

Tracking-Pin과 Fluoroscopic G-arm 이미지를 이용한 경골근위부절골술 지원시스템 개발

구본열*, 김철웅**, 이순혁***, 배지훈***, 박철우*, 김재정****

Development of Computer-Aided Surgery System for High Tibial Osteotomy Using Tracking-Pin and Fluoroscopic G-arm Images

Bon-Yeol Koo*, Cheol-Woong Kim**, Sun-Hyuk Lee***, Ji-Hoon Bae***,
Cheol-Woo Park* and Jay-Jung Kim****

ABSTRACT

High tibial osteotomy (HTO) is a widely accepted treatment for unicompartmental osteoarthritis of the knee and other lower extremity deformities, particularly for young and active patients. However, it is generally recognized as a technically demanding procedure. Thus the limitations of conventional surgical methods have been reported. Currently, the use of computer-aided surgery (CAS) system for successful surgery was increased. However it has been reported many problems such as expensive equipment, infection or fracture caused by inserting half-pin and delaying surgery. Therefore we propose a novel method which can be tracked by using tracking-pin inserted in arbitrary locations of the femur and tibia, and fluoroscopic images obtained from G-arm of antero-posterior and lateral-medial.

Key words : Computer-aided surgery, G-arm fluoroscopy, High tibial osteotomy, Intraoperative planning, Preoperative planning

1. Introduction

경골근위부절골술(High Tibial Osteotomy: 이하 HTO)은 비교적 젊고 활동적인 환자에서 슬관절 한쪽 구획에 국한된 골관절염의 치료법으로 널리 알려져 있다^[1-3]. 이는 슬관절(knee joint)의 내반 및 외반 변형(Fig. 1)에 의한 내(medial), 외측(lateral)부에 과도히 집중되는 하중을 전체 슬관절에 고르게 분산시킴으로써, 통증을 감소시키고 골관절염(osteoarthritis)으로의 진행을 예방하는데 그 목적이 있다. 그러나 HTO은 기술적으로 난해한 수술 절차를 요구함에 따라 수술 후 경골의 교정각 소실, 경골 뒤쪽 신경혈관 손상 그리고 수술 후 여러 합병증의 원인이 되는 경골

후방경사각(Tibial Posterior Slope Angle: TPSA)의 변화 등 수술 결과의 높은 가변성을 보이고 있다^[5,6,9-11]. 이로부터 HTO의 성공적인 수술 결과를 얻기 위한 3 가지 중요한 요소가 있는데^[12-16], 첫째, 수술에 적합한 환자가 선택되어야 한다. 둘째, 정확한 수술 전 계획으로 환자의 예상 교정각이 측정되고 계산되어야 한다. 이는 Fig. 1과 같이 환자의 해부학적 축(anatomical axis), 역학적 축(mechanical axis) 그리고 하중 지지 축(Load Bearing Axis: 이하 LBA)의 변형 각도, 방향, 위치 등이 정확하게 측정되어야 한다. 그리고 셋째, 집도자(surgeon)의 숙련된 술기가 중요하다. 즉, HTO 시 부정확한 술 전(preoperative) 계획과 집도자의 비숙련 술기(operative technique)는 경골의 과소교정(undercorrection) 및 과교정(overcorrection)의 원인이 되며, 이는 술 후(postoperative) 해부학적 및 역학적 축의 재 변형을 유발하게 된다^[7,17,18].

수술 전 교정각 계측을 위한 고식적인 방식으로는 방사선(X-ray) 사진 상 쐐기 크기(wedge size)를 계측하는 방법, 절골 지침자(jig system)를 이용하는 방법

*학생회원, 한양대학교 기계공학부

**비회원, 고려대학교 슈트리플씨메디칼

***비회원, 고려대학교 의과대학 정형외과

****교신저자, 종신회원, 한양대학교 기계공학부

- 논문투고일: 2011. 04. 18

- 심사완료일: 2011. 06. 28

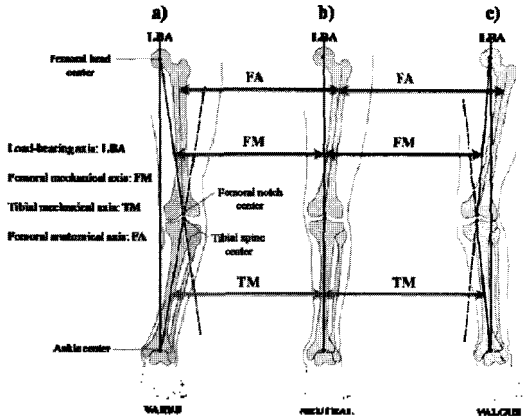


Fig. 1. Common frontal plane lower limb alignment patterns a) Varus alignment: b) Neutral alignment: c) Valgus alignment

등이 있다. 그리고 수술 중 목표한 교정각의 계측은 케이블(cable) 선으로 고관절(hip joint)과 족관절(ankle joint) 중심을 이어서 계측하고 있다. 그러나 이러한 방법들은 방사선 사진 계측 시 영상 시차(image parallax) 및 하지 회전 그리고 절골면(osteotomy plane) 위치 및 경골(femur)의 직경 차이 등으로 인해 부정확한 수술 전 계획이 이루어 진다^{19,20}. 결론적으로 HTO에 있어 고식적인 수술 방식은 정확도(accuracy) 및 정밀도(precision)의 양 측면에서 이상적인 교정을 얻기가 어려운 것으로 보고되고 있다^{12,16,21}.

최근 HTO의 고식적인 수술 방식에서 벗어나 정확한 수술 전 계획으로 수술 시 집도자를 안내(guide)하는 컴퓨터지원수술(Computer-Aided Surgery: CAS)시스템의 사용을 늘리고 있다. 이를 위해 지금까지 고식적인 수술 방식의 잠재적인 문제점을 해결하고 수술의 성공률을 높일 수 있는 CAS시스템 개발에 대한 많은 연구들이 있었다. 기존연구에서 이들은 컴퓨터 지원 방식의 다양한 수술 전 계획과 이를 통한 가상 수술 시뮬레이션으로부터 수술결과를 예측할 수 있다고 보고하였다²²⁻²⁵. 그 중 Chao *et al.*²²는 Full leg x-ray 이미지 기반의 2차원 강제 스프링 모델을 적용한 OASIS(Osteotomy Analysis Simulation System)을 개발하였고, Tsumura *et al.*²⁴는 2차원 통계적 생체역학 모델을 이용한 CAS시스템을 개발하였다. 그러나 이들은 실제 3차원 공간상에서 정확히 측정되고 수행되어야 하는 수술 전 계획 및 가상 수술 시뮬레이션을 2차원상에서 수행하였다. 또한 수술 대상 환자의 실제 모델이 아닌 가시화 목적의 모형(dummy) 모델을 사용함으로써 수술 결과의 높은 가변성을 보였

다. Wirz *et al.*²⁵은 Full leg 컴퓨터 단층(Computed Tomography: CT) 촬영으로부터 3차원 서피스(3D surface model) 모델을 생성하고 이를 이용한 3차원 방식의 절골술 시뮬레이션을 소개하였다. 그러나 이는 단순 가상 수술 시뮬레이션만을 제공함으로써 정확성이 떨어지고 실제 수술에 재현하기 어려운 단점이 있다. 이 후 수술 전 계획의 정확성 및 재현성을 높이기 위한 수술가이드시스템 및 로봇지원시스템들이 보고되었으나, 일반적으로 이들은 수술 전 컴퓨터 단층촬영에 의존하므로 방사선 노출에 대한 잠재적인 위험이 있다²⁶.

최근에는 이러한 문제점을 보완하고 HTO의 성공률을 높이기 위한 네비게이션 수술 시스템(navigation surgery system)이 실제 수술에 사용되고 있다. 이는 Fig. 2와 같이 골격의 거동을 추적(tracking)하는 reference maker와 이를 인식할 수 있는 광전자 카메라(optoelectronic camera)를 이용하여 수술에 필요한 정보를 가시화하고 제공함으로써 수술의 정확도가 증가 된다고 보고하였다^{10,27,28}. 그러나 네비게이션 시스템을 이용한 수술은 경골의 절골 전 해부학적 및 역학적 축 등록을 위해 직경 6 mm 정도의 하프 핀(half-pin) 및 2k-wire를 삽입하게 되는데, 이때 이를 통한 세균 감염 및 골절 등의 잠재적인 위험이 존재한다고 보고되었다²⁹. 또한 Bae *et al.*²⁶과 Song *et al.*³⁰은 네비게이션 시스템을 이용한 수술이 고가의 장비비에 비해 수술의 높은 정확도를 얻지 못하며, 꼭 필요한가에 대해 회의적인 결론을 도출하기도 하였다. 결론적으로 네비게이션 시스템을 이용한 수술은 고식적인 방식에 비해 수술의 성공률은 높아지나, 고가의 장비비에 비해 높은 효율성은 얻지 못하는 것으로 보인다. 또한 고가의 장비비로 인해 일반 개인병원에서 사용이 쉽지 않으며, 연구목적 및 극히 일부 병원(대학병원 등)에서만 사용되고 있는 실정이다.

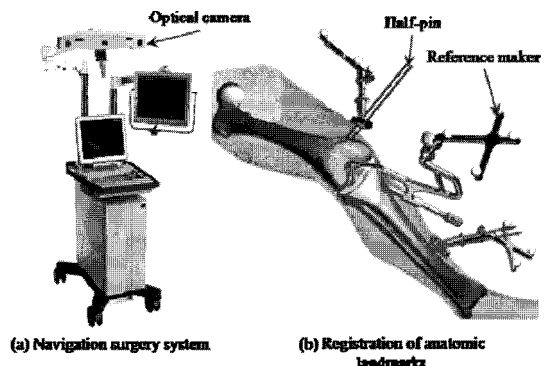


Fig. 2. Navigation surgery system for HTO.

본 논문에서는 HTO의 고식적인 수술 방식(방사선학적 접근 방식)에 따른 수술의 부정확성을 개선하고, 고비용 대비 저 효율적이라 할 수 있는 네비게이션 수술 시스템을 경향한 새로운 방식의 CAS 시스템을 제안한다. 이를 위해 경골의 절골면을 기준으로 상, 하부(이하 경골 상, 하부) 및 대퇴골 각각에 2개의 tracking-pin을 삽입하고 fluoroscopic G-arm 이미지(이하: G-arm 이미지)로부터 tracking-pin을 연속적으로 추적하여 수술에 필요한 정보를 가시화 및 제공한다. 여기서 tracking-pin은 네비게이션 시스템의 reference maker와 같은 역할로 경골 상, 하부 및 대퇴골의 거동을 추적하는 기반이 된다. 또한 G-arm 이미지는 광학 카메라(optical camera)와 같은 역할로 골격의 거동을 추적하는 기반이 된다.

본 논문에서 제안된 CAS시스템의 주요 핵심을 몇 가지로 나누어 기술하면 다음과 같다. 첫째, 수술 전 계획 및 수술 시 교정의 정확성을 위해 full leg X-ray 이미지를 이용하는 고식적인 방식 대신 환자의 3차원 골격모델을 입력데이터로 활용한다. 둘째, 입력된 환자의 3차원 골격모델을 통해 해부학적 및 역학적 축을 등록하도록 한다. 이는 네비게이션을 이용한 수술 시스템에서 하프 핀 및 2k-wire 삽입에 따른 세균 감염 및 골절 등의 잠재적인 문제점을 해결하기 위함이다. 셋째, 제안된 시스템의 경제성을 확보하기 위해 새로운 장비 구입없이 성형외과 수술에서 많이 사용되고 있는 G-arm 장비와 바늘 크기의 가늘고 얇은 핀을 tracking-pin으로 이용한다. 결론적으로 수술 전 경골 상, 하부 및 대퇴골 임의의 지점에 삽입된 tracking-pin과 G-arm 이미지(전-후(Antero-Posterior:

이하 AP)측 방향과 외-내(Lateral-Medial: 이하 LM)측 방향에서 촬영된 이미지를 이용하여 3차원 공간 상에서 절골된 뼈의 거동을 정확히 tracking하여 가시화 한다. 다음의 Fig. 3에서는 제안된 CAS시스템의 개요도를 나타낸다.

2. Methods

2.1 Preparation for the patient's 3D model

HTO에 있어 수술 전 계획 및 수술 시 집도자에게 필요한 임상적 파라미터에는 환자의 해부학적 및 역학적 축에 대한 하지 정렬 상태의 변형 정도를 나타내는 VARUS/VALGUS($^{\circ}$). 비정상적인 하지 정렬에 대한 교정각($^{\circ}$). 경골후방경사각을 나타내는 PSA($^{\circ}$), 관상면에서 주시하였을 때 경골 고평부와 해부학적 축의 내측부 각을 나타내는 MPIA(Medial Proximal Tibial Angle) ($^{\circ}$) 그리고 경골 고평부와 LBA가 교차하는 정도를 나타내는 Intersection($\%$) 등이 있다. 이러한 임상적 파라미터의 정확한 측정 여부는 수술 결과에 상당한 영향을 미치게 된다. 그러나 2차원 X-ray 이미지 상에서 측정되는 고식적인 방식에서는 정확한 임상적 파라미터의 측정을 기대하기 어렵다^{19,20,31}. 또한 네비게이션 시스템을 이용한 수술에서도 임상적 파라미터 측정을 위한 해부학적 및 역학적 축 등록 시 이전 절에서 언급된 단점들이 있다.

본 논문에서는 실제 환자의 3차원 모델을 통해 해부학적 랜드마크(anatomical landmark)를 등록하고, 이로부터 교정각($^{\circ}$), VARUS/VALGUS($^{\circ}$), PSA($^{\circ}$), MPTA($^{\circ}$) 그리고 Intersection($\%$) 등의 임상적 파라메

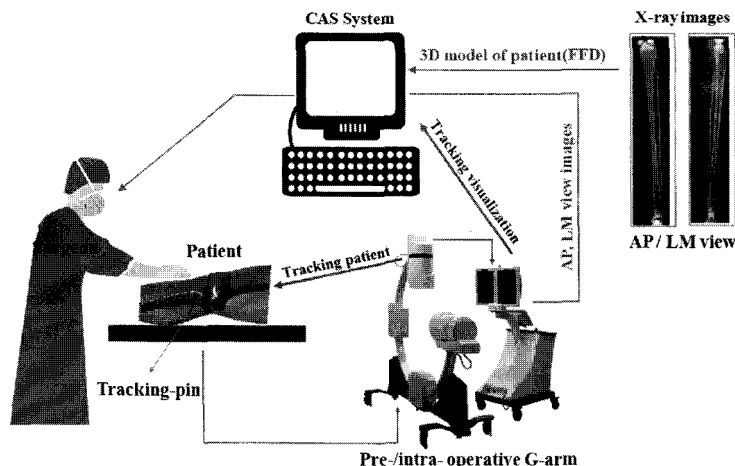


Fig. 3. Configuration of the proposed Computer-Aided Surgery System for HTO.

티를 계측함으로써 기존 문제점을 보완한다. 이를 위해 우선 환자에 대한 3차원 모델 생성이 수행되어야 하며, 본 논문에서는 Gunay와 Shimada가^[3] 제안한 방법을 적용함으로써 환자의 3차원 모델을 손쉽게 생성한다. 이에 대해 간략히 기술하면, 우선 환자 하지의 AP 방향과 LM 방향에서 촬영된 2장의 X-ray 이미지를 획득한다. 이로부터 형성된 골격의 외곽 경계 곡선(silhouette)을 추출한 후(Fig. 4(a), (b)), 미리 정의된 템플릿 골격 모델을 이용하여 추출된 외곽 경계 곡선에 맞게 형상을 변형한다(Fig. 4(c)). 여기서 변형의 과정은 두 방향에서 얻어진 X-ray 이미지로부터 추출된 경계곡선과의 일치(matching)를 위해 템플릿 골격 모델의 크기조절(scaling) 및 변형(deformation)을 반복 적용하게 된다. 여기서 크기조절 및 변형에 있어 형상적인 보간(Freeform Deformation: FFD)을 적용하였으며(Fig. 4(d)), 이러한 일련의 과정을 Fig. 4에 나타내었다. 이와 같은 모델링 방법은 환자의 3차원 골격모델이 요구될 때 마다 수 십에서 수 천장에 달하는 CT 및 MRI 단층촬영 이미지를 얻어야 하는 번거로움을 없앨 뿐만 아니라 방사선 노출에 대한 잠재적인 위험을 줄일 수 있다. 또한 적은 비용과 시간으로 손쉽게 환자의 3차원 모델 생성이 가능하다.

2.2 Detection of tracking-pines from fluoroscopic G-arm images

본 논문에서 언급되는 tracking-pin은 인체골격에 삽

입되는 pin으로써, 특정한 형상이나 크기에는 제한을 두지 않는다. 이는 3차원 공간상에서 경골 상, 하부 및 대퇴골 각각을 대표하는 모델 좌표계(Modeling Coordinate System: MCS)를 정의하는데 그 목적이 있다. 즉, tracking-pin으로부터 정의된 각 모델 좌표계는 이들을 대표하는 하나의 전역 좌표계(World Coordinate System: WCS)에 의해 표현될 수 있으므로, 이로부터 각 골격 모델의 상대적인 위치(position) 및 자세(orientation)를 명확히 표현하기 위함이다. 여기서 각 모델 좌표계는 tracking-pin 양 끝점의 3차원 좌표 정보를 추출함으로써 정의할 수 있다. 이를 위해 우선, 환자의 AP, LM 방향에서 얻어진 G-arm 이미지로부터 tracking-pin의 형상 검출이 선행되어야 한다.

본 논문에서는 G-arm으로부터 실제 환자에 대한 의학적인 임상실험을 수행하기 전, 상용 CAD 시스템(CATIA V5)의 screen-capture 이미지를 통해 제안된 시스템의 타당성을 검증하기로 하며, 이는 본 논문의 제한으로 들 수 있다. 여기서 실제 G-arm 이미지 조건을 만족시키기 위해, 우선 각 골격 및 tracking-pin을 모델링 한다. 골격에 대한 tracking-pin의 삽입 위치와 깊이는 수술 부위 노출을 위해 절개된 하지 내측부 상의 임의의 위치와 깊이로 하였다. 이는 집도자 마다 tracking-pin의 삽입 위치 및 깊이를 달리 할 수 있음을 고려한 것이다. 그리고 각 모델의 방사선 흡수량에 따른 영상의 밝기 값을 고려하기 위해 골격, tracking-

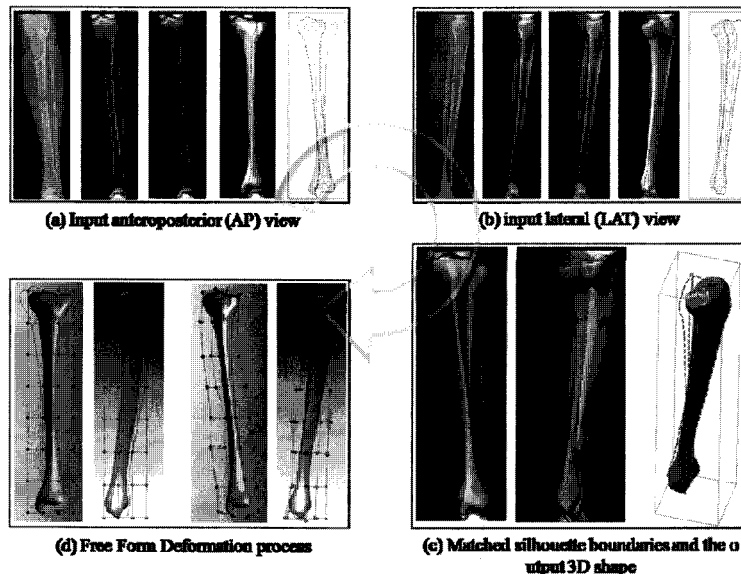


Fig. 4. 3D fibial-shape reconstructions from X-ray images: (a), (b), (c), (d).

pin 그리고 배경색 등의 밝기 값을 달리 하였다. 또한 G-arm 이미지의 원근 값(perspective value)을 고려하기 위해 CATIA상의 뷰 모드(view mode)를 원근투영(perspective projection)으로 하였다. 이와 같은 조건을 기준으로 screen-capture한 이미지(이하 G-arm 이미지)를 Fig. 5(a)에 나타내었다.

무릎 관절부의 G-arm 이미지에서 각 구조물은 방사선 흡수량에 따라 서로 다른 밝기값을 가지는데, 그 중 금속재질로 된 tracking-pin은 다른 구조물에 비해 상대적으로 매우 낮은 밝기 값을 가진다. 따라서 영상의 각 구조물로부터 tracking-pin에 대한 적절한 임계 값을 결정한 뒤 영상 밝기 값 기반의 임계 값 기법(gray-level thresholding)을 적용하여 tracking-pin에 대한 형상을 검출한다(Fig. 5).

G-arm 이미지의 원 영상(raw image, Fig. 5(a)) f 와 이진 영상(binary image, Fig. 5(c)) g 는 식 (1)과 같은 관계를 가진다.

$$g(i,j) = \begin{cases} 1, & f(i,j) \geq T \\ 0, & f(i,j) < T \end{cases} \quad (1)$$

여기서, T 는 임계 값(thresholding value), $f(i, j)$ 는 i, j 좌표에서의 그레이 레벨(gray-level), $\{(i, j)\}$ 는 영상의 모든 픽셀 좌표 집합을 나타낸다. 식 (1)로부터 원 영상에서 이진 영상으로의 변환 기준이 되는 임계 값(T)을 결정하기 위해 영상의 히스토그램(histogram)을 분석한 후, tracking-pin에 대한 적절한 임계 값을 변화시켜가며 관찰에 의한 임계 값을 결정한다. 이 후 이를 기준으로 G-arm 이미지의 픽셀 값은 0 또는 1 값을 가지는 그레이 레벨의 이진 영상으로 변환된다

(Fig. 5(c)). 이로부터 tracking-pin 양 끝점의 2차원 좌표정보를 추출하기 위해 Fig. 5(d)와 같이 각 방향(AP, LM)에서 얻어진 영상에 대해 순차번호(numbering)을 부여한 후, 각 방향에서 추출된 좌표정보를 조합하면 3차원 공간상의 좌표정보를 얻을 수 있게 된다. 즉, AP방향 영상에서의 (X, Y) 좌표정보와 LM 방향 영상에서의 (Z, Y) 좌표정보를 이용하여 tracking-pin에 대한 3차원 좌표정보를 도출한다. 이에 대해서는 다음절에 기술한다.

2.3 Calculation for perspective projection of the G-arm and 3D coordinates of tracking-pines

본 절에서는 2.2절에서 추출한 tracking-pin의 2차원 좌표 정보로부터 3차원 공간상에 위치한 tracking-pin의 좌표 정보에 대한 계산 방법을 기술한다. G-arm의 이미지 모드는 Fig. 6(a)와 같이 X-ray 원(source)으로부터 실제 물체(object)에 대해 원근투영법에 따라 영상면(image plane)에 맺히는 좌표값은 실제 좌표값과 상이하다. 이는 실제 수술 시 tracking-pin에 의존한 각 골격들의 추적에 있어 상당한 오차의 원인이 된다. 따라서 영상면상의 좌표와 실제 tracking-pin 좌표간의 관계를 유도하여 영상좌표로부터 3차원 좌표정보를 도출한다.

G-arm은 X-ray원으로부터 방사선을 방출하고, 이로부터 공간상의 물체를 투과하여 방사선 흡수량에 따른 상을 영상면에 맺는다. 이때 X-ray원과 영상면에 맺히는 상(image) 그리고 실제 3차원 공간의 대상점(target point)은 일직선상에 놓이는 공선조건(collinearity condition)으로 볼 수 있다(Fig. 6(b)). 이

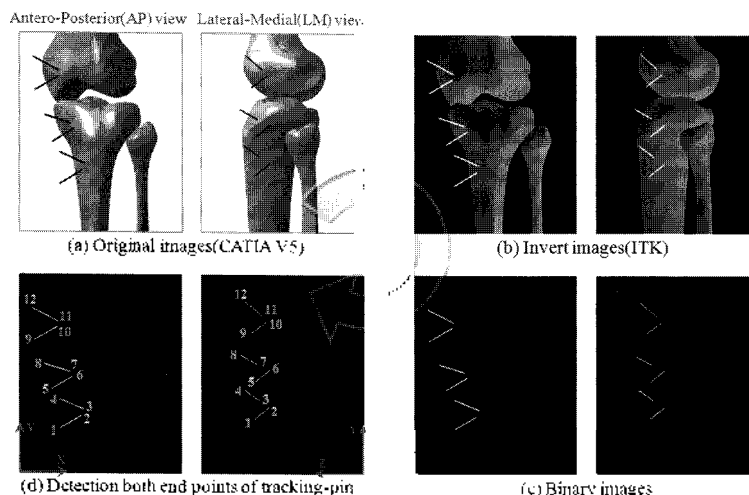


Fig. 5. Detection of tracking-pin from fluoroscopic G-arm images.

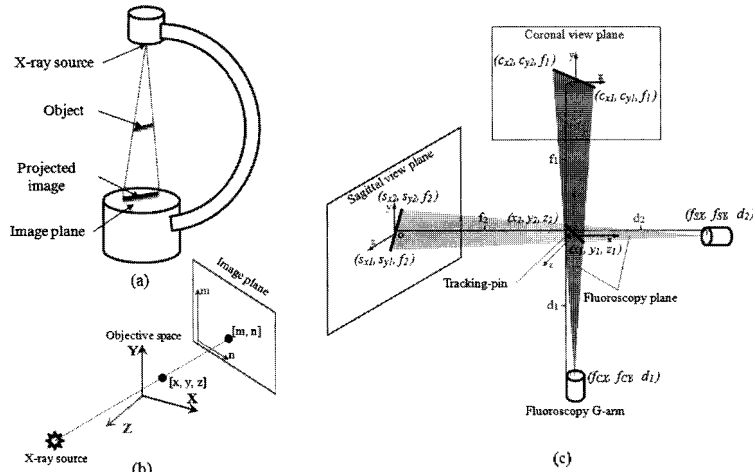


Fig. 6. Perspective projection of the G-arm.

조건으로부터 식 (2)와 같이 실제 3차원상의 좌표값 x, y, z 에 대응되는 3개의 식을 유도할 수 있다.

$$\begin{aligned} x_i &: (f_{cx} - c_x)u + f_{cx} = (f_{sx} - s_x)v + f_{sx} \\ y_i &: (f_{cy} - c_y)u + f_{cy} = (f_{sy} - s_y)v + f_{sy} \\ z &: (d_1 - f_1)u + d_1 = (d_2 - f_2)v \cdot d_2 \end{aligned} \quad (2)$$

여기서 f_{cx}, f_{cy}, d_1 은 G-arm에 있어 환자의 전-후방측, 즉 관상면(coronal plane)을 촬영하는 X-ray 원의 위치 좌표값이며, f_{sx}, f_{sy}, d_2 는 외내측, 즉 시상면(sagittal plane)을 촬영하는 X-ray원의 좌표값을 나타낸다. 또한 C_x, C_y 는 관상면 상에서 투영된 2차원 영상 좌표값을, S_x, S_y 는 시상면에 투영된 2차원 영상 좌표값을, f_1, f_2 는 실제계 기준좌표계로부터 각각의 영상면까지 거리좌표를 나타내며(Fig. 6(c)), 각각의 영상면상에서의 f_1, f_2 의 좌표 값은 항상 0이 된다. 결론적으로 식 (2)을 연립하여 풀면 각 방향에서의 영상좌표값을 동시에 만족하는 매개변수 u, v 값을 도출할 수 있으며, 이를 식 (3)에 나타내었다.

$$\begin{aligned} u &= \frac{f_{cy} - f_{sy} - \left(\frac{f_{sy} - s_y}{f_{sx} - s_x}\right)(f_{cx} - f_{sx})}{\left(\frac{f_{sy} - s_y}{f_{sx} - s_x}\right)(f_{cx} - c_x) - (f_{cy} - c_y)} \\ v &= \frac{(f_{cx} - c_x)u + f_{cx} - f_{sx}}{(f_{sx} - s_x)} \end{aligned} \quad (3)$$

이와 같이 유도된 u, v 값을 식 (2)에 대입함으로써, 실제 tracking-pin에 대한 3차원 좌표정보를 도출할 수 있으며, 이는 2.4절에서 논할 좌표계 정의의 기반이 된다.

2.4 Definition of the modeling and the global coordinates system

일반적으로 3차원 공간상에서의 좌표계는 어느 장면 안의 모든 물체(object)를 일률적으로 아우를 수 있는 기준 좌표계, 즉 전역 좌표계(WCS)와 이에 상대적인 각 물체 별로 설정된 모델 좌표계(MCS)로 구분할 수 있다. 전역 좌표계가 설정되면 각 모델 좌표계를 기준으로 표시된 물체는 전역 좌표계의 기준으로 바꿔므로써 물체간의 상대적인 위치 및 자세를 명확히 할 수 있다. 이를 위해 본 절에서는 경골의 절골면을 기준으로 상, 하부 및 대퇴골 각각을 대표하는 보편 좌표계 및 전역 좌표계를 정의한다.

경골의 상, 하부 및 대퇴골을 강체(rigid body) 모델로 가정하면, 경골의 고정자세 즉, 수술 시 경골의 각 fragment 및 대퇴골 거동에 대한 위치 및 자세는 강체에 고정된 모델 좌표계로 나타낼 수 있다. 이는 일반적으로 3×4 행렬로 표현되는 모델 좌표계에 대해 강체변환(rigid body transformation)을 적용함으로써 전역 좌표계에 대한 상대적인 변환을 나타낼 수 있다. 우선 경골의 절골될 면을 기준으로 경골 하부에 대한 모델 좌표계 정의를 위해 경골 하부에 삽입된 tracking-pin의 끝점을 P_1, P_2, P_3, P_4 라 하면(Fig. 7(a)), 식 (4)로부터 단위벡터(unit vector) \mathbf{u} 를 정의할 수 있다(식 (7), Fig. 7(b)). 이는 본 논문의 다음 절에서 논할 회전변환 행렬의 1행 성분으로 모델 좌표계의 단위벡터 \mathbf{u} 를 회전시켜 전역 좌표계의 양의 X축과 일치되도록 한다. 또한 Fig. 7(b)에서 \mathbf{w} 는 두 벡터 \mathbf{P}_1 과 \mathbf{P}_3 (식 (5))의 외적(cross product) 벡터(식 (6))의 단위벡터로써(식 (8)), 이는 회전변환 행렬 3행의

성분으로 전역 좌표계의 양의 Z축과 일치되도록 한다. 마지막으로 단위벡터 \mathbf{v} 는 앞서 구한 두 벡터 \mathbf{u} , \mathbf{w} 와 동시에 수직이어야 함으로 \mathbf{u} , \mathbf{w} 의 외적에 의해 구할 수 있다(식 (9), Fig. 7(b)), 그리고 이는 회전 변환행렬 2행의 성분으로 전역 좌표계의 양의 Y축과 일치되도록 한다.

$$\mathbf{P}_{1-4} = \mathbf{P}_4 - \mathbf{P}_1 \quad (4)$$

$$\mathbf{P}_{1-3} = \mathbf{P}_3 - \mathbf{P}_1 \quad (5)$$

$$\mathbf{N}_{1-3} = \mathbf{P}_{1-4} \times \mathbf{P}_{1-3} \quad (6)$$

$$\mathbf{u} = u_x \mathbf{i} + u_y \mathbf{j} + u_z \mathbf{k} = \frac{\mathbf{P}_{1-4}}{\|\mathbf{P}_{1-4}\|} \quad (7)$$

$$= \left[\frac{(p_{4x} - p_{1x})}{\|\mathbf{P}_{1-4}\|} \mathbf{j} + \frac{(p_{4y} - p_{1y})}{\|\mathbf{P}_{1-4}\|} \mathbf{j} + \frac{(p_{4z} - p_{1z})}{\|\mathbf{P}_{1-4}\|} \mathbf{k} \right]$$

$$\mathbf{w} = w_x \mathbf{i} + w_y \mathbf{j} + w_z \mathbf{k} = \frac{\mathbf{N}}{\|\mathbf{N}\|} \quad (8)$$

$$\mathbf{v} = v_x \mathbf{i} + v_y \mathbf{j} + v_z \mathbf{k} = \mathbf{u} \times \mathbf{w} \quad (9)$$

$$[\mathbf{T}_R] = \begin{bmatrix} R_{ux} & R_{uy} & R_{uz} & 0 \\ R_{vx} & R_{vy} & R_{vz} & 0 \\ R_{wx} & R_{wy} & R_{wz} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (10)$$

이와 같이 tracking-pin으로부터 경골 하부에 대한 3차원 공간상의 모델 좌표계를 정의할 수 있으며, Fig. 7(c)와 같이 경골 상부 및 대퇴골을 대표하는 모델 좌표계도 같은 방법으로 정의한다. Fig. 7(c)에서 O_{tr} , O_{tu} , O_{tl} 은 각 모델 좌표계에 대한 원점을 나타낸다.

결론적으로 \mathbf{u} , \mathbf{v} , \mathbf{w} 는 각 좌표축의 방향을 전역 좌표계에 대해 표현한 단위벡터들로 식 (10)와 같이 회전 변환행렬로 표현할 수 있으며, 이 행렬은 직교행렬(orthogonal matrix)로서 원래의 단위벡터에 곱하면 회전 후의 자세를 얻을 수 있다. 이어서 각 모델 좌표계의 기준이 되는 전역좌표계를 Fig. 7(a)와 같이 원점 O_w 을 경골 고평부 중심(tibial spine center)으로 하고, X축은 내-외측 방향, Z축은 후-전 방향 그리고 Y축을 경골 고평부의 평면과 수직인 방향으로 설정한다.

2.5 Representation of homogeneous transformation matrices

본 절에서는 2.4절에서 논한 좌표계 정의에 이어 경골 상, 하부 및 대퇴골간의 상대적인 위치 및 자세를 명확히 하는 방안에 대해 기술한다. 본 논문에서는 각 모델을 강체모델로 가정하였으므로 각 모델에 대해 강체변환을 적용할 수 있고 이를 통해 모델간의 상대적인 위치 및 자세를 정의할 수 있다. 이를 도식적으로 표현하면 Fig. 8과 같다.

일반적으로 3차원 공간상의 하나의 강체와 다른 강체 사이의 상대적인 위치 및 자세를 정의하기 위해서는 6자유도가 지정되어야 하며, 이는 식 (11)와 같이 4×4 강체변환행렬로 표현할 수 있다. 이는 강체에 대한 위치 및 자세 정보를 동시에 포함하며, 여기서 $R_{3,3}$ 은 3DOF(Degree Of Freedom) 운동에서 강체의 회전(rotation)에 대한 정보를, $M_{3,1}$ 는 병진이동(translation)에 대한 정보를 나타낸다. 이 과정에서 병진이동행렬과 회전행렬은 교차로 사용되며 이를 통해

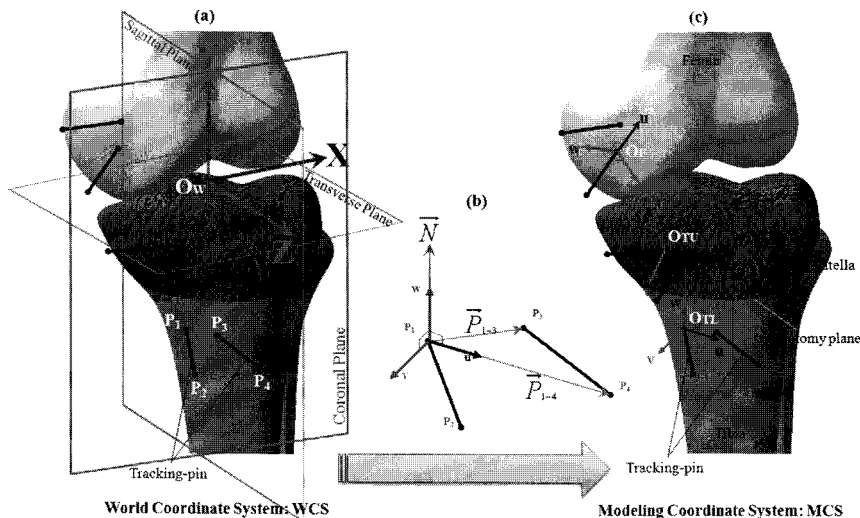


Fig. 7. Definition of the modeling coordinates system and the global coordinates system.

전역 좌표계에 대한 각 모델 좌표계의 위치 및 자세를 체계적으로 계산할 수 있고, 결국 모든 좌표계를 통해 모델간의 상관관계를 알 수 있다. 가령 경골 상부를 기준하는 모델 좌표계가 설정되고(Fig. 8(a)), 이에 대한 초기 위치 및 자세를 MCS라하고, 이동과 회전에 의해 변환된 최종 자세를 MCS'라 한다면, 이들의 변환관계를 도식적으로 표현하면 Fig. 8(b)와 같다. 즉, 전역 좌표계(WCS)를 기준으로 초기 모델 좌표계(MCS)의 위치 및 자세는 동차변환행렬의 역행렬(inverse matrix)을 계산함으로써 얻을 수 있고, 이는 Fig. 8(b)의 WCS=MCS 관계를 만족한다. 여기서 동차변환행렬의 역행렬은 회전행렬의 직교특성(orthogonal property)에 의해 행렬의 전치행렬(transpose matrix)과 같고($R(\theta)^{-1} = R(\theta^T)$) 다음의 식(12)과 같이 표현할 수 있다. 또한 MCS의 초기 위치 및 자세로부터 최종 위치 및 자세를 얻기 위해 식(10)을 경골 상부모델에 적용함으로써 얻을 수 있고, 이는 Fig. 8(b)의 MCS=MCS' 관계를 만족시킨다(식(13)).

$$[T] = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_{3 \times 3} & \mathbf{M}_{3 \times 1} \\ \mathbf{0}_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix} \quad (11)$$

$$[T] = \mathbf{Rot}_{MCS} \mathbf{Trans}_{MCS}^{-1}$$

$$= \begin{bmatrix} R_{ux} & R_{uy} & R_{uz} & -(R_{ux}M_{ox} + R_{uy}M_{oy} + R_{uz}M_{oz}) \\ R_{vx} & R_{vy} & R_{vz} & -(R_{vx}M_{ox} + R_{vy}M_{oy} + R_{vz}M_{oz}) \\ R_{wx} & R_{wy} & R_{wz} & -(R_{wx}M_{ox} + R_{wy}M_{oy} + R_{wz}M_{oz}) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (12)$$

$$[T] = \mathbf{Tran}_{MCS'} \mathbf{Rot}_{MCS'}^{-1}$$

$$= \begin{bmatrix} R_{ux} & R_{vx} & R_{wx} & M_{ox} \\ R_{uy} & R_{vy} & R_{wy} & M_{oy} \\ R_{uz} & R_{vz} & R_{wz} & M_{oz} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (13)$$

이와 같이 기준좌표계에 대한 경골 상, 하부 및 대퇴골의 위치와 자세는 동차변환행렬을 이용하여 각 모델좌표계 사이의 연속 변환을 수행함으로써 체계적으로 계산할 수 있다.

본 논문의 다음절에서는 지금까지 기술한 내용을 바탕으로 구현된 CAS시스템을 소개한다. 또한 제안된 시스템으로부터 HTO에 적용하는 방법을 기술한다.

3. Implementation

본 연구에서 제안된 CAS시스템의 구현은 Windows XP의 운영체제를 기반으로 한, VTK(Visualization Toolkit) 및 ITK(Insight Toolkit) 라이브러리를 이용하여 MS Visual Studio 2005에서 구현하였다.

제안된 CAS시스템의 화면 구성은 크게 3가지로 나누어 구분할 수 있으며, 우선 Fig. 9의 (a)영역은 HTO 환자에 대한 각 골격의 거동을 연속적으로 가시화하는 영역이다. 이는 기존시스템과는 달리 환자의 비정상적인 하지 정렬에 대해 3방향(관상면, 시상면, 수평면)에서 동시에 관찰이 가능하도록 하였다. Fig. 9의 (b)영역은 수술 전 및 수술 시 집도자에게 필요한 임상적 파라미터를 나타내는 영역이다. 즉, 환자의 해

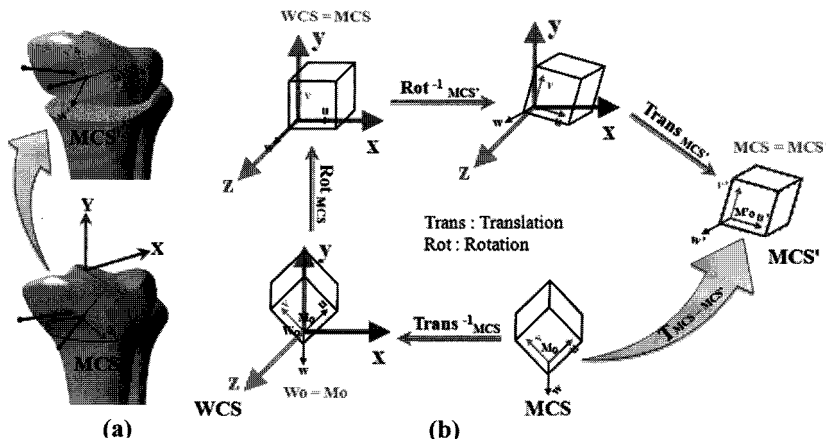


Fig. 8. Concept of geometric transformation.

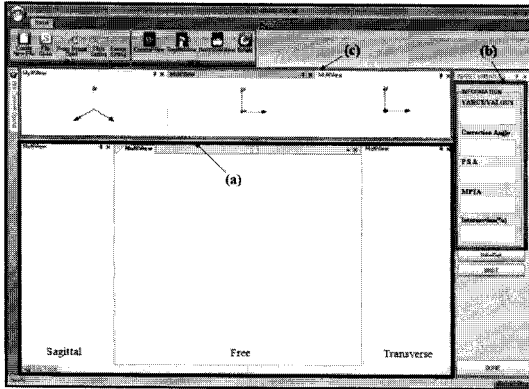


Fig. 9. Outline of a proposed CAS system.

부학적 및 역학적 축에 대한 하지 정렬의 상태가 내반 또는 외반 변형의 정도를 나타내는 VARUS/VALGUS, 환자의 비정상적인 하지 정렬에 대한 교정 각을 나타내는 Correction Angle, 경골후방경사각을 나타내는 PSA, 관상면에서 주시하였을 때 경골 고평부와 해부학적 축이 이루는 내측부 각을 나타내는 MPFA(Medial Proximal Tibial Angle) 그리고 경골 고평부의 내측 경계를 0%로 하고 외측을 경계를 100%로 규정하였을 때 LBA(Load Bearing Axis)가 교차하는 정도를 나타내는 Intersection(%) 등을 나타내었다. 그리고 Fig. 9의 (c)영역에서는 G-arm의 각 방향(AP, LM)에서 얻은 이미지로부터 추출된 tracking-pin을 가시화 한다. 이는 관상면과 시상면의 각 방향에서 추출된 2차원 형상 및 이들의 조합으로 형성된 3차원 형상을 각각 나타내며, 추출된 tracking-pin의 형상정보 및 위치정보로부터 각 골격의 거동을 추적할 수 있게 된다.

제안된 CAS시스템을 이용한 수술 계획을 간략히 요약하면, 우선 실제 HTO 환자의 경골과 대퇴골에 대한 3D 모델을 생성한다. 이는 교정될 하지의 AP와 LM 방향에서 촬영한 X-ray 이미지로부터 손쉽게 생성할 수 있으며, 이를 통해 환자의 해부학적 랜드마크(anatomical landmark)를 등록한다. 등록된 랜드마크는 환자의 경골 및 대퇴골에 대한 해부학적 및 역학적 축 그리고 LBA 등을 생성하는 기반이 되며, 이를 통해 수술 전 비정상적인 하지 정렬에 대한 교정각, 왜곡 크기, 절골면 등을 계획할 수 있게 된다. 또한 수술 시 필요한 임상적 파라미터를 계산하여 집도자에게 필요한 정보를 제공하게 된다. 즉, 생성된 환자의 3차원 골격 모델을 통해 해부학적 랜드마크를 등록하고, 이를 통해 정확한 수술 전을 계획한다. 이와 같이 수술

전을 계획한 후 집도자는 환자의 수술 부위의 피부를 절개한 후 경골의 절골면을 기준하여 상/하부 및 대퇴골에 tracking-pin을 삽입하게 된다. 이후 제안된 CAS 시스템은 삽입된 tracking-pin과 G-arm의 AP와 LM 방향에 얻은 이미지로부터 집도자에게 환자의 수술 상황을 연속적으로 가시화하며 수술 시 필요한 정보를 제공한다.

이를 기준으로 본 논문에서는 실제 환자에 대한 의학 적 임상실험을 수행하기 전, 상용 CAD 시스템과 제안된 시스템을 이용하여 가상의 HTO 수술을 수행하였다. 이를 위해 우선 내반 변형된 왼쪽 하지를 가정하고 가상의 HTO 환자에 대한 골격을 모델링 하였다(Fig. 10(a)). 또한 경골의 신골될 면을 기준하여 상, 하부 및 대퇴골의 임의 위치에 tracking-pin을 모델링 하였다(Fig. 10(b)). 본 연구에서는 가상 수술을 위한 모델링 시 피부, 근육 및 인대 등의 연조직(soft tissue)은 고려하지 않았다. 이후 수술 전 계획을 위해, 제안된 시스템상에 Fig. 11과 같이 해부학적 랜드마크를 등록하였다. 랜드마크 등록은 생성된 환자의 3D 모델 상에 마우스 피킹(picking)을 통하여 손쉽게 등록 및 수정이 가능하다. 우선적으로 내측상과(medial epicondyle), 외측상과(lateral epicondyle), 내과(medial malleolus), 외과(lateral malleolus), 경골 경계부(tibial border), 발목관절중심(ankle joint center) 등의 외부 해부학적 랜드마크를 등록하였다. 또한 고관절(hip joint)에서 대퇴골두중심(femoral head center)을 등록하기 위해 대퇴골두 표면의 임의 지점 4곳을 피킹(picking)하여 등록하였다. 무릎관절(knee joint)부에서는 경골 고평부 중심(tibial plateau

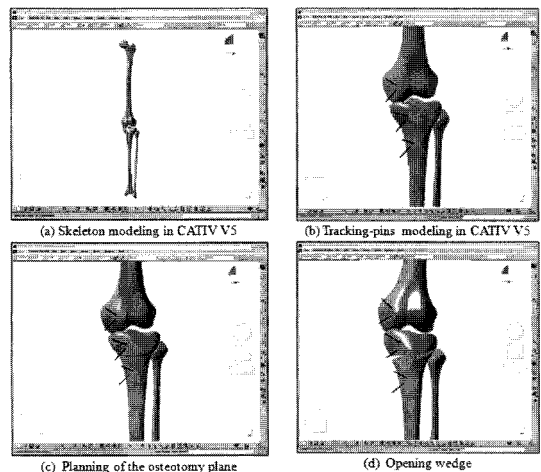


Fig. 10. Virtual HTO Surgery in CATIA system.

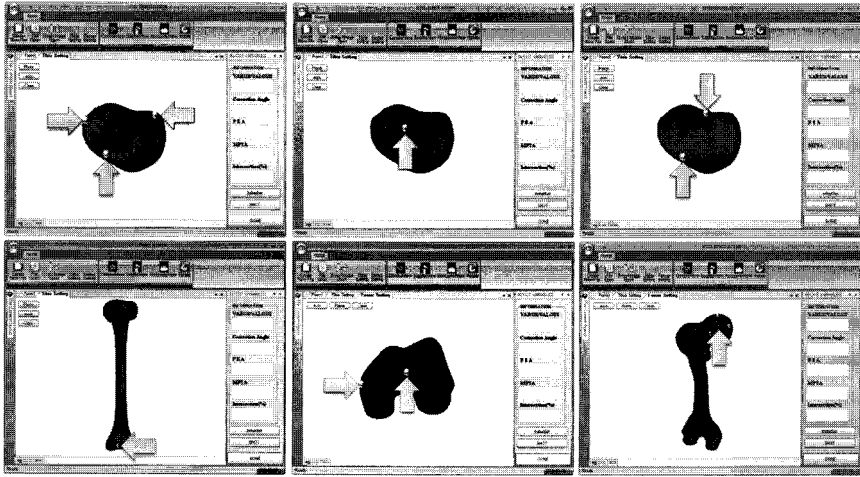


Fig. 11. Anatomical landmark registration for preoperative-planning

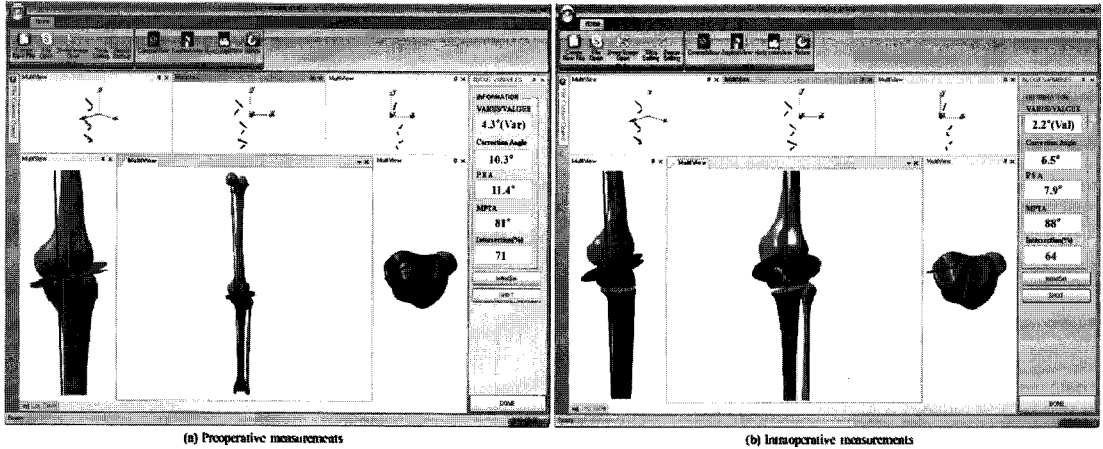


Fig. 12. Virtual HTO surgery using proposed CAS system.

middle)과 대퇴골의 후방 외과 및 상과 등을 등록하였다. 이와 같이 등록된 랜드마크는 환자의 역학적 및 해부학적 축 그리고 고관절 중심과 족관절 중심을 이은 LBA(load bearing axis)을 생성하게 되며, 이로부터 가상 환자에 대한 수술 전 계획 및 임상적 파라미터를 계획하였다(Fig. 12(a)). 경골의 절골은 경골 고평부를 기준으로 음(negative)의 Z 방향(본 논문에서 정의한 전역좌표계 기준)으로 40 mm 떨어진 지점에 블레이드(Blade)를 위치시키고, 전내측(Anteromedial, AM) 방향으로 경골의 절골면이 18°가 되도록 절골하였다(Fig. 10(c)). 본 연구에서는 경골을 절골하기 위한 블레이드 방향(Blade direction) 및 절골면의 각도는 HTO 술의 임상 실험 중 일반적인 예를 적용하였다. 이 후 가상 환자의 비정상적인 하지 정렬을 위

해 수술 전 계획에서 측정된 내반 교정각을 조금씩 변화시키면서(Fig. 10(d)) screen-capture 이미지를 제안된 CAS시스템에 입력하였다. 이로부터 본 연구에서 제안된 CAS시스템은 가상환자의 골격 거동을 추적할 수 있었으며, 내반 교정각의 변화에 따른 골격의 거동을 가시화하였다(Fig. 12(b)).

4. Conclusion

본 논문에서는 슬관절 한쪽 구획에 국한된 골관절염의 치료법으로 알려진 경골근위부절골술(HTO)을 위한 새로운 방법의 컴퓨터지원수술시스템(CAS System)을 제안하였다. 제안된 CAS시스템은 고식적인 수술 방식의 잠재적인 문제점뿐만 아니라 고비용

대비 저효율적인 기존 네비게이션 수술 시스템의 문제점을 해결하고자 하였다. 이는 새로운 수술장비의 도입 없이 현재 많은 정형외과에서 사용되고 있는 fluoroscopic G-arm과 인체에 삽입 가능한 tracking-pin을 이용하였다. 본 논문에서 언급되는 tracking-pin은 전문의의 자문에 의해 다음과 같이 기술할 수 있다. 인체 골격에 삽입 시 세균 감염 및 골절에 영향을 미치지 않은 가는 핀으로써 특정한 형상이나 크기에는 제한을 두지 않는다. 이는 제안된 CAS시스템상의 tracking-pin이 각 골격을 대표하는 지역좌표계를 정의하는데 그 목적이 있기 때문이다. 즉 tracking-pin으로부터 정의된 경골의 절골면을 기준으로 상/하부 및 대퇴골 각각을 대하는 모델좌표계는 본 논문에서 정의된 전역좌표계를 기준으로 각 골격의 상대적인 위치 및 자세를 정의할 수 있게 한다. 그러나 본 연구에서는 기존 수술 방식의 문제점을 해결하기 위해 제안된 CAS시스템상에 실제 환자 하지의 3차원 골격 모델을 생성하고, 모델상에 해부학적 랜드마크를 등록하도록 하였다. 이를 통해 ITO 환자의 비정상적인 하지에 대한 해부학적 및 역학적 축 그리고 LBA(Load Bearing Axis)를 생성하도록 하여 고식적인 방식의 부정확한 수술 전 계획을 해결하였다. 또한 기존 네비게이션 수술 시스템의 사용에 있어 골절 및 세균감염 등의 잠재적인 문제점을 해결하고 랜드마크 등록 시 실제 환자가 아닌 생성된 3차원 모델상에 등록함으로써 손쉬운 등록 및 수정이 가능하도록 하였다. 본 연구에서는 제안된 CAS시스템의 검증은 위해 상용 CAD 시스템인 CATIA V5를 통해 가상의 HTO를 수행하였다. 이를 위해 우선적으로 비정상적인 해부적 축을 가진 내반 변형된 하지에 대한 골격을 모델링 하였다. 이 후 가상의 환자 모델에 대해 제안된 시스템상에서 수술 계획을 계획하고 이를 기반으로 내반 변형된 하지를 정렬하였다. 그 결과 제안된 CAS시스템과 CATIA상의 임상적 파라미터의 계측치가 일치함을 확인하였다.

그러나 이러한 결과는 본 연구의 제한적인 상황에서 수행한 가상의 HTO의 결과이며, 정확한 검증을 위해서는 실제 G-arm 이미지를 이용한 사체 실험 및 의학적 임상실험이 수행되어야 한다.

본 연구의 향후 연구 과제로는 가상의 수술을 통해 제안된 CAS시스템의 검증을 확대하여 사체 실험을 통한 검증이 필요하다. 또한 HTO에 국한된 CAS시스템이 아닌 정형외과에서 수행되고 있는 절골 및 골절 등과 관련한 여러 수술에 대해 확대 적용할 수 있는 CAS시스템의 연구가 필요하다.

Acknowledgement

이 논문은 국방과학연구소 생존성 기술 특화연구센터의 사업으로 지원받아 연구되었음(계약번호 U10900090GD).

참고문헌

1. Billings, A., Scott, D. F. and Camargo, M. P., "High Tibial Osteotomy with a Calibrated Osteotomy Guide, Rigid Internal Fixation, and Early Motion Long-term Follow-up," *J. Bone Joint Surg [Am]*, Vol. 82, pp. 70-79, 2000.
2. Coventry, M. B., Ilstrup, D. M. and Wallrichs, S. L., "Proximal Tibial Osteotomy. A Critical Long-term Study of Eighty-seven Cases," *J. Bone Joint Surg. [Am]*, Vol. 75, pp. 196-201, 1993.
3. Hernigou, P. and Ma, W., "Open Wedge Tibial Osteotomy with Acrylic Bone Cement as Bone Substitute," *Knee*, Vol. 8, pp. 103-110, 2001.
4. Koshino, T., Murase, T., Takagi, T. and Saito, T., "New Bone Formation Around Porous Hydroxyapatite Wedge Implanted in Opening Wedge High Tibial Osteotomy in Patients with Osteoarthritis," *Biomaterials*, Vol. 22, Issue 12, pp. 1579-1582, 2001.
5. Murphy, S. B., "Tibial Osteotomy for Genu Varum Indications, Preoperative Planning, and Technique," *Orthop. Clin. North [Am]*, Vol. 25, No. 3, pp. 477-482, 1994.
6. Naudie, D., Bourne, R. B., Rorabeck, C. H. and Bourne, T. J., "The Install Award Survivorship of the High Tibial Valgus Osteotomy. A 10- to -22-year Followup Study," *Clin. Orthop.*, Vol. 367, pp. 18-27, 1999.
7. Mathews, J., Cobb, A. G. and Richardson, S., "Distal Femoral Osteotomy for Lateral Compartment Osteoarthritis of the Knee," *Orthopedics*, Vol. 21, pp. 437-440, 1998.
8. Noyes, F. R., Barber-Westin, S. D. and Hewett, T. E., "High Tibial Osteotomy and Ligament Reconstruction for Varus angul. Med Anterior Cruciate Ligament-deficient Knees," *J. Sports Med. [Am]*, Vol. 28, pp. 282-296, 2000.
9. Rudan, J. E. and Simurda, M. A., "Valgus High Tibial Osteotomy. A Long-term Follow-up Study," *Clin. Orthop.*, pp. 157-160, 1991.
10. Marti, C. B., Gautier, E., Wachtl, S. W. and Jakob, R. P., "Accuracy of Frontal and Sagittal Plane Correction in Open-wedge High Tibial Osteotomy," *Arthroscopy*, Vol. 20, pp. 366-372, 2004.
11. Poilvache, P., "Osteotomy for the Arthritic Knee. A European Perspective", In: Scott WN ed. *Surgery of the Knee*, 4th ed. Philadelphia, Elsevier Inc., pp.

- 1321-1366, 2006.
12. Giffin, J. R., Vogrin, T. M., Zantop, T., Woo, S. I. and Harner, C. D., "Effects of Increasing Tibial Slope on the Biomechanics of the Knee," *Am. J. Sports Med.*, Vol. 32, No. 2, pp. 376-382, 2004.
 13. Hohmann, E., Bryant, A. and Imhoff, A. B., "The Effect of Closed Wedge High Tibial Osteotomy on Tibial Slope: A Radiographic Study," *Knee Surg. Sports Traumatol Arthrosc.*, Vol. 14, pp. 454-459, 2006.
 14. Kazakos, K. J., Chatzipapas, C., Verettas, D., Galanis, V., Xarchas, K. C. and Psillakis, I., "Mid-term Results of Total Knee Arthroplasty after High Tibial Osteotomy," *Arch Orthop. Trauma Surg.*, Vol. 128, pp. 167-173, 2008.
 15. Lee, J. Y., Seon, J. K., Yoon, T. R., Cheon, S. Y. and Lim, K. Y., "Comparison of High Tibial Osteotomy: Opening Versus Closing Wedge Osteotomy," *J. Korean Orthop. Assoc.*, Vol. 39, pp. 790-796, 2004.
 16. Nakamura, E., Mizuta, H., Takagi, K. and Sakamoto, K., "Open-wedge Osteotomy of the Proximal Tibia Hemicallotasis," *J. Bone Joint Surg. Br.*, Vol. 83, pp. 1111-1115, 2001.
 17. Hernigou, P., Medevielle, D., Debeyre, J. and Goutallier, D., "Proximal Tibial Osteotomy for Osteoarthritis with Varus Deformity. A Ten to Thirteen-year Follow-up Study," *J. Bone Joint Surg. [Am]*, Vol. 69, Issue. 3, pp. 332-354, 1987.
 18. Jacques, M., Victoria, D. and Daniel, F., "Computer-Assisted Open-Wedge High Tibial Osteotomy," *Operative Technique in Orthopaedics*, Elsevier Inc. pp. 210-214, 2008.
 19. Dahl, M. T., "Preoperative Planning in Deformity Correction and Limb Lengthening Surgery," *Instr. Course Lect.*, Vol. 49, pp. 503-509, 2000.
 20. Wright, J. G., Treble, N. and Feinstein, A. R., "Measurement of Lower Limb Alignment Using Long Radiographs," *J. Bone Joint Surg. [Br]*, Vol. 73, pp. 721-723, 1991.
 21. Friti, C. B., Gautier, E., Wachtl, S. W. and Jakob, R. P., "Accuracy of Frontal and Sagittal Plane Correction in Open-wedge High Tibial Osteotomy," *Arthroscopy*, Vol. 20, pp. 366-372, 2004.
 22. Chao, E. Y. and Sim, F. H., "Computer-aided Preoperative Planning in Knee Osteotomy," *Iowa Orthop J.*, Vol. 15, pp. 4-18, 1995.
 23. Lin, H., Birch, J. G. and Samchukov, M. L., "Computer-assisted Surgery Planning for Lower Extremity Deformity Correction by the Ilizarov Method," *J. Image Guid Surg.*, Vol. 1, pp. 103-108, 1995.
 24. Tsumura, H., Himeno, S. and Kawai, T., "The Computer simulation on the Correcting Osteotomy of Osteoarthritis of the Knee," *Journal of Japanese Orthopaedic Association*, Vol. 58, pp. 565-566, 1984.
 25. Witz, P. and Jakob, R. P., "Knee Joint simulation: an Anatomical Reconstruction of the Joint Surfaces and of the Ligamentous Structures of the Knee Joint for Teaching Purposes," *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.*, Vol. 7, pp. 59-62, 1999.
 26. Bae, D. K., Yoon, K. H., Kim, S. G. and Park, K. J., "Efficacy of Computer Assisted Surgery in Revision Total Knee Arthroplasty," *Journal of Korean Orthopaedic Association*, Vol. 41, No. 6, pp. 974-980, 2006.
 27. Agneskirchner, J. D., Hurschler, C., Stukenborg-Colsman, C., Imhoff, A. B. and Lobenhoffer, P., "Effect of High Tibial Flexion Osteotomy on Cartilage Pressure and Joint Kinematics: A Biomechanical Study in Human Cadaveric Knees," *Arch Orthop Trauma Surg.*, Vol. 124, pp. 575-584, 2004.
 28. Muller, W., Kentsch, A. and Schafer, N., "The Elastic High Tibia Valgus Osteotomy in the Varus Deformity," *Oper. Tech. Sports Med.*, Vol. 8, pp. 19-26, 2000.
 29. Hankemeier, S., Hufner, T., Wang, G., Kendoff, D., Zeichen, J., Zheng, G. and Krettek, C., "Navigated Open-wedge High Tibial Osteotomy: Advantages and Disadvantages Compared to the Conventional Technique in a Cadaver Study," *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.*, Vol. 14, pp. 917-921, 2006.
 30. Song, E. K., Seon, J. K., Chung, J. Y., Cho, S. G. and Il Kyo Kong, "Comparison of Results of Total Knee Arthroplasty Performed using a Navigation System and the Conventional Technique," *Journal of Korean Orthopaedic Association*, Vol. 41, No. 6, pp. 1002-1007, 2006.
 31. Wright, J. G., Treble, N. and Feinstein, A. R., "Measurement of Lower Limb Alignment Using Long Radiographs," *J. Bone Joint Surg. [Br]*, Vol. 73, pp. 721-723, 1991.
 32. Gunay, M., Shim, M. B. and Shimada, K., "Cost- and Time-effective Three-dimensional Bone-shape Reconstruction from X-ray Images," *Int. J. Med. Robotics Computer Assist Surgery*, Vol. 3, pp. 323-335, 2007.



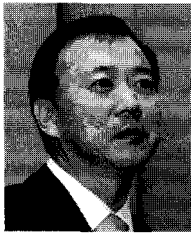
구 본 열

2008년 영남대학교 기계공학부 학사
 2010년 한양대학교 기계공학부 공학석사
 2010년~현재 한양대학교 기계공학부
 박사과정
 관심분야: Digital Human Modeling,
 Human motion, Bio-CAD



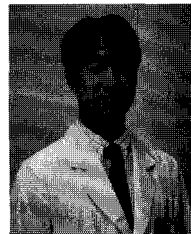
김 철 웅

2004년 고려대학교 기계공학부 공학박사
 2004년~현재 고려대학교 공학기술
 연구소 조교수
 2007년~현재 쉐프린트플렉시메디칼 대표이사
 2008년~현재 대한기계학회 바이오공학
 부문 제부이사
 관심분야: Orthopedics Surgery
 Instruments, Quasi-passive Leg
 Exoskeleton, Gait Analysis, Fiber
 Reinforced Composite Materials



이 순 혁

1981년 고려대학교 의과대학 학사
 1984년 고려대학교 의학석사
 1990년 고려대학교 의학박사
 2002년~현재 고려대학교 의과대학 교수
 2005년~현재 고려대학교 안암병원
 정형외과 과장
 관심분야: Pediatric orthopedic(소아
 정형), 시지연장술, 족부질환



배 지 훈

1999년 고려대학교 의과대학 학사
 2003년 고려대학교 의과대학 성형
 외과학 의학석사
 2009년 고려대학교 의과대학 정형
 외과학 의학박사
 2008년~2010년 고려대학교 의료원
 구로병원 정형외과 임상 조교수
 2010년~현재 고려대학교 의과대학
 조교수
 관심분야: 무릎관절염, 인공관절, 인대
 손상, 골다공증, 퇴행성 관절염



박 철 우

2011년 한양대학교 기계공학부 학사
 관심분야: Digital Human Modeling,
 Optimization



김 재 정

1981년 한양대학교 정밀기계공학과 학사
 1983년 미국 George Washington대학
 공학석사
 1989년 미국 MIT 공학박사
 1989년~1991년 미국 IBM T.J. Watson
 연구소 연구원
 1991년~1993년 한국 IBM 소프트웨어
 연구소 연구원
 2002년~2003년 미국 NIST 객원 연구원
 2003년 프랑스 Dassault System 객원
 연구원
 1993년~현재 한양대학교 기계공학부
 교수
 관심분야: Geometric Modelling, CAD/
 CAM 응용, PDM/PLM, Rapid
 Prototyping, CATIA 응용