aligning Fractured Femur Fragments from CT: A Feasibility Study," *Computer Aided Surgery*, Vol. 7, pp. 332~341.

(9) Oszawald, M., Westphal, R., Bredow, J., Calafi, A., Hufner, T., Wahl, F., Krettek, C. and Gosling, T., 2010, "Robot-Assisted Fracture Reduction Using Three-Dimensional Intraoperative Fracture Visualization: an Experimental Study on Human Cadaver Femora," *Journal of Orthopaedic Research*, Vol. 28, pp.1240~1244.

(10) Graham, A.E., Xie, S. Q., Aw, K.C., Xu, W.L. and Mukherjee, S., 2006, "Design of a Parallel Long Bone Fracture Reduction Robot with Planning Treatment Tool," *International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 2255~1260.

(11) Tang, P., Hu, L., Du, H., Gong, M. and Zhang, L., 2012, "Novel 3D Hexapod Computer-Assisted Orthopaedic Surgery System for Closed Diaphyseal Fracture Reduction," *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, Vol. 8, pp. 17~24.

(12) Ye, R., Chen, Y. and Yau, W., 2012, "A Simple and Novel Hybrid Robotic System for Robot-Assisted Femur Fracture Reduction," *Advanced Robotics*, Vol. 26, pp. 83~104.

(13) Joung, S., Liao, H., Kobayashi, E., Mitsuishi, M., Nakajima, Y., Sugano, N., Bessho, M., Ohashi, S., Matsumoto, T., Ohnishi, I. and Sakuma, I., 2010, "Hazard Analysis of Fracture-Reduction Robot and Its Application to Safety Design of Fracture-Reduction Assisting Robotic System," *IEEE International Conference on Robotics and Automation* 2010, pp. 1554~1561.

(14) Tokuda, J., Fischer, G. S., Papademetris, X., Yaniv, Z., lbanez, L., Cheng, P., Liu, H., Blevins, J., Arata, J., Golby, A. J., Kapur, T., Pieper, S., Burdette, E. C., Fichtinger, G., Tempany, C. M., and Hata, N., 2009, "OpenIGTLink: an Open Network Protocol for Image-Guided Therapy Environment," *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, Vol. 5, No. 4, pp. 423~434.

(15) Pieper, S., Halle, M. and Kikinis, R., 2004, "3D Slicer," *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Nano to Macro*, Vol. 1, pp. 632~635.

(16) Hong, J. and Hashizume, M., 2010, "An Effective Point-Based Registration Tool for Surgical Navigation," *Surg Endosc*. Vol. 24, No. 4, pp. 944~948.