

삼차원 유한 요소 모델을 이용한 전방십자인대 이중다발 재건술 후 전방 전위 및 회전 부하에 따른 이식전 응력 양상 분석

한림대학교 의과대학 정형외과학교실 스포츠의학 연구회, 한국교육기술대 휴먼인터랙션 연구소¹

서영진 · 송시영 · 안정태 · 김운상¹ · 고준호¹ · 장성욱¹ · 유연식

Stress Patterns in the Reconstructed Double Bundles of the Anterior Cruciate Ligament in Response to an Anterior Tibial Load and Rotatory Load: an Analysis using a 3-Dimensional Finite Element Model

Young-Jin Seo, M.D., Ph.D., Si Young Song, M.D., Jung Tae Ahn, M.D., Yoon-Sang Kim, Ph.D.¹, Jun Ho Ko, M.S.¹, Seong-Wook Jang, M.S.¹, Yon-Sik Yoo, M.D., Ph.D.

Hallym Sports Medicine Research Group, Department of Orthopedic Surgery,
Hallym University Medical Center, Korea
Human Interaction Laboratory (HILAB), Korea University of Technology and Education (Korea TECH), Korea¹

Purpose: The aim of this study was to determine the patterns of the stress distribution within the reconstructed anterior cruciate ligament (ACL) double bundles in response to an anterior tibial load and rotatory load at 45° flexed knee model by use of a 3-dimensional finite element analysis (FEM).

Materials and Methods: The 0° and 45° flexed 3-D knee model were reconstructed based on the high resolution computed tomography (CT) images from the right knee of a healthy male subject. To simulate double bundle ACL reconstruction, in 0° analytic model, four 7 mm diameter tunnels were created at the center of each anteromedial (AM) and posterolateral (PL) footprints on the femur and tibia. The grafts were inserted into the corresponding bone tunnels and then reconstructed knee model was flexed to 45°. As a next step, the 5 mm anterior tibial load and internal rotational load of 10° were applied on the final Computer aided design (CAD) model. And then stress patterns of each bundle were assessed using a finite element analysis.

Results: In response to the 5 mm of anterior tibial load, the AM bundle showed increased stresses around the tibial and femoral attachment sites; especially in the anterior aspect of the bundle. In the PL bundle, the highest stress concentration was also noticed on the anterior aspect of the bundle. Under 10° internal rotational load, the stress concentration was predominant around the anterior aspect of the tibial attachment site within the AM bundle. The PL bundle also showed highest stress concentration on the anterior aspect of the bundle.

Conclusion: Although the stress patterns were not identical among the AM and PL bundle, there were common trends in the stress distribution. The stress concentration was predominant on the anterior aspect of both bundles in response to the anterior tibial load and rotatory load.

KEY WORDS: Knee, Anterior cruciate ligament reconstruction, Double bundle, Stress, Finite element model

서 론

* Address reprint request to

Yon-Sik Yoo, M.D., Ph.D.

Department of Orthopaedic Surgery, Chuncheon Sacred Heart Hospital, College of Medicine, Hallym University, 153 Gyo-dong, Chuncheon, Korea
Tel: 82-2-2639-5300, Fax: 82-2-2677-0336
E-mail: ybw1999@gmail.com

접수일: 2012년 7월 9일 게재심사일: 2012년 7월 24일

게재승인일: 2012년 8월 16일

전방십자인대는 대퇴골에 대한 경골의 전방 전위 및 내회전에 저항하는 구조물로 잘 알려져 있다. 최근 전방십자인대의 해부학적 재건술이 강조되면서 전방십자인대의 기능적 두 다발, 즉 전내측 다발과 후외측 다발을 각각 재건하는 이중다발 재건술의 임상 및 생역학적 보고들이 소개되고 있으며 여러 보고에서 회전 안정성 측면에서 기존의 고식적인 over-

the-top 단일 다발 방식에 비하여 우수한 결과를 보인다고 하였다.¹⁻⁴⁾ 성공적인 전방십자인대 재건술을 위해서는 재건된 인대 각 다발의 생역학적 특성을 잘 이해하는 것이 매우 중요하다. 외부 부하에 반응하는 각 다발의 기능에 대하여 최근 발표되고 있는 생역학 연구는 기존의 연구 결과들에서 보고되었던 상반된(reciprocal) 양상이 아닌, 상호 비슷한 정도로 부하를 담당하는 상보적인(complementary) 역할을 한다는 보고들이 제시되고 있다.⁴⁻⁷⁾ 한편, 이러한 기존 실험방식들이 응력 게이지 또는 로보트 측정 시스템으로 분석한 각 다발 전체에 부하되는 평균 in situ force를 바탕으로 한 실험인 반면 유한 요소 해석은 생성된 모델의 어떠한 부위에서도 자유롭게 응력/변형 분포를 확인할 수 있다는 점이 그 고유한 장점이라 할 수 있다.

본 실험실에서는 기존의 보고에서⁷⁾ 전후방 중립 상태에서 슬관절 유한 요소 모델의 굴신 과정을 시뮬레이션 한 바 있으며, 본 연구에서는 삼차원 슬관절 모델에 외부 부하 조건을 첨가하였을 때 이식건의 응력 분포 양상의 유한 요소 해석을 시도하였다. 또한 기존의 사체 실험이 생체의 복합적 역학 현상을 제대로 반영하지 못한다는 측면에서 최근 생체기반 생역학 분석의 중요성이 대두되고 있다.^{8,9)}

이에 저자들은 생체에서 얻어진 전산화 단층 촬영상을 바탕으로 3차원 유한 요소 모델을 구축하고 해부학적 전방십자

인대 재건술 및 전방 전위 및 회전 부하를 시뮬레이션 함으로써 각 다발내의 응력 분포 양상을 관찰하고자 하였으며, 각 다발이 전방 전위 및 회전 부하에 대해 유사한 형태의 응력 분포를 보일 것이라 가정하였다.

대상 및 방법

1. 3차원 슬관절 모델 구축

본 실험은 본 의료원의 연구윤리심의위원회(institutional review board)의 승인을 거쳐 관절염, 감염, 반월상연골 손상, 수술 기왕력 등의 과거력이나 외상력이 없던 건강한 34세 성인 남성 지원자에게 사전동의(informed consent)를 받고 진행되었다. 피험자의 우측 슬관절을 대상으로 0° 및 45° 굴곡 위에서 1 mm 두께로 고해상도 컴퓨터 전산화 단층촬영 및 스캔을 실시하였다(SOMATOM Sensation; Siemens, Erlangen, Germany). 촬영으로 얻어진 Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) 파일은 시각화 프로그램(Amira R 4.0; Mercury Computer Systems, Chelmsford, MA, USA)으로 전송하여 가상의 3차원 모델을 구축하였다.

2. 전방 십자인대 재건술의 시뮬레이션

Amira를 사용하여 구축된 STL형식의 화일은 Computer aided design (CAD) 소프트웨어로(Catia V5; Dassault Systemes, Vélizy-Villacoublay, France) 전송되어 이식건의 삽입 위치를 결정한 후 대퇴골 및 경골에 터널을 생성하고, 이식건을 삽입하는 과정을 구현하였다. 이때 전방 십자인대의 전내측 및 후외측 다발 대퇴 터널 중심은 외측 과간능(lateral intercondylar ridge)과 bifurcate ridge를 골 지표로 하여 결정하였으며,^{10,11)} 경골 터널의 중심 역시 알려진 골 지표를 기준으로 하여 결정하였다.⁷⁾ 대퇴골과 경골 각각의 전내측 다발, 후외측 다발 부착부의 중심점에 7 mm 두께의 터널을 천공하였으며, 두 다발 간에는 1.5 mm 두께의 골 가교를 남겨두었다(Fig. 1). 0° 굴곡 위에서 각각의 다발에 20 N의 긴장을 주고, 각 터널의 중간 지점에서 이식건을 고정시켰다(Fig. 2). 이식건은 mesh tie kinematic constraint으로 터널에 고정되었고, 골-인대, 인대-인대간 접촉은 각각 마찰 계수 0.1과 0.001로 설정하여 모델링하였다.¹²⁾ 구축된 3D CAD 모델을 바탕으로 Hypermesh (Altair Engineering, Inc., Troy, MI, USA)를 사용하여 유한 요소 모델을 구성하였다(Fig. 3).

강체(rigid body)로 지정될 골 구조물은 주로 사면체 요소를 사용하였으며, 인대와의 접촉이 예상되는 부위에는 육면체요소를 사용하였다. 재건된 전방 십자인대는 해석의 정확성을 높이기 위하여 육면체 요소를 사용하였다. 사용된 절점

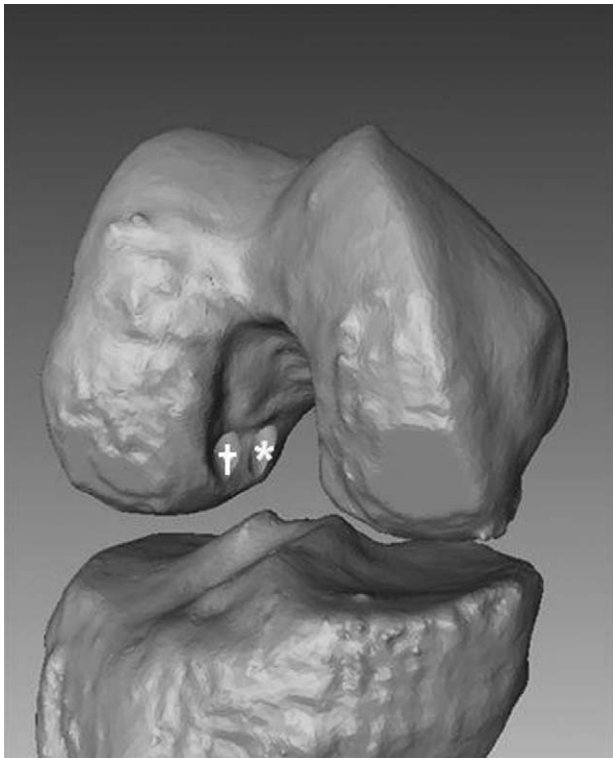


Fig. 1. Preparation of femoral tunnels. Seven mm diameter tunnels were created at the center of each anteromedial (AM) (*) and posterolateral (PL) (†) footprints with considerations of lateral intercondylar ridge and bifurcate ridge.

과 요소 수는 각각 24,594개와 19,976개였다.

상기 과정으로 구축된 모델은 최종적으로 유한 요소 해석 프로그램 (ABAQUS 6.9.1, Dassault Systems, USA)으로 전송되었다. 조직의 물성치 반영은 골조직의 경도가 연부조직보다 월등히 높기 때문에 대퇴골과 경골은 강체로 가정하였으며, 재건된 전방 십자 인대는 비압축성(incompressible), 초탄성(hyperelastic)모델로 가정하였는데, 초탄성체의 변형 해석시 사용되는 변형률 에너지 포텐셜 방정식은 Takeda 등¹³⁾이 제시한 대퇴골 - 전방십자인대 - 경골 단축 인장 시험 데이터와 curve-fitting하여 사용하였다.

3. 슬관절 전방 부하 및 회전 부하의 구현

0° 굴곡 모델에서 재건된 슬관절을 기준으로 45° 굴곡된 3D CAD 모델을 불러들인 후 경골을 일치시킨 다음 대퇴골에 가상의 축을 가정하고, 대퇴골과 축의 자유도를 일치시켰다. 경골은 모든 자유도를 구속하였다. 이후 가상의 축을 회전(rotation)하고 이동(translation)하여 대퇴골이 45° 굴곡 모델에서의 위치에 일치하도록 경계조건을 부여하였다. 결국 각각의 굴곡 모델에서 이식전에 전긴장을 부과하지 않고, 0° 굴곡 모델에서 전방십자인대 재건술을 시행하고 이식전에 전긴장을 부과한 후 이 모델을 45° 굴곡시키도록 함으로써 보다

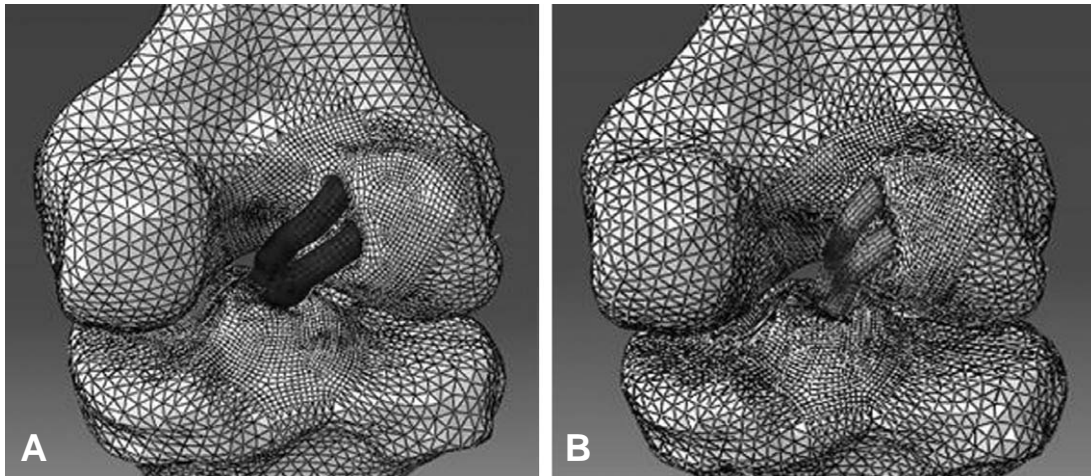


Fig. 2. View from the posterior aspect of the 3-D knee model. (A) The grafts were placed in corresponding anteromedial (AM) & posterolateral (PL) tunnels. (B) The 20 N of pretension was set on the AM and PL bundle respectively.

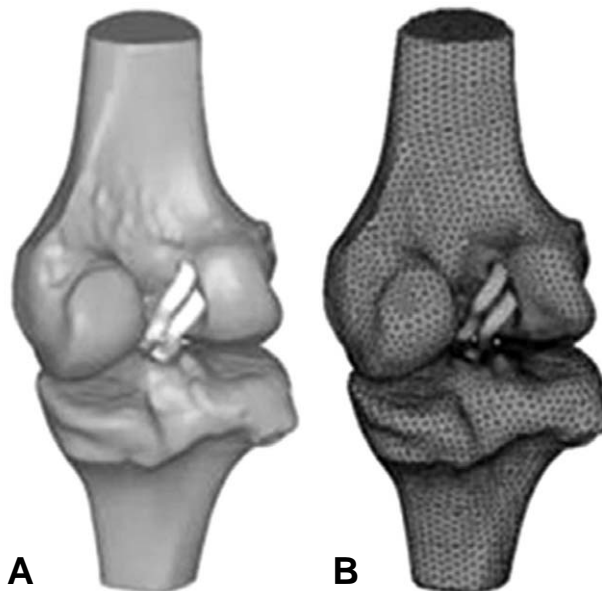


Fig. 3. (A) The 3-D knee model of the femur and tibia with reconstructed knee. (B) The model was assembled and meshed using Hyperworks (Altair Engineering, Inc., Troy, MI, USA). A Finite element model (FEM) that was constructed with tunnels and ligaments for anatomical double bundles was determined.

실제에 가까운 수술적 시뮬레이션을 구현하였다.⁷⁾

다음 과정으로 45° 굴곡 위의 슬관절 모델에서 대퇴골에 대하여 경골의 5 mm 전방 전위를 구현하였는데, 이 때 경골 전방 전위의 기준 축은 경골 장축 및 양측 후방 경골과를 연결한

축을 기준으로 경골 결절의 내측 1/3 지점(the medial third of the tibial tubercle)과 경골 융기부 중심점(the center of the tibial eminence)을 지나는 선의 연장선으로 설정하였다.¹⁴⁾ 마찬가지로 45° 굴곡위 슬관절 모델에서 내회전 부하

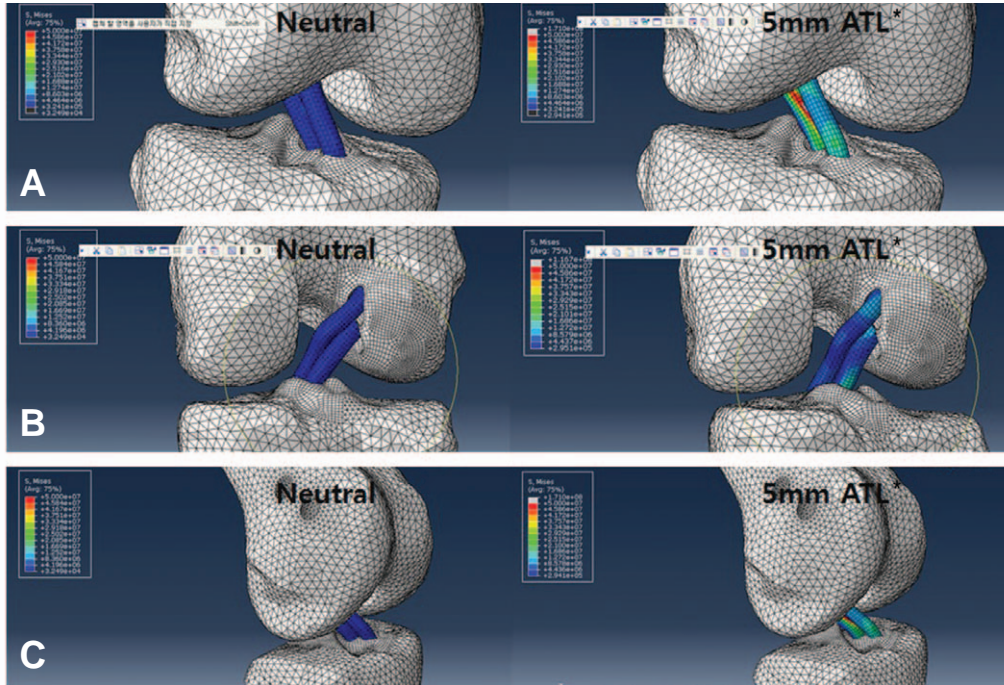


Fig. 4. Stress patterns in the 5 mm of anterior tibial load. View from the (A) anterior aspect, (B) posterior aspect, (C) lateral aspect. (* ATL: anterior tibial load)

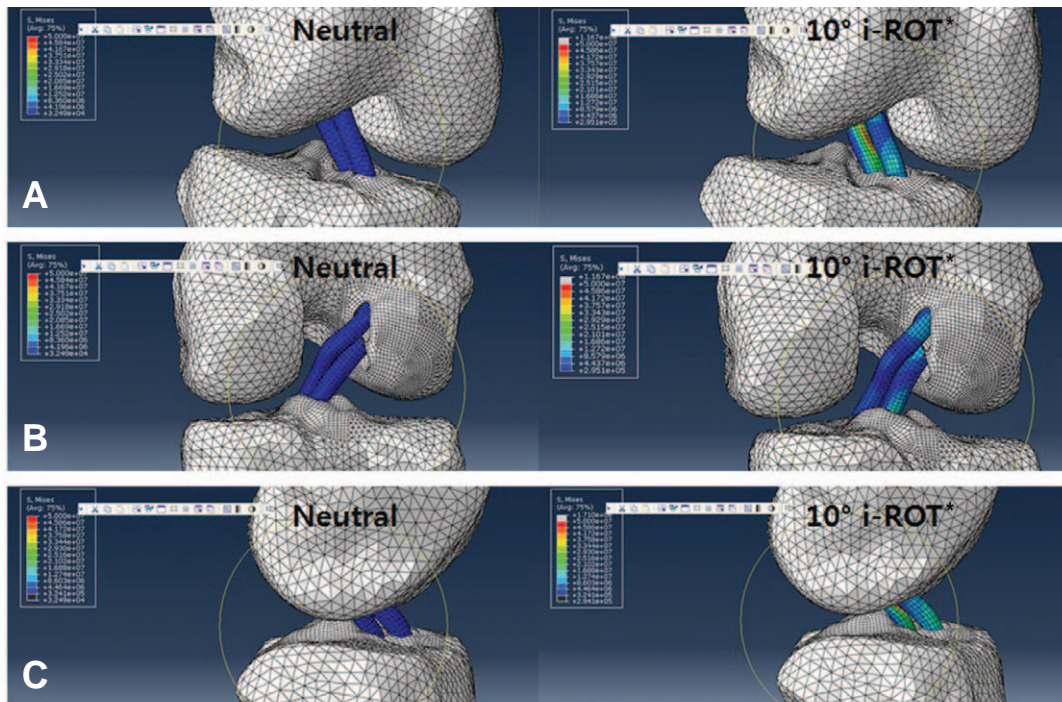


Fig. 5. Stress patterns in the 10° internal rotational load. View from the (A) anterior aspect, (B) posterior aspect, (C) lateral aspect. (* i-ROT: internal rotational load)

를 설정하였는데, 대퇴골에 대한 경골의 내회전 부하의 회전 중심은 경골이 지면에 대하여 수직으로 서 있다는 가정 하에 0° 굴곡 모델에서 대퇴골 양측과를 연결시킨 선과 대퇴골 간부의 장축의 중심선이 만나는 점을 기준으로 지면에 직각으로 내리는 선이 경골과 만나는 점으로 설정하여 45° 굴곡 모델에서 대퇴골에 대하여 경골의 10° 내회전을 구현하였다. 최종적으로 전술한 유한 요소 해석 프로그램을 통해 5 mm 전방 전위 및 10° 내회전 부하를 각각 따로 적용하였을 때 이식건의 응력 분포 양상을 분석하였다.

결 과

1. 5 mm 전방 전위 시 이식건의 응력(von Mises stress) 양상

45° 굴곡 슬관절 모델에서 5 mm 전방 전위 시 재건된 전내측 다발의 응력 분포는 주로 경골 부착부와 대퇴골 부착부 부근에서 증가된 양상을 보였으며 재건 인대의 후방 부위보다 전방 부위에서 보다 저명하게 증가된 양상을 관찰할 수 있었다. 동일 모델에서의 후외측 다발의 응력 양상 또한 재건 인대의 전방 부위에서 저명한 증가 소견을 보였으나 전내측 다발과 달리 재건 인대의 전방부 전장에 걸쳐서 응력이 증가되면서 특히 근위 2/3 부위에 걸쳐서 가장 증가된 스트레스 응집(stress concentration) 소견을 관찰할 수 있었다(Fig. 4).

2. 10° 내회전시 이식건의 응력(von Mises stress) 양상

45° 굴곡 슬관절 모델에서 10° 내회전 시 재건된 전내측 다발에서 관찰된 응력 분포 양상은 대퇴골 부착부의 전후면 및 경골 부착부 후면에서 비슷한 강도의 증가 소견을 보인 반면, 경골 부착부 전면에서 가장 증가된 소견을 관찰할 수 있었다. 후외측 다발의 응력 분포 양상 또한 전반적으로 재건 인대의 후방부보다 전방부에서의 응력 증가 소견이 저명하게 관찰되면서, 특히 근위 1/2 부위에 걸쳐서 가장 높은 강도의 응력 증가 양상을 보였다(Fig. 5).

고 찰

저자들은 3차원 슬관절 유한 요소 모델에서 슬관절 전방 전위 및 회전 부하 시 이식건의 응력 분포 양상을 기술하였다. 저자들이 주목한 것은 45° 굴곡 모델에서 5 mm 전방 전위 및 10° 내회전 부하 시 이식건 양 다발에서 비슷한 양상으로 응력 증가 소견이 관찰되었다는 점이다. 이는 양 다발이 각각 독립적으로 기능하는 것이 아니라 주어진 외부 부하에 대하여 상호 보완적인 부하 전달 역할을 한다는 최근의 연구 결과와^{4-7,15)} 상응하는 측면이 있는 것으로 판단된다. 외부 부하 시 각 다발의 기능에 대한 보고는 다양한 결과들을 도출하고 있는데, Gabriel 등¹⁵⁾은 로봇트 측정 시스템(Robotic/universal

force-moment sensor (UFS) testing system)을 이용한 사체 실험에서 134 N의 경골 전방 부하를 실시한 경우와 10 Nm의 외반 및 5 Nm의 내회전을 부여한 복합 회전 부하를 설정하고 전방십자인대 양 다발의 in situ force를 비교하였다. 경골 전방 부하 시 후외측 다발의 in situ force는 최대 신전 위에서 가장 높게 나타나고 굴곡이 진행되면서 점차 낮게 측정되었다. 전내측 다발의 in situ force는 0° 굴곡 위에서 후외측 다발보다 낮게 나타났으나, 굴곡이 진행되면서 서서히 증가하고, 60° 굴곡 위에서 최대에 도달한 뒤, 90° 굴곡까지 감소하였다. 즉, 전방 전위 및 복합 회전 부하 시 각 다발이 부하 전달을 나누어 수행하며, 특히 신전에 가까운 굴곡 각도에서 후외측 다발이 중요한 기능을 수행하고 있다고 하였다.

또한, Wu 등⁶⁾의 로봇트 측정 시스템을 이용한 사체 실험에서는 400 N의 대퇴사두근 부하를 주었을 때, 10 Nm의 외반력과 5 Nm의 경골 내회전 부하를 동시에 주었을 때 양 다발이 비슷한 정도의 부하 전달 기능을 한다고 보고하였는데, 특히 0° 굴곡에서 외반/내회전 복합 부하 시 양 다발이 비슷한 in situ force를 보였다고 하였으며 30° 굴곡 시 후외측 다발에서 전내측 다발에 비해 유의하게 적은 in situ force가 측정되었다고 하였다. 종합적으로, 굴곡 각도에 따른 양 다발의 부하 전달 양상은 기존에 알려진 대로 서로 상반되는(reciprocal) 형태가 아닌 상호 비슷한 양상으로 부하 전달 기능을 수행하고 있다고 하였다.

본 실험은 외부 부하 시 양 다발이 가지는 응력 양상의 분포를 분석한 것으로 생체 이미지를 기반으로 한 삼차원 모델을 이용했다는 점 및 외부 부하 조건의 상이함으로 기존의 사체를 이용한 실험 결과와 직접 비교하기는 어려우나, 전술하였듯이 양 다발의 전면부에서 주로 응력이 증가하는, 비슷한 양상의 응력 분포현상을 발견할 수 있었다는 점에서 슬관절 45° 굴곡 모델에서 양 다발이 외부 부하 조건 하에서 비슷한 기능을 수행하고 있다고 생각된다. 한편, 응력의 강도측면에서 전방 전위 및 내회전 모두 후외측 다발의 전면부에서 전내측 다발보다 더 강한 응력 분포 양상을 보였는데, 이는 응력 분포에 영향을 미치는 요소가 전방 전위나 회전 부하와 같은 외부 부하 조건 외에도 이식건 자체의 꼬임 현상, 다발간의 접촉 현상, 경골 외측 과간 용기와 같은 주위 골 구조물과의 접촉 현상 등이 영향을 미칠 수 있다고 알려진 바, 이에 대한 추가적 분석이 필요할 것으로 보인다.

즉, Song 등¹⁶⁾은 전방십자인대 각 다발과 골성 구조물 간의 접촉과 마찰력의 중요성을 강조하였고, 전방십자인대의 응력 분포는 주위 골 구조물 및 양 다발 간의 접촉의 강도와 마찰력에 의해 영향을 받을 수 있다고 보고한 바 있으며, 본 실험실에서 기존에 발표된 외부 부하 조건이 없는 상태에서의 슬관절 굴곡에 따른 전방십자인대의 긴장도 변화에 대한 연구에서도 경골의 외측 과간 용기부가 슬관절 굴곡 시 후외측 다발과 접촉함으로써 후외측 다발의 응력 유지에 주요한 역할을 하고 있음을 보고한 바 있다.⁷⁾

본 연구의 제한점으로는 첫째, 단일 슬관절의 한가지 굴곡 각도에서의 외부 부하에 따른 이식건의 응력 분포만을 분석했다는 점으로, 보다 많은 개체수와 세분화된 슬관절 굴곡 각도에 따른 응력 분포 변화에 대한 추가 연구가 진행되어야 할 것으로 생각된다. 둘째, 기존의 알려진 실험 조건은 대부분 외부 부하 조건으로 힘(force) 또는 회전력(torque)을 산정한 반면, 본 실험에서는 5 mm의 전방 전위, 10° 내회전으로 구현했다는 점이다. 따라서 기존의 알려진 실험 결과와는 실험 조건의 상이함으로 인하여 비교 분석에 있어서 그 한계를 가지게 되었는데 이와 같은 실험 조건의 차이는 이식건을 초탄성, 균질성, 비압축성 물질로 모델링함으로써 비롯된 실험적 한계가 그 원인으로, 본 실험의 결과 또한 이런 측면에서 이식건이 가지는 응력의 절대값보다는 응력 분포의 양상을 분석하는데 그 주안점을 두었다.

결 론

45° 굴곡된 슬관절 유한 요소 모델에서 5 mm 전방 전위 및 10° 내회전 부하 시 각각의 외부 부하 조건 하에서 전내측 다발 및 후외측 다발은 비슷한 양상의 응력 분포 양상을 보였다. 이에 따른 본 연구의 임상적 의의는 해부학적 이중 다발 전방 십자인대 재건술 후 외부 부하에 대하여 양다발은 상호 보완적인 기능 수행을 수행하고 있다고 생각된다.

REFERENCES

1. Yagi M, Wong EK, Kanamori A, Debski RE, Fu FH, Woo SL. Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2002;30:660-6.
2. Zantop T, Diermann N, Schumacher T, Schanz S, Fu FH, Petersen W. Anatomical and nonanatomical double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: importance of femoral tunnel location on knee kinematics. *Am J Sports Med.* 2008;36:678-85.
3. Petersen W, Tretow H, Weimann A, et al. Biomechanical evaluation of two techniques for double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: one tibial tunnel versus two tibial tunnels. *Am J Sports Med.* 2007;35:228-34.
4. Wu JL, Seon JK, Gadikota HR, et al. In situ forces in the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament under simulated functional loading conditions. *Am J Sports Med.* 2010;38:558-63.
5. Jordan SS, DeFrate LE, Nha KW, Papannagari R, Gill TJ, Li G. The in vivo kinematics of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament during weightbearing knee flexion. *Am J Sports Med.* 2007;35:547-54.
6. Li G, DeFrate LE, Sun H, Gill TJ. In vivo elongation of the anterior cruciate ligament and posterior cruciate ligament during knee flexion. *Am J Sports Med.* 2004;32:1415-20.
7. Kim HY, Seo YJ, Kim HJ, Nguyenn T, Shetty NS, Yoo YS. Tension changes within the bundles of anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction at different knee flexion angles: a study using a 3-dimensional finite element model. *Arthroscopy.* 2011;27:1400-8.
8. Logan MC, Williams A, Lavelle J, Gedroyc W, Freeman M. Tibiofemoral kinematics following successful anterior cruciate ligament reconstruction using dynamic multiple resonance imaging. *Am J Sports Med.* 2004;32:984-92.
9. Tashman S, Kolowich P, Collon D, Anderson K, Anderst W. Dynamic function of the ACL-reconstructed knee during running. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;454:66-73.
10. Ferretti M, Ekdahl M, Shen W, Fu FH. Osseous landmarks of the femoral attachment of the anterior cruciate ligament: an anatomic study. *Arthroscopy.* 2007;23:1218-25.
11. Hutchinson MR, Ash SA. Resident's ridge: assessing the cortical thickness of the lateral wall and roof of the intercondylar notch. *Arthroscopy.* 2003;19:931-5.
12. Chizari M, Wang B. 3D numerical analysis of an ACL reconstructed knee. 2009 SIMULIA Customer Conference; London. 2009. 1-13.
13. Takeda Y, Xerogeanes JW, Livesay GA, Fu FH, Woo SL. Biomechanical function of the human anterior cruciate ligament. *Arthroscopy.* 1994;10:140-7.
14. Fitzpatrick C, FitzPatrick D, Auger D, Lee J. A tibial-based coordinate system for three-dimensional data. *Knee.* 2007;14:133-7.
15. Gabriel MT, Wong EK, Woo SL, Yagi M, Debski RE. Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads. *J Orthop Res.* 2004;22:85-9.
16. Song Y, Debski RE, Musahl V, Thomas M, Woo SL. A three-dimensional finite element model of the human anterior cruciate ligament: a computational analysis with experimental validation. *J Biomech.* 2004;37:383-90.

초 록

목적: 삼차원 유한 요소 모델을 이용하여 해부학적 이중 다발 전방십자인대 재건술 시행 후 전방 전위 및 회전 부하에 따른 이식건의 응력 분포 양상을 살펴보고자 하였다.

대상 및 방법: 건강한 성인 남성의 우측 슬관절을 대상으로 한 0° 및 45° 굴곡 위에서의 고해상도 컴퓨터 전산화 단층 촬영을 기반으로 삼차원 슬관절 모델을 구축하였다. Computer aided design (CAD) 프로그램으로 0° 굴곡 슬관절 모델에서 전내측 및 후외측 다발의 중심점에 직경 7 mm의 터널을 생성시키고, 각각의 터널에 이식건을 삽입시켜 해부학적 이중 다발 재건술을 시행하였다. 구축된 모델을 45° 굴곡위로 시뮬레이션 한 후 대퇴골에 대한 경골의 5 mm 전방 전위 및 10° 내회전 부하를 각각 구현하여 이식건 응력 양상의 유한 요소 분석을 시행하였다.

결과: 전방 전위 시 전내측 다발의 응력 분포는 주로 경골 부착부와 대퇴골 부착부의 전방부에서 증가된 양상을 보였고, 후외측 다발 역시 이식건의 전방부 전장에 걸쳐 응력이 증가되었다. 내회전 부하 시 전내측 다발은 경골 부착부 전면에서 응력이 가장 증가되었다. 후외측 다발의 응력 분포 또한 전반적으로 후방부보다 전방부에서 응력이 증가하였다.

결론: 슬관절 유한 요소 모델에서 전방 전위 및 회전 부하 시 전내측 다발 및 후외측 다발 공히 비슷한 양상으로 응력이 증가하는 소견을 보였다.

색인 단어: 슬관절, 해부학적 전방십자인대 재건술, 이중다발, 유한 요소 모델