

내측개방형 근위경골절골술의 경골절단면 및 경골개방축의 설정에 따른 영향

박병건* · 이호상* · 김재정* · 김철웅**†

* 한양대학교 기계공학부, ** 고려대학교/트리플씨메디칼

Effect of Tibial Cut Planes and Hinge Axes on Medial Opening Wedge High Tibial Osteotomy

Byoung-Keon Park*, Ho-sang Lee*, Jay-Jung Kim* and Cheol-Woong Kim**†

* Dept. of Mechanical Engineering, Hanyang Univ.,

** Korea Univ. / Triple-C Medical Corporation

(Received April 23, 2010 ; Revised May 11, 2011 ; Accepted May 21, 2011)

Key Words: High Tibial Osteotomy(근위경골절골술), HTO, Tibia(경골), Posterior Slope Angle(후방경사각), PSA, Simulation(시뮬레이션), Hinge Axis(경골개방축), Virtual Tibial Correction Axis(가상경골교정축)

초록: 최근 보편화 되고 있는 내측개방형절골술 시에 의도하지 않은 경골후방경사각의 변화로 인한 문제점들이 보고되었다. 이를 해결하기 위해 많은 연구들이 진행되어 왔지만 환자의 다양한 경골의 형상 및 절단면의 기울기에 적용될 수 있는 일반적 해석 모델은 아직 제안되지 못하고 있다. 따라서 본 논문에서는 일반적인 케이스에 적용할 수 있는 근위경골절골술의 해석 모델을 제안한다. 이를 위해 내반교정각만을 조정할 수 있는 가상경골축을 정의하고, 이를 통해 절단면과 경골개방축이 내반교정각에 주는 영향을 나타내는 수학적 모델을 제안하고, 기존의 수술적인 변수들간의 상관관계를 명확히 나타내었다. 또한 내반교정각과 경골후방경사각에 추가로, 새로운 각도인 경골뒤틀림각의 존재를 도입함으로써 수술 시 발생하는 모든 기하학적 변수들간의 관계를 완성된 형태로 표현하였다.

Abstract: In medial opening wedge high tibial osteotomy (OWHTO), researchers have reported critical problems caused by unexpected changes in the tibial posterior-slope angle. This unexpected change can be analyzed, but there is no general solution for cases with an oblique hinge axis and cut plane. We propose a general analysis model for OWHTO. We first evaluate the effects according to variation in the hinge axis and tibial cut plane and then define an ideal correction axis. This ideal axis, called the *virtual tibial correction axis*, is not on the tibial cut plane in general. In this paper, we also present an evaluation of feasibility of the proposed analysis model.

- 기호설명 -

α	: 내반교정각
β	: 벌어짐각
γ	: 췌기각
ε	: 뒤틀림각
ψ	: 경골후방경사각
{C}	: 교정 전 지역 좌표계
{C'}	: 교정 후 지역 좌표계
P_{cut}	: 블레이드 절삭에 의한 절단면

P_C	: 관상면
P_S	: 시상면
a_v	: 가상경골교정축
R_A	: 가상경골교정행렬
θ_T	: 시상면에서의 상하축과 경골해부축이 이루는 각도

1. 서론

근위경골절골술(High Tibial Osteotomy, HTO)은 슬관절 연골 부위의 퇴행성 변화로 인한 외반슬(Valgus) 혹은 내반슬(Varus)과 같은 비정상적인 해

† Corresponding Author, woong25@korea.ac.kr
© 2011 The Korean Society of Mechanical Engineers

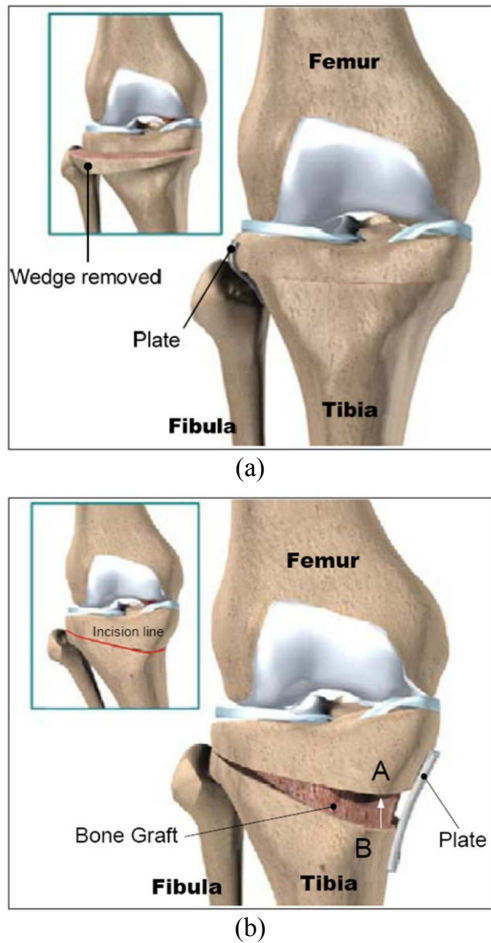


Fig. 1 High tibial osteotomy: (a) Closing wedge high tibial osteotomy and (b) Opening wedge high tibial osteotomy

부학적 축을 경골의 부분적 절골을 통해 교정하는 수술이다. 이 수술은 내반 변형(Varus deformity)에 의해 슬관절 내측에 집중된 하중 분포를 내외측에 고르게 분산시켜 주는 역할을 하여 환자가 느끼는 슬관절의 통증을 감소시키고 해당 부위의 골관절염 진행을 예방하는 효과가 있다.⁽¹⁾

근위경골절골술은 Fig. 1 과 같이 수술 방법에 따라 크게 폐쇄형쇄기 근위경골절골술(Closing Wedge High Tibial Osteotomy, 이하 CWHTO)과 개방형쇄기 근위경골절골술(Medial Opening Wedge High Tibial Osteotomy, 이하 OWHTO)로 구분 된다. CWHTO 는 비골절골술(Fibular osteotomy) 및 근위경비골 관절의 해리술(Tibiofibular Arthrolysis)에 따른 신경 및 혈관손상 등의 합병증이 발생할 수 있고, 외측부 골 절제로 인한 하지 단축이 발생한다. 또한 병변이 진행되거나 변형이 심한 경우 추후 인공관절 전치환술(Total Knee Arthroplasty)로 치료해야 하는데 폐쇄형 절골술 시 소실된 뼈로 인해

정상적 축으로 정확히 정렬하기 어렵다는 단점이 있다.⁽²⁾ 이에 반해 OWHTO 는 술기가 비교적 간단하며, 내측측부인대(Medial Collateral Ligament)의 긴장도를 회복할 수 있다. 또한 비골 절골술 또는 경비관절 해리술이 필요하지 않기 때문에 비골 신경(peroneal nerve) 손상에 의한 합병증이 없다는 장점이 있어 OWHTO 가 최근 보편화되고 있다.⁽³⁾ 그러나 OWHTO 수술 후 시상면(Sagittal plane, Fig. 2)상에서 관찰되는 경골후방경사각(Tibial Posterior Slope Angle, 이하 PSA)의 의도하지 않은 변화에 따른 문제점이 다수 보고되어 왔다.⁽⁴⁻⁶⁾ 이를 공학적으로 풀이하면 관상면(Coronal plane, Fig. 2), 시상면 등의 각 시점(Viewpoint)에서 관찰되는 각도들의 변화가 서로 연관(coupled)되어 있음을 의미한다. 따라서 PSA 의 변화 없이 내반교정에 필요한 내반교정각(Coronal Angle)만을 조정하기 위한 방안이 요구되고 있다.

OWHTO 상의 PSA 변화를 해석하기 위해 많은 연구들이 진행되어왔다. 이 연구들은 크게 임상적(Clinical) 해석방법과 수학적(Mathematical) 모델을 통한 수학적 해석방법으로 나뉠 수 있다. 임상적인 해석방법의 대표적 연구로, Wang 등⁽⁷⁾은 OWHTO 수술 후 PSA 의 증가를 막기 위해서 경골개방축(Hinge Axis)이 전후방선(Anteroposterior line)과 평행해야 한다고 주장하였다. 하지만 OWHTO 시 Blade 진입경로가 정내측에서 시작할 경우 경첩축이 외측부(lateral margin)에 전후방선과 평행하게 형성될 수 있지만, 전내측피질부(Anteromedial cortex)에서 시작하기 때문에 경첩축이 후외측부(Posterolateral margin)에 형성이 되어 완벽히 전후방선과 평행이 되도록 하는 것은 어려움이 있다. 또 다른 임상적 접근으로 경사를 가진 HTO Plate 를 이용하는 방법,⁽⁸⁾ 수술 후 경골전내측피질부의 후방부 높이를 전방부 높이보다 2 배 상승시키는 방법⁽⁹⁾ 등이 PSA 증가를 방지하는 대안으로 제시되었다. 하지만 이러한 임상적 해석방법들은 경골의 형상에 따른 PSA 의 변화량을 수술 전에 정확히 예측하여 대응하는 방안을 제시하지는 못하였다.

임상적 방법의 한계를 해결하고자, 경골의 수학적 모델을 이용하여 PSA 변화량을 미리 예측하는 방안이 제시되었다. 즉, 요구된 내반교정각 및 PSA 의 변화량 등을 만족시키기 위한 값들을 수학적 모델로 해석하는 방안이다. Noyes 등⁽⁹⁾은 경골 형상에 따른 각 각도들 간의 수학적 상관관계를 유추하기 위해 전내측피질부 상의 특정 지점의 거리를 이용하였다. 하지만 거리를 이용한 수식이

므로 각도 측정 및 회전 운동을 묘사하는 데에 적합하지 않다. 또한 특정 지점 간의 거리는 경골의 형상에 따라 다를 수 있으므로 수식의 일반화가 어렵다는 단점을 가진다. Lee 등⁽¹⁰⁾은 역시 특정 지점의 거리를 이용한 수학적 모델을 이용하여 PSA 변화를 방지하는 비교적 정확한 수학적 모델을 제안하였다. 하지만 이 연구에서 제안된 수학적 모델은 블레이드가 정측면(True medial)에서 삽입된 수술에 국한된 모델이며, 일반적인 수술과 같이 전내측피질부에서 블레이드가 전내측피질부에서 삽입돼 기울어진 절단면을 갖는 경우에는 다소 오차가 발생한다는 문제점을 가진다.

따라서 본 논문은 앞서 언급된 수학적 해석 모델들을 발전시켜, 절단 평면 및 경골개방축의 기울기에 영향을 받지 않는 범용적인 해석 모델을 제안한다. 본 논문에서 제안된 방안이 해당 연구 분야에 기여할 것으로 기대하는 바는 다음 세 가지로 요약된다.

- 1) OWHTO 시술 시 관찰대상인 주요 변수들 간의 영향을 파악하여 관련 연구 및 실제 수술에 적용할 수 있음
- 2) 다양한 경골의 형상과 절단면에도 적용할 수 있는 일반적 OWHTO 해석 모델을 제안함으로써, 정확한 수술 계획을 세우고 수술 시 발생할 수 있는 오차를 미연에 방지할 수 있음
- 3) 가상 HTO 수술 시스템의 개발, 또는 관련 제품 설계에 응용될 수 있는 기반을 제공함.

본 논문의 2 장에서는 OWHTO 의 주요 변수들을 정확히 측정할 수 있는 방안과 변수들 간의 영향을 측정한 결과를 소개한다. 3 장에서는 2 장의 측정결과를 바탕으로 경골교정의 이상적인 축을 정의하고, 이를 이용해 도출한 결과를 수술에 적용할 수 있는 방안을 제안한다. 마지막 4 장에서는 제안된 방안을 다양한 경골모델에 시험하여 적합성을 검증하도록 한다.

2. OWHTO 의 주요변수 평가

2.1 지역좌표계를 이용한 주요변수들의 정의

OWHTO 는 주로 절골된 상하부 경골들 간의 회전 교정으로 진행되기 때문에 주요 변수들이 모두 각도로 표현된다. 각도를 측정하기 위해서는 기준이 되는 두 선이 필요한데, 각 변수를 측정하기 위한 그 기준들이 명확히 정의 되어 있지 않아 현

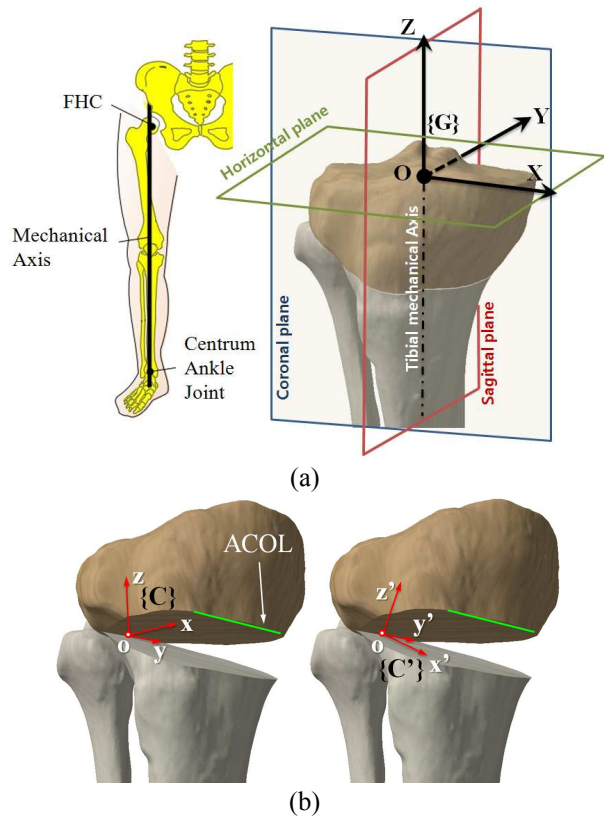


Fig. 2 (a) Global coordinates and (b) Local coordinates of a cut tibia model: before correction {C} and after correction {C'}

제까지는 경골의 특정 지점간의 거리를 이용해 계산되거나, 관상면 또는 시상면의 X-ray 이미지에서 관찰되는 경골의 해부학적 축을 기준으로 측정되었다.^(7,9,10) 하지만 특정 지점 간의 거리를 이용한 각도 계산은 경골의 형상에 따라 달라질 수 있다. 또한 해부학적 축을 이용한 방법도 그 기준이 연구마다 상이하게 정의되기 때문에 주요 변수들의 명확한 측정이 어렵다. 따라서 각 변수들 간의 영향을 평가하기에 앞서, 우선적으로 경골 형상에 무관한 일반적 변수 측정 방안이 필요하다. 본 논문에서는 분리된 상하부의 경골에 지역좌표계(Local Coordinates System)들을 정의하여 각 변수들을 정확히 측정할 수 있는 방안을 소개한다.

나뉘어진 경골 상하부를 강체(Rigid Body)로 가정한다면 경골의 교정자세(Corrected Tibial Position)는 강체에 고정된 지역좌표계로 표현할 수 있다.⁽¹³⁾ 여기서 경골의 교정자세란 기구학에서 일반적으로 강체의 운동을 표현할 때 사용되는 위치(Position) 및 자세(Orientation)로 표현된 경골의 상태를 의미한다. 이러한 강체의 위치 및 자세는 기구학에서 일반적으로 3×4 행렬 [I J K O]로 표현

되는 지역 좌표계를 통해 정의된다. 여기서 (**I, J, K**)는 각 좌표축의 방향을 전역 좌표계(Global Coordinates System)에 대해 표현한 단위 벡터들이며, **O**는 좌표계의 원점을 나타낸다.

우선 경골 전체의 전역 좌표계(**{G}**)를 **Fig. 2(a)**와 같이 경골고평부의 중심을 원점 **O**, 외-내측(Lateral-medial) 방향의 **X** 축, 전-후(Anterior-posterior) 방향의 **Y** 축, 그리고 경골의 기계적 축(Mechanical Axis)과 평행한 하-상(Inferior-superior) 방향의 **Z** 축으로 설정한다. 여기서 기계적 축이란 **Fig. 2(a)**의 왼쪽 그림에서처럼 대퇴골두중심점(Femoral Head Center, FHC)과 경골 하단의 중심점을 연결하는 선⁽¹⁴⁾이다. 잘려진 두 부분의 경골의 상대적 자세를 표현하기 위한 지역 좌표계들은 교정 전의 지역좌표계 **{C}**, 그리고 교정 후 변경된 하부 경골의 상대적 자세를 표현하기 위한 지역좌표계 **{C'}**로 나뉜다. **Fig. 2(b)**와 같이 교정 전 지역 좌표계의 원점은 잘려진 면에 존재하는 경골개방측 상의 한 점에 위치한다. 이 점은 이후에 자세히 설명될 Gap angle 과 Wedge angle 의 두 축이 교차하는 점이다. 그리고 **z** 축은 잘려진 절단면에 수직인 방향으로 설정하며, **y** 축은 전내측피질부접선(Anteromedial Cortex Oblique Line, ACOL) 방향으로, 그리고 **x** 축은 나머지 두 축과 수직을 이루도록 설정하도록 한다. 설정된 지역 좌표계의 자세한 수학적 표현식은 이후 3장에서 소개한다.

지역 좌표계들을 통해 측정되는 OWHTO 의 주요변수는 다음과 같이 정리될 수 있다.

- 1) 내반교정각
- 2) 경골후방경사각
- 3) 경골뒤틀림각
- 4) 경골개방측각
- 5) Gap Angle
- 6) Wedge Angle

간략히 각 변수를 설명하자면, 관상면과 시상면에서 측정되는 각각의 내반교정각(**Fig. 5(a)**)과 PSA(**Fig. 5(b)** 좌측상단)의 변화량 및 경골뒤틀림각(**Fig. 5(a)** 우측상단)은 수술의 성공 여부를 결정하는 목적 변수(Objective Parameters)들이다. 즉, 환자의 내반 변형 상태에 따라 수술 전에 미리 이들의 목표치가 설정되며, 그 만족 여부로 수술의 성공 여부를 판단한다. 이 중 내반교정각은 이 수술의 목적인 내반 변형의 교정 정도를 나타내는 각도로 가장 우선적으로 만족되어야 하는 변수이다. 또한 경골 뒤틀림각은 기존의 연구들에서 언급되지 않은 새로운 변수로서, **Fig. 3** 에서처럼 내반교정각과 PSA

가 동일하지만 결과 경골 자세가 다를 수 있음을 의미하는 각도이다. 이 변수의 변화는 기존 경골의 해부학적 축의 뒤틀림(twist)을 의미하므로 이 역시 중요하게 관찰되어야 할 변수이다. Gap angle(**Fig. 5(a)** 좌측하단)과 Wedge angle(**Fig. 5(a)** 우측하단), 경골교정측각은 수술 상에 집도의가 조정할 수 있는 수술 변수(Surgical Parameters)들이다. 일반적인 OWHTO 수술은 경골개방측을 중심으로 Gap angle 을 주어 내반교정각을 만족시킨 후, 이 과정에 의도치 않게 발생한 PSA 의 변화를 Wedge angle 을 보정하여 원 상태로 교정하는 순으로 진행된다.

주목할 점은 이 변수들이 하나의 현상(잘린 경골의 삼차원적 자세 변화)을 어느 시각에서 측정하였는가에 따라 달리 정의되었다는 것이다. 즉, 삼차원 상의 임의의 두 벡터간의 각도도 바라보는 방향에 따라 그 각도가 달리 측정되는 것과 같은 이치이다. 따라서 본 연구에서는 설정된 지역좌표계의 각 축을 해당 시점의 평면에 투영(Projection)하여 각 주요 변수들을 측정하기로 한다. 우선 변수들을 투영하기 위한 평면들을 정의하면, 내반교정각과 PSA 의 변화는 **Fig. 2** 에 나타난 관상면(**XZ** 평면)과 시상면(**YZ** 평면)에서 관찰되며, 그 외의 주요변수를 측정하기 위한 평면들은 **Fig. 4** 에 나타내었다. 즉, Gap angle 은 경골개방측을 중심으로 한 회전운동에 의한 각도이므로 경골개방측과 수직인 평면(**Fig. 4** 의 **P_G**)에서 관찰되어야 한다. 또한 Wedge Angle 은 블레이드의 진입방향에서 보았을 때 절개된 전내측피질부접선 간의 각도이므로 블레이드 진입 방향의 수직인 평면(**Fig. 4** 의 **P_w**)에서 측정한다. 그 외의 경골개방측각과 경골뒤틀

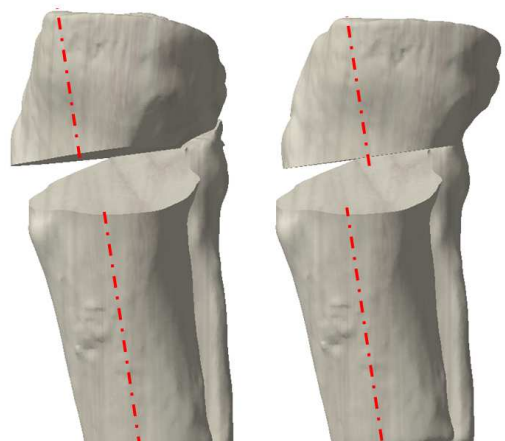


Fig. 3 Different tibial positions with the same coronal angle and posterior slope angle (Sagittal plane)

림각은 각각 절단면(P_{cut})과 수평면(XY 평면)에서 측정될 수 있다.

앞서 정의된 평면들을 이용한 각 주요 변수들의 측정 방안을 Fig. 5에 나타내었다. 본 논문에서는 임의의 벡터 a 를 평면 B 에 투영하였을 때 이를 $a \parallel B$ 라고 표기하기로 한다. 즉, z' 축을 관상면(P_C)에 투영한 벡터의 표현식은 $z' \parallel P_C$ 가 된다. Fig. 5(a)는 내반교정각을 측정하는 예이다. 내반교정각은 관상면상에서 관찰되는 교정 각도로, 그림에서처럼 분리된 지역좌표계의 K 방향 축들(z, z')을 관상면(P_C)에 투영하여 두 투영벡터 간의 각도로 내반교정각을 측정한다. 이와 동일한 방법으로 다른

주요 변수들 또한 Fig. 5(b)와 같이 해당 평면으로 투영되어 측정할 수 있다. PSA의 변화량을 측정하고자 할 경우에는 역시 두 좌표계의 z 방향 축들(z, z')을 시상면(P_S)으로 투영하여 측정한다. Gap angle은 x 방향 축들(x, x')을 경골개방축 방향과 수직한 평면(P_G)으로 투영하여 측정하며, Wedge angle은 블레이드 진입 방향과 수직한 평면(P_W)에 y 방향 축들(y, y')을 투영하여 측정한다. 마지막 경골뒤틀림각은 수평면(P_H)에 x 방향 축들을 투영하여 측정할 수 있다.

2.2 주요변수들 간의 상관관계 평가

OWHTO 시 의도하지 않은 각도의 변화를 피하고 내반교정각만을 조정하기 위한 축을 찾기 위해서는 각 주요 변수들 간의 상관관계에 대한 선형 분석이 요구된다. 따라서 본 섹션에서는 주요 변수들 간의 영향을 관찰한다. Fig. 6에 수술 변수의 조정이 각 목적 변수의 값들에 미치는 영향을 그래프로 나타내었다. Fig. 6(a)는 Gap angle/Wedge angle의 조정으로 인한 각 목적 변수들의 변화를 기울어진 경골개방축에 따라 나타내었고, (b)는 경골개방축의 각도 변경으로 인한 각 목적 변수들의 변화를 표시하였다. 각 그래프에 실측된 수치(point)들과 해당 각도의 수학모델(line)을 함께 표시하였다. 수학 모델은 해당 변수들의 투영평면들 간의 각도를 이용한 삼각함수(cosine, sine) 모델이다. 수학 모델과 실측 점과의 오차는 수작업을 통한 가상 수술 시뮬레이션에 누적된 오차이다. 본

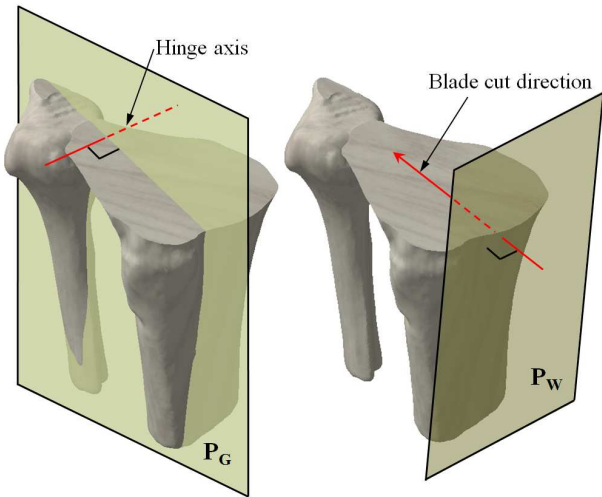


Fig. 4 Definition of two planes to estimate gap angle and wedge angle

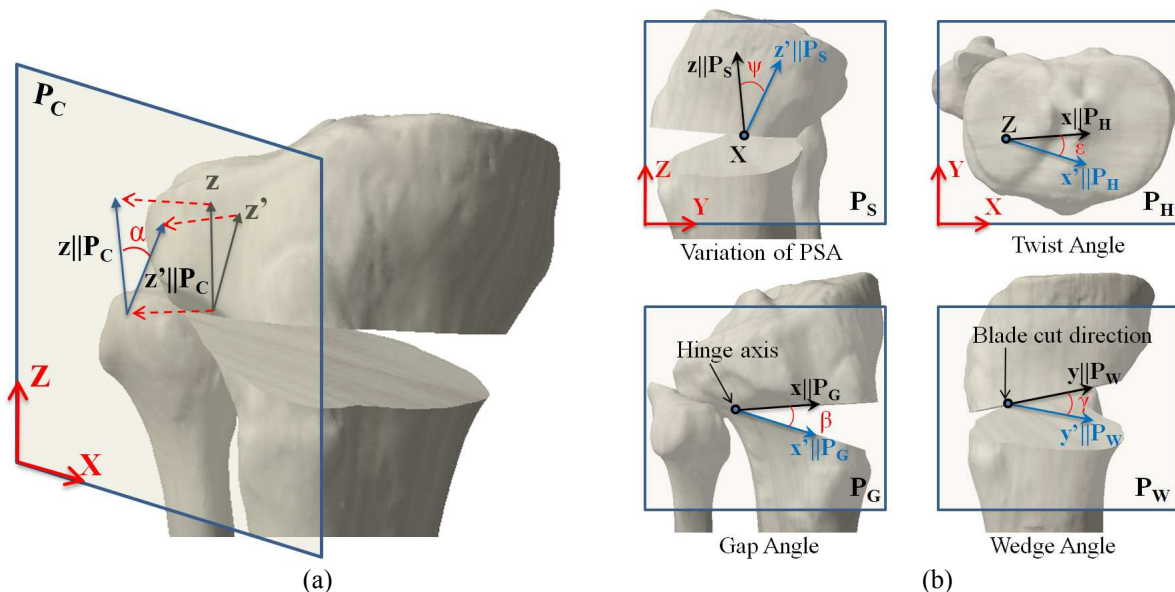


Fig. 5 Principle parameters estimation using projected two local coordinates: (a) Coronal angle estimation with projecting local axes to the coronal plane; (b) Views of projected plane represents the principle parameters

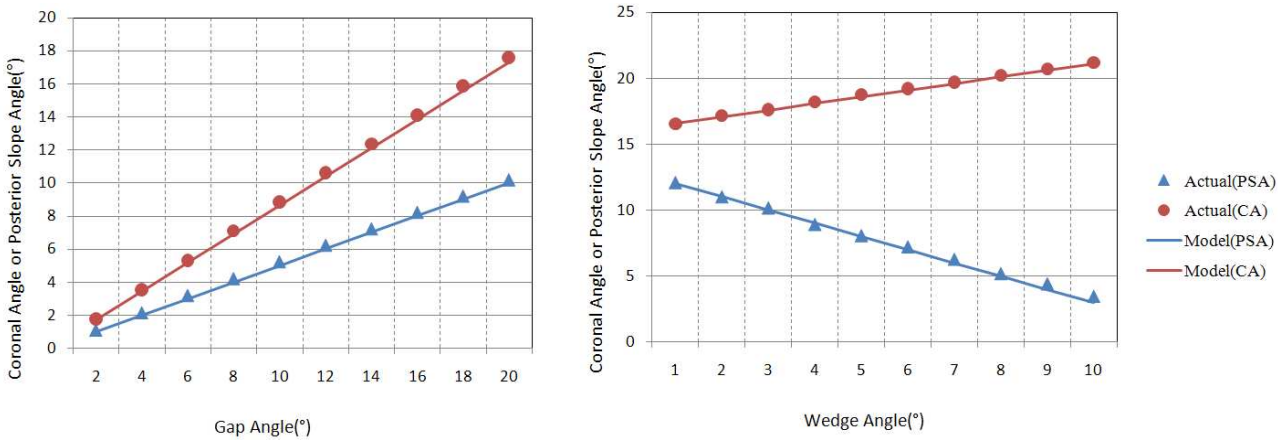
논문의 가상 수술 시스템으로는 Dassault Systems의 CATIA v5를 사용하였다.

Fig. 6(a)는 경골개방축의 각(hinge axis angle)이 30°인 모델을 사용해 실측한 그래프이다. 왼쪽 그래프는 Gap angle에 따른 내반교정각과 PSA의 변화를 나타내었다. 이 그래프를 통해 수술 전에 결정된 목표 내반교정각의 만족을 위해서는 목표치 이상의 Gap angle을 주어야 함을 알 수 있다. 이는 단순히 내반교정각을 Gap angle로 적용하지 말아야 하는 근거가 된다. 예를 들어, 경골개방축이 30° 기울어진 상황에서 내반교정각 10°를 만족하기 위해선 Gap angle을 약 12°를 적용시켜야 함을 알 수 있다. 또한 Fig. 6(a)의 왼쪽 그래프에서는 기존의 연구들에서의 보고와 같이 기울어진 경골개방축으로 인해 Gap angle의 조정함에 따라 PSA도 동시에 증가하는 것을 관찰할 수 있다. Fig. 6(a)의 오른쪽 그래프는 Wedge angle의 조정에 따른 목적 변수들의 변화를 나타내었다. Gap angle과 달리 Wedge angle의 증가에 PSA 각도가 감소

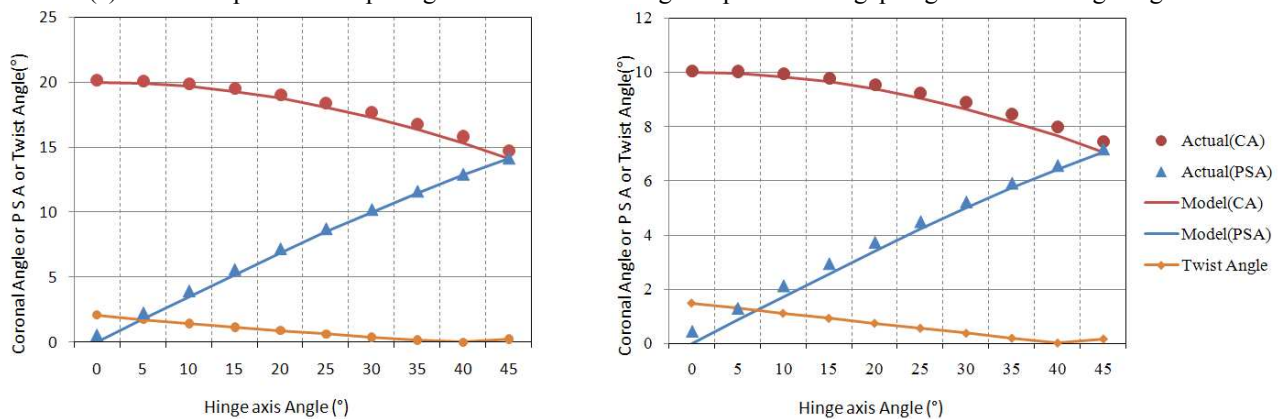
하는 것을 알 수 있다. 즉, Gap angle의 변화에 따른 PSA의 증가량을 Wedge angle의 조정으로 보정할 수 있음을 의미한다.

Fig. 6(b)에서는 경골개방축의 각도 변화에 따른 목적 변수의 변화를 나타내었다. 왼쪽의 그래프는 Gap angle을 20°로 개방하였을 때의 그래프이며, 오른쪽의 그래프는 10°로 개방한 그래프이다. Fig. 6(b)의 두 그래프에서 경골개방축이 0°일 때, 교정된 Gap angle이 내반교정각과 동일하며 PSA의 변화도 일어나지 않음을 알 수 있다. 이는 결국 PSA 변화의 원인이 기존 연구들^(7,8)에서 밝힌 내용과 동일한 결과이다. 하지만 경골개방축이 삼차원적으로 기울어진 절단면 상에 있을 경우에는 경골개방축각이 0°라도 전역좌표계의 전후방선과 평행하지는 않다. 따라서 이에 따른 경골뒤틀림각의 발생을 그래프에서 확인할 수 있다.

종합적으로 볼 때, Fig. 6의 그래프를 통해 수술 변수의 조정으로 목적변수의 목표치를 만족시키는 방법에 중요한 문제점을 발견할 수 있다. 본 측정



(a) The tibial posterior slope angle and the coronal angle depend on the gap angle and the wedge angle



(b) The tibial posterior slope angle/the coronal angle/twist angle depend on the hinge axis angle

Fig. 6 Principal parameters in OWHTO. Each point represents the measured value from the tibia model and each curve shows its corresponding mathematical model

을 통해 경골개방축이 기울어져 있을 때 Gap angle의 조정은 내반교정각과 PSA에 영향을 주며, Wedge angle 역시 세 목적 변수에 영향을 준다는 것을 확인했다. 이는 변수 각도들이 서로 밀접하게 연관(coupled)되어 있음을 의미한다. 공리설계론(Axiomatic Design)⁽¹¹⁾적인 시각에서 평가하면 하나의 종속변수는 하나의 독립변수에 의해 조정되어야 하는데, 현재 OWHTO의 변수들은 이를 위반하고 있다. 다시 말해, Gap angle의 조정으로 목표하는 내반교정각을 맞춘다 하여도 PSA 변화를 보정하기 위해 적용되는 Wedge angle로 인해 다시 내반교정각이 변화되고, 결국 여러 번의 반복 과정을 통해야만 요구조건을 만족시킬 수 있음을 의미한다. 따라서 다음 3 장에서는 다른 시점의 각도에 영향을 미치지 않고 내반교정각만을 독립적으로 조정할 수 있는 새로운 방안을 제안한다.

3. 목표 경골 교정 자세 획득

기존의 수학적 접근의 해석 연구들은 절단면 상에 종속된 교정축들을 중심으로 한 경골 교정 모델을 사용하였기 때문에, 절단면의 기울어짐과 함께 교정 축 또한 기울어져 앞서 언급된 변수들의 연관성에 따른 문제점들을 갖게 된다. 따라서 본 논문에서는 절단면의 위치 및 기울기와 상관없이 내반교정각만을 조정할 수 있는 가상의 교정 축을 찾고, 이를 사용해 요구조건을 만족하는 경골자세를 구하는 방안을 제안한다.

3.1 가상경골교정축의 정의

2 장의 주요변수 관찰 결과를 통해 경골교정축이 전후방 방향과 평행할 때 PSA에 영향을 주지 않고 내반교정각만을 교정할 수 있음을 알 수 있었다. 하지만 앞서 언급한 것과 같이 일반적인

OWHTO 수술 시 이상적 교정축인 전후방선은 절단면 상에 존재하지 않을 확률이 높다. 따라서 본 연구에서는 이처럼 절단면에 상관없이 내반교정각만을 교정할 수 있는 이상적 회전축을 가상경골교정축(a_v , Virtual Tibial Correction Axis, 이하 HTO 축)이라 정의하고, 이 축을 중심으로 한 회전행렬을 가상경골교정행렬(R_A , Virtual Tibial Correction Matrix)이라 정의한다. 그리고 이를 이용하여 요구된 조건인 다른 각도의 변화 없이 주어진 내반교정각만을 만족하는 경골의 교정 자세를 획득하도록 한다.

이상적 교정 축을 찾기에 앞서 우선적으로 지역 좌표계를 수학적으로 정의할 필요가 있다. 일반적인 절단면 P_{CUT} 을 정의하기 위해 본 연구에서는 Fig. 7과 같이 세 점 p_o, p_M, p_A 의 정보를 이용한다. 점 p_M 과 p_A 는 전내측피질부 상의 블레이드가 삽입되는 라인을 의미하며 점 p_o 는 경골개방의 중심이 되는 점이다. 교정 전 지역좌표계 $[x \ y \ z]$ 로 표현되는 $\{C\}$ 의 각 축들은 다음 식 (1)과 같이 계산할 수 있다.

$$\begin{aligned} x &= (\overrightarrow{p_o p_A} \times \overrightarrow{p_o p_M}) \times \overrightarrow{p_A p_M} \\ y &= \overrightarrow{p_A p_M} \\ z &= (\overrightarrow{p_o p_A} \times \overrightarrow{p_o p_M}) \\ o &= p_o \end{aligned} \tag{1}$$

HTO 축은 2 장의 측정 결과를 바탕으로 일차적으로는 HTO 축이 전후방 방향 (전역좌표계의 Y 축)과 평행하도록 설정한다. 하지만 여기서 유의해야 할 점은 앞의 Fig. 6(b) 측정 결과와 같이 Y 축으로 교정할 경우 경골뒤틀림각이 발생할 수 있으므로, 이를 방지하기 위한 조정이 필요하다. 따라서, 본 연구에서는 Fig. 8에 나타난 것처럼 시상

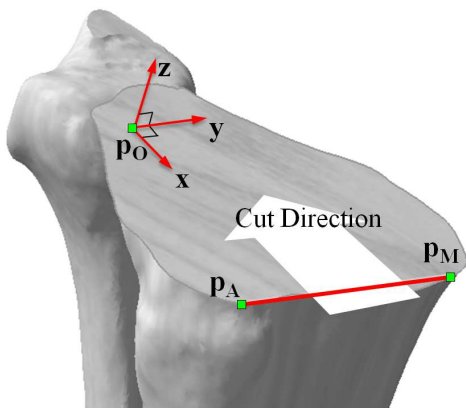


Fig. 7 Three points p_o, p_M, p_A to define a tibial cut plane P_{CUT}

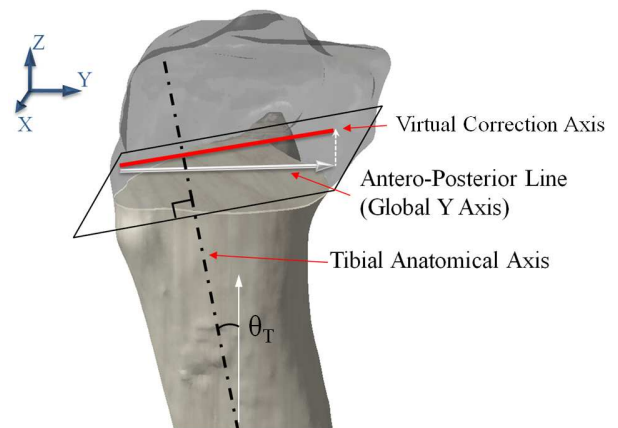


Fig. 8 Normal plane to anatomical tibial axis and a projected virtual tibial correction axis

면 상의 경골해부학적 축과 수직인 평면에 \mathbf{Y} 축을 투영하여 한 HTO 축을 통해 경골뒤틀림각의 발생을 방지하였다. 즉, 시상면에서 관찰되는 교정 방향을 해부학적축 방향과 일치시켜 교정에 따른 경골의 뒤틀림을 방지하였다. 이렇게 설정된 HTO 축 방향은 다음 식 (2)와 같이 표현될 수 있다. 여기서 θ_T 는 시상면에서의 경골해부학적축의 기울어진 각도이다.

$$\text{Direction of } \mathbf{a}_V = \begin{bmatrix} 0\mathbf{i} \\ \cos\theta_T\mathbf{j} \\ \sin\theta_T\mathbf{k} \end{bmatrix} \quad (2)$$

HTO 축의 결정을 위해 마지막으로 고려해야 할 것은 축의 위치이다. 즉, 축의 방향은 결정하였지만 그 축이 지나가는 점의 위치에 따라 경골의 분리된 자세가 달라질 수 있기 때문이다. 따라서 OWHO 수술 시 어느 부위가 실제 회전 운동들에 중심이 되는 지를 고려하여야 한다. 실제로, 두 번의 회전운동(Gap/Wedge)으로 인한 실효경골개방축은 직선이 아닌 두 축이 만나는 점이다. 즉, Gap angle의 조정에선 외측피질부에 남아있는 뼈가 직선의 형태인 경골 개방축의 역할을 수행하지만, 다른 방향의 회전인 Wedge angle의 조정으로 인해 최종적인 뼈의 축은 점의 개념이 된다. 따라서 HTO 축은 경골개방축 상에서 Wedge angle의 축과 교차하는 전방부의 한 점 \mathbf{p}_0 를 지나는 것으로 한다.

3.2 요구된 목표 경골 교정 자세

지금까지의 정보를 종합하면 최종적인 가상의 HTO 회전축은 경골회전축의 한 점을 통과하며 경골의 해부학적 축에 수직한 평면 상으로 투영된 전후방 선으로, 식 (2)와 같이 계산됨을 알 수 있다. 본 HTO 축을 중심으로 한 회전 운동은 오로지 내반교정각에만 영향을 주는 것이므로 이를 통해 적정 경골교정자세를 획득할 수 있다.

임의의 한 단위 벡터 \mathbf{a}_V 를 중심으로 내반교정각만큼 회전한 회전 행렬은 식 (3)과 같다.⁽¹²⁾

$$\mathbf{R}_A = \mathbf{a}_V \otimes \mathbf{a}_V + \cos\alpha(1 - \mathbf{a}_V \otimes \mathbf{a}_V) + \sin\alpha[\mathbf{a}_V]_x \quad (3)$$

여기서 \otimes 는 벡터의 텐서곱(tensor product)을 의미하며 $[\mathbf{a}_V]_x$ 는 식 (4)과 같이 표현되는 벡터 \mathbf{a}_V 의 교대행렬(Skew symmetric form)을 의미한다. 식 (4)에서 C_T 는 $\cos\theta_T$, S_T 는 $\sin\theta_T$ 를 의미한다.

$$[\mathbf{a}_V]_x = \begin{bmatrix} 0 & -S_T & C_T \\ S_T & 0 & 0 \\ -C_T & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (4)$$

식 (3)은 기구학에서 일반적으로 사용되는 다소 복잡한 행렬식이지만 식 (2)의 각 요소를 대입하여 정리하면 최종적으로 가상경골교정행렬 \mathbf{R}_A 는 다음 식 (5)와 같이 표현할 수 있다. 식 (5)에서 C_α 와 S_α 는 각각 $\cos\alpha$ 와 $\sin\alpha$ 를 의미한다.

$$\mathbf{R}_A = \begin{bmatrix} C_\alpha & -S_T S_\alpha & C_T S_\alpha \\ S_T S_\alpha & C_T^2 + (1 - C_T^2)C_\alpha & C_T S_T(1 - C_\alpha) \\ -C_T S_\alpha & C_T S_T(1 - C_\alpha) & S_T^2 + (1 - S_T^2)C_\alpha \end{bmatrix} \quad (5)$$

교정된 경골의 상대적 교정자세를 나타내는 지역좌표계 $\{\mathbf{C}'\}$ 은 RA 회전행렬과의 연산을 통해 도출될 수 있다. 예를 들어, θ_T 가 0 도라면 \mathbf{a}_V 의 식 (2)는 $\{0, 1, 0\}$ 이 되어 Y 축과 평행하게 되고, 이를 축으로 한 가상교정행렬 \mathbf{R}_A 의 식 (5)는 식 (6)과 같이 계산될 수 있다.

$$\mathbf{R}_A = \begin{bmatrix} C_\alpha & 0 & S_\alpha \\ 0 & 1 & 0 \\ -S_\alpha & 0 & C_\alpha \end{bmatrix} \quad (6)$$

최종적으로 교정 후의 지역좌표계 $\{\mathbf{C}'\}$ 을 계산하는 식은 식 (7)과 같다. 여기서 $\{x_0, y_0, z_0\}$ 는 지역좌표계의 원점 \mathbf{p}_0 의 좌표이며, \mathbf{T}_P 는 \mathbf{p}_0 에서 전역좌표계의 원점 \mathbf{O} 로의 이동행렬이다.

$$\begin{aligned} \{\mathbf{C}'\} &= \mathbf{T}_P \mathbf{R}_A \mathbf{T}_P^{-1} \{\mathbf{C}\} \\ &= \begin{bmatrix} C_\alpha & 0 & S_\alpha & -x_0 C_\alpha - z_0 S_\alpha + x_0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -S_\alpha & 0 & C_\alpha & x_0 S_\alpha - z_0 C_\alpha + z_0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \{\mathbf{C}\} \quad (7) \end{aligned}$$

$\{\mathbf{C}'\}$ 의 각 축에 대해 식 (7)을 표현하면 다음 식 (8)과 같이 정리될 수 있다.

$$\begin{aligned} \mathbf{x}' &= C_\alpha \mathbf{x} + S_\alpha \mathbf{z} + \mathbf{o}(-x_0 C_\alpha - z_0 S_\alpha + x_0) \\ \mathbf{y}' &= \mathbf{y} \\ \mathbf{z}' &= -S_\alpha \mathbf{x} + C_\alpha \mathbf{z} + \mathbf{o}(x_0 S_\alpha - z_0 C_\alpha + z_0) \\ \mathbf{o}' &= \mathbf{o} \end{aligned} \quad (8)$$

θ_T 가 0 도가 아닌 일반적 \mathbf{a}_V 의 경우는 식 (5)를 식 (7)에 대입하여 교정 후의 경골자세인 $\{\mathbf{C}'\}$ 를 계산할 수 있다.

3.3 획득된 경골 자세를 구현하기 위한 수술 변수 도출

도출된 경골의 적정교정자세를 실제 수술에 적용하기 위해서는 기존의 수술 변수로 표현해야 할 필요가 있다. 도출된 결과를 수술에 적용하는 방법은 크게 두 종류의 수술 변수로 나눌 수 있다. 첫째는 Gap angle 및 Wedge angle 와 같은 각도를 통해 경골교정자세를 표현하는 방법이고, 두 번째는 실제 집도의가 보는 전내측피질부 상의 특정 두 지점 간의 벌어진 거리들로 표현하는 것이다.

첫째 방법은 수술 변수인 Gap angle 과 Wedge angle 을 역으로 계산하여 수술에 적용토록 하는 것인데, 두 변수들은 2 장에 설명한 지역좌표계를 투영하는 방법으로 계산할 수 있다. 예를 들어 지역좌표계의 x 축을 Gap angle 을 측정하기 위한 평면 P_G 에 투영한 벡터 $x||P_G$ 는 식 (9)와 같이 표현된다. 식 (8)에서 n_p 는 평면 P_G 의 수직벡터이다.

$$x||P_G = x - (x \cdot n_p)n_p \tag{9}$$

이를 이용하여 투영된 두 좌표축들간의 각도를 계산할 수 있다. Gap angle 은 두 지역좌표계의 x 축과 x'축을 Fig. 4 의 P_G 평면으로, Wedge angle 은 y 축과 y'축을 Fig. 4 의 P_W 평면으로 투영시켜 계산한다. 이들의 수학적 표현식은 다음 식 (10), (11) 과 같다. 이는 앞선 유사 연구⁹⁾의 수식에 절단면을 고려한 일반적 표현식이라 볼 수 있다.

$$\beta = \cos^{-1}\{(x||P_G) \cdot (x'||P_G)\} \tag{10}$$

$$\gamma = \cos^{-1}\{(y||P_W) \cdot (y'||P_W)\} \tag{11}$$

두 번째 방법인 전내측피질부 상의 두 지점 (전측점 p_A , 내측점 p_M) 간의 벌어진 거리로 경골의 교정 자세를 표현하는 것은 단순하지만 집도의로 하여금 특정 각도로 조정해야 하는 첫째 방법에 대한 부담을 덜어줄 수 있다. 이 거리는 두 지역좌표로 표현된 각 점의 상대적 위치를 통해 구할 수 있다. 가령, 전역좌표계의 원점을 지역 좌표계와 일치 시킨 후 θ_T 가 0 도라 한다면, 내측점 p_M 과 교정 후 내측점 p_M' 과의 거리 G_M 은 다음 식 (12)와 같이 계산될 수 있다.

$$G_M = \sqrt{2(x_M^2 + z_M^2)(1 - \cos\alpha)} \tag{12}$$

여기서 x_M 과 z_M 은 각각 p_M 의 x 좌표, z 좌표이다. 이와 동일한 방법으로 p_A 의 거리 G_A 도 식

(13)과 같이 계산된다. 특히 이 두 식을 내측에서 들어간 절단면으로 값을 설정하면 앞선 연구¹⁰⁾의 수학적모델과 일치하게 된다.

$$G_A = \sqrt{2(x_A^2 + z_A^2)(1 - \cos\alpha)} \tag{13}$$

4. 결과 및 고찰

본 논문에서 제시한 HTO 축을 이용한 방법을 검증하기 위해 본 연구에서는 3 개의 사체 경골 모델을 대상으로 제안된 방법의 가상 HTO 수술을 수행하였다. HTO 수술은 집도의의 수작업에 의한 절단이 이루어지므로 기울기와 방향의 변동이 발생한다. 따라서 3 개의 경골 모델의 블레이드 절단면 설정은 본 연구에서 제시한 방법의 일반성을 검증할 수 있도록 다양한 값으로 설정되었으며, 그 값들은 Table 1 에 나타내었다. ‘Blade direction’ 은 전내측(Anteromedial, AM)과 정내측(True Medial, M) 방향으로 구분하였고, ‘Offset Distance’는 경골 고평부와 블레이드 진입선의 거리차이를 나타낸다. 또한 경골개방축의 각도 변화는 모든 모델에 0°에서 45° 사이로 변화를 주었다. 각 모델마다 다양한 내반교정각을 설정하여 다양한 사례를 검증할 수 있도록 하였고, PSA 와 경골뒤틀림각은 모든 모델에 변화가 없도록 설정하였다.

Table 2 에 제안된 방법을 이용해 계산된 수술 변수 값들, 그리고 계산된 변수 값이 적용된 모델의 측정 결과를 나타내었다. 경골 모델 1 그룹에서는 입력된 내반교정각과 실측된 교정각의 오차 평균이 0.022°, 2 그룹에서는 0.023°, 그리고 3 그룹

Table 1 Cut plane settings of each tibia model

	Model_1	Model_2	Model_3
Blade direction	Antero-medial	Antero-medial	Medial
Offset Distance	30mm	40mm	40mm
Slope Angle	15°	20°	20°
Hinge Axis Variation	0° ~ 45°	0° ~ 45°	0° ~ 45°
Desired Coronal Angles	7, 9, 10, 11, 19, 20, 22(°)	8, 10, 12, 17, 19, 20 (°)	7, 9, 10, 13, 14, 18, 20, 21(°)

Table 2 Verification results of the proposed OWHTO model

Model					Input			Surgical Parameters				Actual Result		
Grp.	Blade	Slope	Offset	Hinge	Coronal	Δ PSA	Twist	Ga	Gm	Gap	Wedge	Coronal	Δ PSA	Twist
1	AM	15	30	0	11	0	0	4.753	9.300	10.789	8.242	11.003	0.169	0.016
					20	0	0	8.611	16.849	19.616	14.961	19.991	0.004	0.022
1	AM	15	30	10	10	0	0	4.500	8.678	9.691	7.493	10.000	0.170	0.015
					19	0	0	8.521	16.434	18.337	14.216	19.001	0.036	0.022
1	AM	15	30	20	9	0	0	4.285	8.046	8.359	6.745	9.000	0.168	0.014
					20	0	0	9.484	17.807	18.517	14.961	19.999	0.004	0.022
1	AM	15	30	30	7	0	0	3.507	6.432	6.029	5.247	6.993	0.155	0.012
					22	0	0	10.961	20.104	18.872	16.450	22.000	0.071	0.022
1	AM	15	30	45	9	0	0	4.803	8.558	6.385	6.745	9.004	0.168	0.014
					18	0	0	9.576	17.064	12.728	13.471	18.000	0.064	0.021
2	AM	20	40	0	12	0	0	4.974	9.370	11.648	8.315	12.008	0.431	0.023
					20	0	0	8.263	15.565	19.420	13.835	20.000	0.389	0.031
2	AM	20	40	10	8	0	0	3.366	6.344	7.708	5.546	8.000	0.355	0.016
					19	0	0	7.963	15.010	18.254	13.146	19.000	0.408	0.031
2	AM	20	40	20	10	0	0	4.373	8.096	9.266	6.931	10.008	0.401	0.020
					20	0	0	9.090	16.130	18.456	13.835	20.000	0.389	0.031
2	AM	20	40	30	5	0	0	2.269	4.132	4.329	3.467	5.000	0.254	0.011
					17	0	0	7.690	14.002	14.605	11.768	16.992	0.435	0.029
2	AM	20	40	45	10	0	0	4.534	8.256	8.624	6.931	10.003	0.401	0.020
					20	0	0	9.034	16.450	17.166	13.835	20.000	0.389	0.031
3	M	20	40	0	10	0	0	4.180	8.288	9.999	6.884	9.996	0.041	0.003
					21	0	0	8.713	17.033	20.998	14.343	21.000	0.054	0.014
3	M	20	40	10	13	0	0	5.772	11.018	12.800	8.918	13.000	0.047	0.000
					20	0	0	8.843	16.779	19.709	13.666	20.008	0.054	0.011
3	M	20	40	20	12	0	0	5.637	10.497	11.279	8.239	11.991	0.045	0.001
					18	0	0	8.426	15.590	16.959	12.310	18.000	0.053	0.008
3	M	20	40	30	10	0	0	4.944	9.040	8.661	6.884	10.009	0.041	0.003
					17	0	0	8.369	15.144	14.803	11.632	17.001	0.053	0.006
3	M	20	40	45	7	0	0	3.691	6.667	4.940	4.860	6.997	0.032	0.006
					20	0	0	10.453	18.381	14.393	13.666	20.000	0.054	0.011

에서는 0.030°로 측정되어 비교적 균일한 결과를 나타내었다. PSA의 변화량의 평균은 1 그룹이 0.101°, 2 그룹이 0.385°, 그리고 3 그룹이 0.047° 차이를 보였다. PSA의 오차는 다소 변동이 있는 것으로 보아 본 연구에서 제시한 PSA의 측정 방안은 절단면의 방향에 영향을 다소 받는 것으로 판단되어 보완이 필요하다. 마지막으로 경골뒤틀림각의 평균 변화량은 1 그룹이 0.018°, 2 그룹이 0.024°, 3 그룹이 0.006°로 측정되었다.

특히, 경골개방축에 따른 각 각도의 오차를 보면 경골개방축이 전후방선과 0° 차이일 때는 평균 0.181°의 오차가 발생하고, 10°일 때 0.178°, 20도일 때 0.177°, 30°일 때 0.168°, 45°일 때 0.185°의 비교적 균일한 오차가 발생하였다. 이는 본 연구에서 제시한 방법이 절단면 및 경골개방축의 기울기에 영향을 거의 받지 않는 것임을 나타내는 결과이다. 오히려 환자의 경골의 형상 및 가상 수술 수행 환경의 정밀도에 따른 약간의 오차 변동을 보였다.

따라서 본 연구에서 제시한 방법의 성공적 적용을 위해서는 환자의 정밀한 삼차원 경골 모델 획득과 시뮬레이션 시스템의 정교한 운용 능력이 필요함을 알 수 있다.

수술변수를 관찰해보면 2장의 실험 결과와 같이 경골개방축의 각도가 증가할수록 내반교정각과 Gap angle의 차이가 증가함을 알 수 있으며, 기존 임상 연구의 결과에서 거론된 것처럼 PSA가 변동하지 않는 G_A 와 G_M 의 비율이 약 두 배임을 확인할 수 있었다. 하지만 경골의 형상 및 절단면에 따라 그 정도가 변동할 수 있음을 유의하여야 한다. 또한 본 측정 결과로부터 절단면에 따라 각 수술 변수가 변동하는 것을 확인할 수 있다. 예를 들어 같은 경골개방축각(20°)과 요구조건(내반교정각 20°)을 가지는 항목의 수술 변수들을 비교했을 때, G_A 가 약 0.5mm, G_M 이 약 1.6mm 차이를 보인다. 이는 절단면의 위치 및 기울기가 실제 수술에 반영이 되어야 함을 의미한다.

전체적으로 평가하였을 때 내반교정각은 입력 값과 실 측정값이 0.026° , PSA 와 경골뒤틀림각은 각각 0.177° , 0.016° 로 기존 연구들의 해석 모델에 비해 일반적인 적용이 가능한 해석 모델임을 입증할 수 있다.

5. 결 론

본 논문에서는 최근 보편화되고 있는 경골근위 개방형절골술(OWHTO)에 관련된 연구들에서 공론화된 문제(의도하지 않은 각도의 변화)를 해결하고 요구된 경골교정자세를 획득할 수 있는 일반적 해석 모델을 제안하였다. 이를 위해 우선적으로 OWHTO 에 사용되는 주요 변수들을 정의하였다. 각 변수들은 분리된 각 경골에 설정된 지역좌표계를 통해 측정되었으며, 이 방법으로 각 변수들간의 영향을 규명하였다. 이를 통해 수술 변수인 Gap angle 과 Wedge angle 의 조정으로 목적 변수의 목표치를 만족하는 기존의 방법은 변수들간의 연관성으로 인한 문제점을 갖고 있음을 알 수 있었다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 본 연구에서는 다른 시점에서의 각도에 영향을 주지 않고 오로지 내반교정각에만 영향을 미치는 가상경골교정축을 정의하고, 이를 통해 적정 결과를 획득하는 방안을 제안하였다. 즉, 찾은 가상경골교정축은 경골의 해부학적축의 기울기가 θ_1 일 때, $[0i, \cos\theta_1j, \sin\theta_1k]$ 의 방향성분을 가지며, 경골개방축의 전방부 한 점을 통과한다. 요구조건을 만족하는 적정 교정자세는 이 축을 중심으로 분리된 경골의 지역좌표계를 회전하여 얻을 수 있었다. 나아가 찾은 결과를 실제 수술에 적용할 수 있도록 기존의 수술 변수로 도출하는 방안을 설명하였고, 이를 여러 사체 모델에 적용하였을 때 평균 0.073° 의 근소한 오차를 보여 제안된 방법의 일반성을 검증하였다.

본 연구는 기존의 유사 논문들과 동일하게 경골개방축의 위치를 고정된 축으로 가정한 모델이라는 한계를 가진다. 따라서 향후 연구로 경골 개방에 따른 경골개방축의 이동을 고려한 수학적 모델에 대한 연구가 의미 있을 것이다. 또한 본 연구에서 제시한 방법으로 실제 환자에게 적용하였을 때의 적절성을 검토하기 위해 유한요소해석을 수행하는 것이 필요하다. 즉, 수술 전 슬관절의 응력 분포와 제시된 방법으로 수술하였을 때의 응력 분포 결과를 비교하여 본 연구의 타당성을 검토하는 것이다. 나아가 OWHTO 수술에 따른 십자인대의 장력 변화로 인한 후유증에 대한 예측도 동역학해

석을 통해 가능하리라 본다. 또 다른 향후 연구과제로는 본 연구에서 제시한 방법을 시스템으로 만들어 CAS(Computer-Assisted Surgery) 환경을 구축하면 수술 집도 이전에 발생할 수 있는 여러 문제들을 사전에 예측하여 대응할 수 있으리라 생각된다.

감사의 글

이 논문은 2010 년 국방과학연구소 생존성기술 연구센터의 사업으로 지원받아 연구되었습니다. 본 연구에서 사용된 경골 모델은 트리플씨메디칼에서 제공한 사체 모델을 활용하였습니다. 경골 모델링 및 측정 작업에 수고한 한양대학교 CADLAB 이현민, 권강 학생들께 감사를 표합니다.

참고문헌

- (1) Insall, J.N., Joseph, D.M. and Msika, C., 1984, "High Tibial Osteotomy for Varus Gonarthrosis. A Long-Term Follow-up Study," *J Bone Joint Surg Am*, Vol. 66, pp.1040~1048.
- (2) Song, E.-K., 2004, "High Tibial Osteotomy for Oosterarthritis of the Knee," *J. of Korean Orthop. Assoc.*, Vol. 39, No.1, pp.104~107.
- (3) Song, E.-K., Seon, J.-K., Park, S.-J. and Cho, N.-Y., 2009, "Open Wedge High Tibial Osteotomy with Aescula® Plate," *J. of Korean Orthop. Assoc.*, Vol. 43, No. 3, pp. 391~395.
- (4) Chae, D. J., Shetty, G. M., Lee, D. B., Choi, H. W., Han, S. B. and Nha, K. W., 2007, "Tibial Slope and Patellar Height After Opening Wedge High Tibia Osteotomy Using Autologous Tricortical Iliac Bone Graft," *The Knee*, Vol. 15, pp. 128~133.
- (5) Kendoff, D., Lo, D., Goleski, P., Warkentine, B., Loughlin, P. F. O. and Pearle, A. D., 2008, "Open Wedge Tibial Osteotomies Influence on Axial Rotation and Tibial Slope," *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, Vol. 6, pp. 904~910.
- (6) Ozalay, M., Ozkoc, G. and Circi, E., Akpınar, S., Hersekli, M. A., Uysal, M. and Cesur, N., 2008, "The Correlation of Correction Magnitude and Tibial Slope Changes Following Open Wedge High Tibial Osteotomy," *Knee Surg Sports Trumatol Arthrosc*, Vol. 16, pp. 948~951.
- (7) Wang, J., H., Bae, J. H., Lim, H. C., Shon, W. Y., Kim, C. W. and Cho, J. W., 2009, "Medial Open Wedge High Tibial Osteotomy : The Effect of the Cortical Hinge on Posterior Tibial Slope," *The American Journal of Sports Medicine*, Vol. 37, No. 12, pp.

- 2411~2418.
- (8) Hohmann, E. and Bryant, A., 2007, "Closing or Opening Wedge High Tibial osteotomy : Watch Out for the Slope," *Operative Technique in Orthopaedics*, Vol. 17, pp. 38~45.
- (9) Noyes, F. R., Goebel, S. X. and West, J., 2005, "Opening Wedge Tibial Osteotomy : The 3-Triangle Method to Correct Axial Alignment and Tibial Slope," *The American Journal of Sports Medicine*, Vol. 33, No. 3, pp. 378~387.
- (10) Lee, Y. S., Park, S. J., Shin, V. I., Lee, J. H., Kim, Y. H. and Song, E. K., 2009, "Achievement of Targeted Posterior Slope in the Medial Opening Wedge High Tibial Osteotomy: A Mathematical Approach," *Annals of Biomedical Engineering*,
- (11) Suh, N. P., 1998, "Axiomatic Design Theory for Systems," *Research in Engineering Design*, Vol. 10, No.4, pp. 189~209.
- (12) Glenn, M., 2005, "Rotation About an Arbitrary Axis in 3 Dimensions," <http://inside.mines.edu/~gmurray/ArbitraryAxisRotation/ArbitraryAxisRotation.html>
- (13) Craig, J. J., "Introduction to Robotics: Mechanics and Control," 3rd Edition, Addison-Wesley Publishing Company, pp. 19~24.
- (14) Matsuda, Y., Ishii, Y. and Ichimura, K., 2004 "Identifying the Center of the Femoral Head Using Ultrasonography to Assess the Higher Accuracy of Femoral Extramedullary Guides in TKA," *Journal of Orthopaedic Science*, Vol. 9(1), pp. 6~9.