

◆특집◆ 생체역학 시스템 모델링

슬관절 유한요소 모델을 이용한
후방십자인대 재건술의 생체역학적 평가

김윤혁*, 박원만**, 김상훈**, 김경수***, 이순걸*

Biomechanical Evaluation of Posterior Cruciate Ligament Reconstruction
Using Finite Element Model of Knee Joint

Yoon Hyuk Kim*, Won Man Park**, Sang Hoon Kim**, Kyungsoo Kim*** and Soon-Geul Lee*

Key Words : Posterior Cruciate Ligament (후방십자인대), Ligament Reconstruction (인대재건술), Knee (슬관절), Finite Element Analysis (유한요소해석)

1. 서론

후방십자인대(posterior cruciate ligament, PCL)는 슬관절의 굽힘 각도가 30° 이상일 때 경골 후방전 위의 일차적인 안정체이며, 굽힘 각도가 90°일 때 경골의 후방 안정성의 약 95%를 담당하고, 내반, 외반 및 외회전에 대하여 이차적인 안정체로 작용하는 복합 구조체이다. 또한 슬관절 내에서 인체 내의 신경조직에 의하여 고유 수용체의 역할을 하며, 전방십자인대(anterior cruciate ligament, ACL)와 함께 나사회전 운동에 관여하고 있다.^{1,2} 후방십자인대의 손상 기전 중에서 가장 흔한 것은 슬관절이 굽혀진 상태에서 경골에 후방으로 강한 힘이 가해지는 경우이며, 이 때 자가 슬개건이나 동종 아킬레스건을 이용한 재건술을 시술하는 경우가 많다.

그러나 아직까지 후방십자인대의 정확한 해부학 정보와 생체역학적 기능이 확실하게 밝혀져 있지 않으며, 여러 가지 인대부상 중에서 후방십자인대 손상은 중요성이 낮게 인식되어 후방십자인대 손상을 입은 환자를 장기간 임상 추적한 연구 등이 부족하다. 따라서 적합한 치료 및 수술 방법의 선택을 위하여 인대 손상 정도에 따른 인대 재건술 시술 여부나 수술 방법에 대한 다양한 논의가 시작되고 있으며, 여러 가지 후방십자인대 재건술에 대한 생체역학적 분석 및 평가와 관련된 연구가 시도되고 있다.

인체에 대한 생체역학적 분석의 가장 일반적인 방법으로 사체 또는 동물 시험을 수행하는 연구 방법이 있다. Shearn³ 등은 이중고리 재건술(double-bundle reconstruction) 시술 시 이식건의 부착 위치에 따른 후방 전위량, 인대 장력 등을 정상인 및 단일고리 재건술(single-bundle reconstruction) 환자의 경우와 비교하였다. Kim⁴ 등은 후방십자인대 재건술 시술 시 경골 터널의 방향에 따른 von Mises 응력과 전단 응력 등을 비교하여, 최적의 경골 터널 방향을 결정하였다. 하지만 시험 연구는 많은 시험 대상이 필요하고, 관절 내부와 인대에 걸리는 응력 등을 예측하는데 어려움이 있다. 또한

* 경희대학교 테크노공학대학

Tel. 031-201-2028, Fax. 031-202-8106

Email : yoonhkim@khu.ac.kr

생체공학, 특히 인체 모델링과 수술용 로봇 분야 연구를 하고 있다.

** 경희대학교 기계공학과

*** 경희대학교 자연과학종합연구원

하중에 의한 관절의 안정성은 시험 대상의 상태에 따라 크게 달라질 수 있기 때문에 시험 조건이 결과에 끼치는 영향이 크다. 따라서 동일한 시험조건에서 다양한 종류의 모의시험 결과를 확인할 수 있어 어떠한 문제에 대한 상대적인 비교가 용이하고 인체 내부에서 발생하는 접촉 압력이나 응력 등을 예측하는 것이 가능한 유한요소해석 연구가 진행되고 있다. Li⁵ 등은 MR 영상을 이용하여 대퇴골-경골 관절의 3차원 유한요소 모델을 개발하고 전후방으로 하중이 가해졌을 때, 무릎의 운동학적 데이터를 해석하였다. Bendjaballah⁶ 등은 대퇴골-경골 관절의 비선형 3차원 유한요소 모델을 개발하여, 후방십자인대와 전방십자인대가 각각 대퇴부의 전방과 후방으로의 과도한 변위를 방지하며, 인대의 손상이 관절의 전후방 운동을 증가시키는 것을 보였다. 또한 Ramaniraka⁷ 등은 MR 영상을 이용하여 인대, 연골, 반월판, 슬개건이 포함된 슬관절 모델을 개발하고, 정상 상태, 후방십자인대가 제거된 상태, 단일고리 재건술, 이중고리 재건술이 각각 시술된 상태의 모델에서 0°에서 90° 사이의 굽힘 각도일 때, 관절에 작용하는 압축력을 비교하였다. 그러나 지금까지의 연구는 인대 재건술의 평가에 필수적인 전후방 전위량, 인대에 작용하는 응력 등에 대한 평가가 부족하며, 또한 최근에 제안된 이중고리 확대술(double-bundle augmentation)² 등 새로운 수술 방법에 대한 분석이 부족하다.

본 연구에서는 후방십자인대 재건술의 생체역학적 분석을 위하여, 정상적인 후방십자인대를 가진 슬관절 모델과 후방십자인대가 손상된 모델, 아킬레스건을 이용한 후방십자인대 단일고리 재건술, 이중고리 재건술, 이중고리 확대술을 시술한 유한요소 모델을 개발하였다. 개발한 각각의 모델을 이용하여 후방 안정성 시험의 유한요소 해석을 수행하고, 후방 전위량과 인대에 작용하는 장력 및 응력을 분석하여 여러 가지 후방십자인대 재건술을 비교, 평가하였다.

2. 재료 및 방법

2.1 유한요소 모델링

2.1.1 슬관절 골조직의 유한요소 모델

정상 남성의 슬관절 컴퓨터 단층촬영(Computed tomography) 영상과 FEMAP[®](Electronic Data System Corp., USA)을 이용하여 유한요소 해석을 위한 대

퇴골, 경골, 슬개골 모델을 개발하였다. 비골은 경골과 같이 거동한다는 가정 하에 해석에서 제외하였다. 각각의 모델은 피질골(cortical bone), 해면골(cancellous bone), 골수강(canal)으로 구분하여 개발하였다. 의료 영상 및 3D 가시화 응용 소프트웨어 3D Doctor(Able Software Corp., USA)를 이용하여 컴퓨터 단층촬영 이미지의 명암 차이로 피질골, 해면골, 골수강의 윤곽선을 구분하여 3차원 모델을 생성하였다. 각각의 요소는 기존 연구 결과를 참고하여 서로 다른 물성치를 가지도록 모델링한 후 피질골의 내측면과 해면골의 외측면, 해면골 내측면과 골수강 외측면을 접합하였다. 또한 뼈의 변형을 고려하지 않기 때문에, 대퇴골과 경골은 강체로 가정하였다.^{1,8,9}

2.1.2 슬관절 연조직의 유한요소 모델

슬관절의 연조직은 연골(cartilage), 반월판(meniscus), 섬유질(collagen fibres), 인대들로 구성되어 있다. 대퇴골과 경골, 슬개골의 끝단부 표면에서 연골의 형상을 추출하고, 연골 각 부분의 두께만큼 오프셋한 후 두 표면을 연결하여 연골 모델을 제작하였다.¹⁰ 그리고 연골과의 접촉 부분을 고려하여 반월판을 모델링하였다. 반월판을 감싸는 섬유질(collagen fibres)은 바깥쪽과 안쪽을 다르게 가정하여, 바깥쪽 섬유질은 탄성계수 60MPa, 포아송비 0.3, PCSA 1.06mm², 안쪽 섬유질은 탄성계수 170MPa, 포아송비 0.3, PCSA 2.05mm²로 하였다. 반월판은 탄성계수 416MPa, 포아송비 0.3, PCSA 6mm²의 물성치를 갖는 관상인대(coronary ligament)를 이용하여 경골에 고정시켰다.⁶

슬관절의 주요 인대는 전방십자인대, 후방십자인대, 내측측부인대(medial collateral ligament, MCL), 외측측부인대(lateral collateral ligament, LCL)의 4개 인대와 슬개건으로 이루어져 있는데, 각각은 인장력에만 작용하는 비선형 스프링 요소로 모델링하였다. 이 때 각 인대의 단면적(physiological cross-sectional area, PCSA)와 부착 위치는 Li^{5,8} 등의 문헌을 참고하였다.

2.1.3 모델 검증

개발한 골조직과 연조직을 결합하여 정상 상태의 대퇴골-경골 슬관절 모델을 완성하였다(Fig. 1). 모델이 제대로 개발되었는지 확인하기 위하여, 개발한 대퇴골-경골 모델을 완전 신전 상태에서 슬

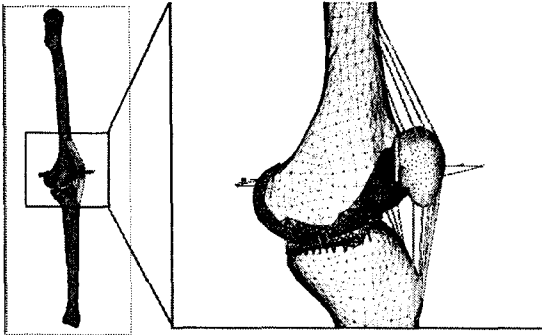


Fig. 1 Finite element model of knee joint including cartilage, meniscus, collagen fibres, and ligaments (ACL, PCL, MCL, LCL)

관절의 중앙에 전, 후방으로 0N~100N의 힘으로 가하고, 전위량을 예측하여 Li^{5,8} 등의 실험 및 유한요소 해석 결과와 비교, 검증하였다.

2.2 후방십자인대 재건술 유한요소 모델

개발한 정상 모델(intact)을 이용하여,

- 1) 후방십자인대 손상 모델(deficit)
- 2) 단일고리 재건술(single-bundle reconstruction)
- 3) 이중고리 재건술(double-bundle reconstruction)
- 4) 이중고리 확대술(double-bundle augmentation)의 4가지 후방십자인대 재건술 모델을 개발하였다. 이 식건은 직경 6mm의 동종 아킬레스건으로 가정하였고, 이식건의 부착 위치는 전문의의 자문을 받아 임상에서 일반적으로 사용하고 있는 것으로 결정하였다^{2,3,11} (Fig. 2).

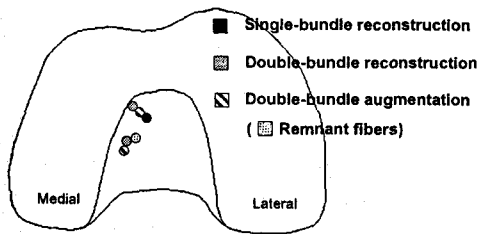


Fig. 2 Position of femoral tunnel according to PCL reconstruction methods

2.3 하중 및 구속 조건

임상에서 사용하는 KT-2000 슬관절계를 이용한 후방 안정성 평가 방법대로 시뮬레이션 하기 위하여, 대퇴골은 6자유도 모두를, 경골은 굽힘-신전을 구속하였다. 하중은 슬관절을 65° 굽힌 상태에서 슬관절 중심에 90N의 하중이 후방으로 작용한다고 가정하였다.¹⁰ 슬관절 유한요소 모델의 초기 굽힘 자세는 X-ray 영상을 이용하여 설정하였다(Fig. 3). 이 때, 경골의 후방 전위량과 인대에 작용하는 인장력 및 응력을 해석하여 정상 모델과 각각의 인대 재건술 모델을 비교하였다. 이식건의 손상이 각각의 재건술에 미치는 영향을 분석하기 위하여 이식건의 PCSA를 1/2로 가정한 이식건이 50% 손상된 경우의 후방 전위량도 예측하였다. 또한 각 모델의 내회전에 대한 안정성을 분석하기 위하여 내측으로 3Nm의 모멘트가 작용하는 경우에 내회전 각도를 비교하였다. 유한요소 해석은 ABAQUS/Standard® Ver. 6.3 (Hibbit, Karlsson and Sorensen Inc, USA)를 이용하였다.

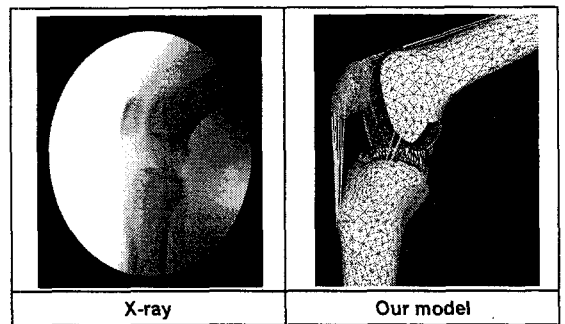


Fig. 3 The finite element model of a knee joint 65° flexion obtained by X-ray image

3. 결과

3.1 정상모델 검증

대퇴골-경골 모델을 완전 신전 상태에서 슬관절 중앙에 전후방으로 0N~100N의 힘을 가하여 해석한 결과는 기존의 실험 및 유한요소 해석 연구결과와 동일한 경향을 나타내었다(Fig. 4).^{5,8}

전방으로 100N의 힘을 가하였을 때, 전방 전위량은 2.89mm로 Li 등의 해석 및 실험 결과 2.55mm, 2.43mm와 유사하였으며, 후방으로 100N의 힘을 가

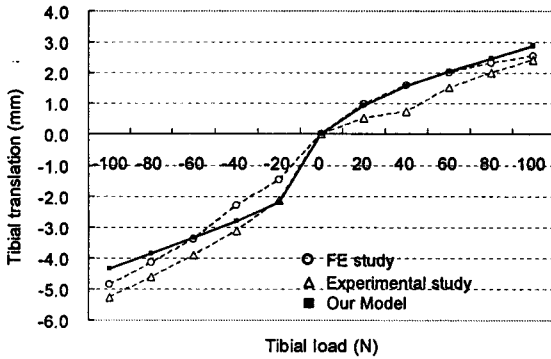


Fig. 4 Comparison of anterior-posterior tibial translation for anterior-posterior tibial load between present model and previous experimental and FE studies^{5,8}

하였을 때, 후방 전위 값은 4.10mm로 Li 등의 해석 및 실험 결과 4.86mm, 5.28mm와 유사하였다.

3.2 후방 안정성 검사

3.2.1 경골 후방 전위량 (Posterior tibial translation)

65° 굽힘 상태에서 슬관절 중심에 89N의 힘을 가하였을 때, 경골의 후방 전위량은 정상 모델(intact)에서 2.41mm이고, 후방십자인대 손상 모델(deficit)에서 11.47mm이었다(Fig. 5). 또한 단일고리 재건술 모델, 이중고리 재건술 모델, 이중고리 확대술 모델에서의 후방 전위량은 각각 2.81mm, 2.09mm, 2.06mm로 정상모델에 비하여 86%, 115%, 117%의 후방 안정성을 가지고 있었다(Fig. 5). 이식건이 50%의 손상을 입은 경우, 단일고리 재건술, 이중고리 재건술의 후방 전위량은 각각 3.53mm, 2.65mm로 후방 안정성이 정상 상태의 68%, 91%였으나, 이중고리 확대술은 2.41mm로 정상상태와 같은(100%) 후방 전위량을 보였다.

3.2.2 인대의 인장력(Ligament force)

65° 굽힘 상태에서 슬관절 중심에 89N의 힘을 가하였을 때, 후방십자인대와 이식건에 작용하는 인장력은 정상 모델에서 후방십자인대 세 개의 다발에 각각 35.8N, 36.0N, 44.0N이었다(Fig. 6). 단일고리 재건술 모델은 이식건에 118.5N의 인장력이 작용하였으며, 이중고리 재건술 모델은 두 다발의 이식건에 각각 59.4N, 63.1N의 인장력이 작용하였

다(Fig. 6). 또한 이중고리 확대술 모델에서는 두 다발의 이식건과 후방십자인대의 한 다발에 각각 16.6N, 60.0N, 46.1N의 인장력이 작용하였다(Fig. 6). 다른 인대(ACL, MCL, LCL)들은 후방으로 하중을 가해졌을 때, 인대가 수축되어 인장력이 작용하지 않았다.

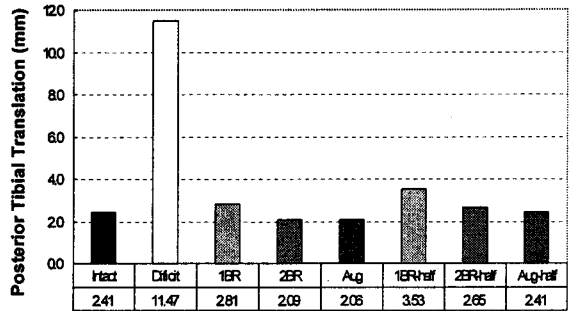


Fig. 5 Posterior tibial translation for 90N of posterior tibial load in intact model (Intact), deficit (Deficit), single-bundle reconstruction (1BR), double-bundle reconstruction (2BR), and double-bundle augmentation (Aug) models as well as half deficient models (1BR_half, 2BR_half, and Aug_half)

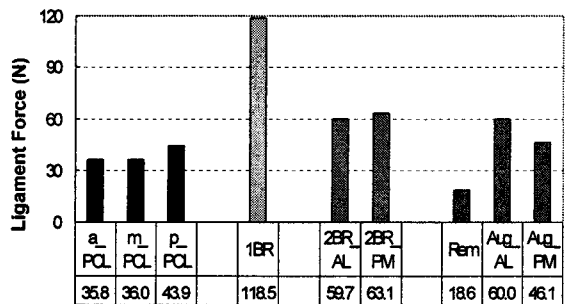


Fig. 6 Ligament force for 90N of posterior tibial load in three intact bundles (a_PCL, m_PCL, p_PCL), single-bundle reconstruction (1BR), double-bundle reconstruction (2BR_AL, 2BR_PM), and double-bundle augmentation (Rem, Aug_AL, Aug_PM) models

3.2.3 인대의 응력(Ligament stress)

65° 굽힘 상태에서 슬관절 중심에 90N의 힘을 가하였을 때, 후방십자인대와 이식건에 작용하는 응력은 정상 모델에서 세 개의 다발에 각각 1.6MPa, 1.6MPa, 2.9MPa이었다(Fig. 7). 단일고리 재건술 모델의 경우 4.2MPa였으며, 이중고리 재건술 모델의 경우 두 다발의 이식건에서 각각 2.1MPa, 2.2MPa이었다(Fig. 7). 이중고리 확대술 모델에서는 두 다발의 이식건과 후방십자인대의 남은 한 다발에 0.7MPa, 2.1MPa, 1.6MPa의 응력이 작용하였다(Fig. 7). 인장력 결과에서와 마찬가지로 다른 인대에는 응력이 작용하지 않았다.

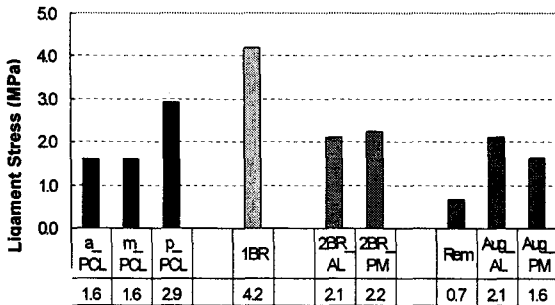


Fig. 7 Ligament stress for 90N of posterior tibial load in three intact bundles (a_PCL, m_PCL, p_PCL), single-bundle reconstruction (1BR), double-bundle reconstruction (2BR_AL, 2BR_PM), and double-bundle augmentation (Rem, Aug_AL, Aug_PM) models

3.3 내회전 안정성

내측으로 3Nm의 모멘트가 가해진 경우, 내회전 각도는 정상 모델에서 13.9°였으며, 단일고리 재건술, 이중고리 재건술, 이중고리 확대술 모델에서 각각 16.0°, 13.1°, 12.2°로 정상 상태의 안정성의 87%, 106%, 114%를 나타내었다.

4. 고찰 및 결론

본 연구에서는 정상 슬관절의 유한요소 모델을 개발하고, 슬관절 중심에 전후방으로 힘을 가할 때 발생하는 전후방 전위량을 이전 실험 및 해석 연구 결과와 비교하여 검증하였다. 개발한 모델을 이용하여 후방십자인대가 손상된 모델과 후방십자인대

단일고리 재건술, 이중고리 재건술, 이중고리 확대술을 시행한 모델을 개발하고 각각의 모델에 대하여 임상에서 사용하고 있는 후방 전위량 검사를 유한요소 해석을 통하여 수행하였다. 이 때 인대에 작용하는 인장력과 응력을 분석하여 여러 가지 인대 재건술을 비교, 평가하였으며, 추가적으로 내회전 모멘트가 작용할 때의 회전 각도를 비교하여 내회전 안정성도 평가하였다. 또한 이식건이 50% 손상된 경우의 후방 전위량을 비교하여, 이식건 손상이 인대 재건술에 미치는 영향에 대하여 분석하였다.

후방 안정성은 인대 손상 모델이 가장 낮았고, 이중고리 재건술과 이중고리 확대술이 비슷하게 높았다. 손상을 입은 후방십자인대 모델과 단일고리 재건술을 시술한 모델은 정상 후방십자인대 모델보다 낮은 후방 안정성을 보이며, 이중고리 재건술을 시술한 모델과 이중고리 확대술을 시술한 모델은 정상 후방십자인대 모델보다 더 나은 후방 안정성을 가지고 있었다. 이중고리 재건술과 이중고리 확대술의 안정성은 2% 차이로 거의 같다고 볼 수 있다. 하지만 이식건이 손상을 입은 경우는 이중고리 확대술이 다른 모델에 비하여 안정성이 우수하였다. 또한 내회전의 안정성도 이중고리 재건술과 이중고리 확대술 모두 우수하였으나 이중고리 확대술이 더 높은 안정성을 가지고 있었다.

각 모델의 이식건에 작용하는 인장력과 응력을 비교한 결과, 인장력과 응력 모두 단일고리 재건술이 가장 크며, 이중고리 확대술이 가장 작았다. 이중고리 확대술의 경우 정상 모델보다 작은 응력이 작용하므로, 응력만 비교한다면, 정상 모델보다 이식건이 손상을 입을 우려가 적었다.

후방십자인대 재건술을 시술할 때, 이식건을 굴곡-신전 운동 중에 대퇴골과 경골 사이의 거리 변화가 적은 등장점(isometric point)에 이식하는 것이 바람직한데, 단일고리 재건술의 경우 등장점을 찾는 것이 어려워, 정상적인 재건이 완전하게 이루어지지 못하고 후방 이완증세를 보이는 경우가 발생하기도 한다. 이러한 어려움을 해결하기 위하여 Race와 Amis¹²는 가장 적합한 해부학적 위치에 후방십자인대를 재건하기 위하여 분리된 이중 다발을 이용한 재건술 방법을 제시하였다. 하지만 단일고리 재건술과 이중고리 재건술 모두 후방십자인대를 제거한 후 자가 슬개건이나 동종 아킬레스건 등을 이용하여 재건을 하는 수술법으로, 수술이 실패하

였을 경우나 수술 후 이식건에 손상이 발생한 경우에 수술 전 보다 후방 안정성이 낮아지게 된다. 최근 Yoon² 등은 손상되지 않은 후방십자인대는 그대로 남겨놓은 상태에서 재건술을 시술하는 이중고리 확대술을 제안하였는데, 이 방법은 수술이 까다롭기는 하지만 수술 후 후방 안정성도 좋고, 수술 후 이식건이 손상되었을 때 이중고리 재건술에 비하여 높은 후방 안정성을 나타낸다고 알려져있다¹³. 본 연구의 해석 결과는 이와 같이 지금까지 임상적으로 알려진 후방십자인대 재건술 사이의 비교 연구 결과와 유사한 경향을 나타낸다고 할 수 있다.

후방십자인대 재건술의 평가 연구는 임상에서 후방십자인대 재건술의 수술예비계획 등에 응용 가능할 것이다. 본 연구에서는 후방십자인대의 단독 손상만을 고려하였으나, 실제로 후방십자인대의 손상은 슬개골 파열, 전방십자인대 파열 등 다른 부위의 손상과 함께 발생하므로, 향후 다른 부위와 동반손상 되었을 때의 영향도 연구되어야 할 것이며, 아직까지 논란이 되고 있는 이식건의 종류, 부착 위치, 두께 등에 따른 연구도 수행되어야 할 것이다.

후기

본 연구는 한국과학재단 특정기초연구(R01-2006-000-11209-0)의 지원으로 수행되었습니다.

참고문헌

1. Pena, E., Calvo, B., Martinez, M. A. and Doblare, M., "A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint," *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, No. 9, pp.1686-1701, 2006.
2. Yoon, K. H., Bae, D. K., Song, S. J. and Lim., C. T., "Arthroscopic double-bundle augmentation of posterior cruciate ligament using split achilles allograft," *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, Vol. 21, No. 12, pp. 1436-1442, 2005.
3. Shearn, J. T., Grood, E. S., Noyes, F. R. and Levy, M. S., "Two-bundle posterior cruciate ligament reconstruction: how bundle tension depends on femoral placement," *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 86B, No. 6, pp. 1262-1270, 2004.
4. Kim, S. J., Shin, J. W., Lee, C. H., Shin, H. J., Kim, S. H., Jeong, J. H. and Lee, J. W., "Biomechanical comparison of three different tibial tunnel directions in posterior cruciate ligament reconstruction," *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, Vol. 21, No. 3, pp.286-293, 2005.
5. Li, G., Gill, J., Kanamori, A. and Woo, S. L. Y., "A validated three-dimensional computational model of a human knee joint," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 121, No. 6, pp. 657-662, 1999.
6. Bendjaballah, M. Z., Shirazi-Adl, A. and Zukor, D. J., "Finite element analysis of human knee joint in varus-valgus," *Clinical Biomechanics*, Vol. 12, No. 3, pp. 139-148, 1997.
7. Ramaniraka, N. A., Terrier, A., Theumann, N. and Siegrist, O., "Effects of the posterior cruciate ligament reconstruction on the biomechanics of the knee joint: a finite element analysis," *Clinical Biomechanics*, Vol. 20, No. 4, pp. 434-442, 2005.
8. Li, G., Suggs, J. and Gill, T., "The effect of anterior cruciate ligament injury on knee joint function under a simulated muscle load: a three-dimensional computational simulation," *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 30, No. 5, pp.713-720, 2002.
9. Mesfar, W. and Shirazi-Adl, A., "Biomechanics of the knee joint in flexion under various quadriceps forces," *The Knee*, Vol. 12, No. 6, pp. 424-434, 2005.
10. Li, G., Park, S. E., DeFrate, L. E., Schutzer, M. E., Ji, L., Gill, T. J. and Rubash, H. E., "The cartilage thickness distribution in the tibiofemoral joint and its correlation with cartilage-to-cartilage contact," *Clinical Biomechanics*, Vol. 20, No. 7, pp. 736-744, 2005.
11. Scott, W. N., "Surgery of the Knee-volume one," Elsevier, pp.584-803, 2006.
12. Race, A. and Amis, A. A., "PCL reconstruction - In vitro biomechanical comparison of isometric versus single and double-bundled anatomic grafts," *Journal of Bone Joint Surgery*, Vol. 80B, No. 1, pp.173-179, 1998.