

슬관절 전치환술에서 후방 안정 임플란트의 오정렬이 경골 기둥에 미치는 영향

김상훈¹, 안옥균², 배대경², 김윤혁¹, 김경수³, 이순걸¹

¹경희대학교 테크노공학대학

²경희의료원 정형외과

³경희대학교 자연과학종합연구원

(Received November 23, 2006. Accepted January 18, 2007)

Influence of Malalignment on Tibial Post in Total Knee Replacement Using Posterior Stabilized Implant

Sang-Hoon Kim¹, Ok-Kyun Ahn², Dae-Kyung Bae², Yoon-Hyuk Kim¹, Kyungsoo Kim³, Soon-Gul Lee¹

¹School of Advanced Technology, Kyung Hee University

²Department of Orthopedic Surgery, Kyung Hee Medical School

³Institute of Natural Sciences, Kyung Hee University

Abstract

Recently, it has been reported that the posterior stabilized implant, which is clinically used for the total knee replacement (TKR), may have failure risk such as wear or fracture by the contact pressure and stress on the tibial post. The purpose of this study is to investigate the influence of the malalignment of the posterior stabilized implant on the tibial post by estimating the distributions of contact pressure and von-Mises stress on a tibial post and to analyze the failure risk of the tibial post. Finite element models of a knee joint and an implant were developed from 1mm slices of CT images and 3D CAD software, respectively. The contact pressure and the von-Mises stress applying on the implant were analyzed by the finite element analysis in the neutral alignment as well as the 8 malalignment cases (3 and 5 degrees of valgus and varus angulations, and 2 and 4 degrees of anterior and posterior tilts). Loading condition at the 40% of one whole gait cycle such as 2000N of compressive load, 25N of anterior-posterior load, and 6.5Nm of torque was applied to the TKR models. Both the maximum contact pressure and the maximum von-Mises stress were concentrated on the anterior-medial region of the tibial post regardless of the malalignment, and their magnitudes increased as the degree of the malalignment increased. From present result, it is shown that the malalignment of the implant can influence on the failure risk of the tibial post.

Key words : total knee replacement, posterior stabilized implant, failure risk, finite element analysis

1. 서론

슬관절은 다른 관절들보다 인체의 하중을 많이 받아 손상 위험성이 높으며 골관절염 및 고령화에 의한 연골 파괴 등으로 정형외과 치료가 많이 시술되는 인체부위 중 하나이다. 손상된 슬관절의 치료를 위해 보존적 치료 방법과 수술적 치료 방법이 적용되고 있으며, 보존적인 방법이 불가능할 경우 인공 삽입물을 이용한

슬관절 전치환술(Total knee replacement, TKR)이 주로 시술된다. 슬관절 전치환술에는 그림 1(a)에서의 표준형(Standard type)과 그림 1(b)에서의 후방 안정형(Posterior stabilized type)의 임플란트가 임상적으로 널리 사용되고 있다 [1].

최근에는 후방 십자 인대의 대체로서 캠(Cam) - 기둥(Post)의 기계적인 장치, 다리가 심하게 휜 사람의 수술시 교정의 안정성, 지속적이고 높은 평균 운동범위, 상대적으로 낮은 마모율을 가진 초고분자량폴리에틸렌(UHMWPE)의 사용, 경골의 후방 아탈구 방지, 무릎을 굽힐 때 대퇴골의 이탈을 자동적으로 막아줄 수 있도록 유도하는 롤백(Roll-back) 효과 등의 장점으로 인해 후방 안정 임플란트가 많이 사용되고 있다 [4].

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

Corresponding Author : 김윤혁
경기도 용인시 기흥구 서천동 1번지, 경희대학교 테크노공학대학
Tel : +82-31-201-2028 / Fax : +82-31-202-8106
E-mail : yoonhkim@khu.ac.kr

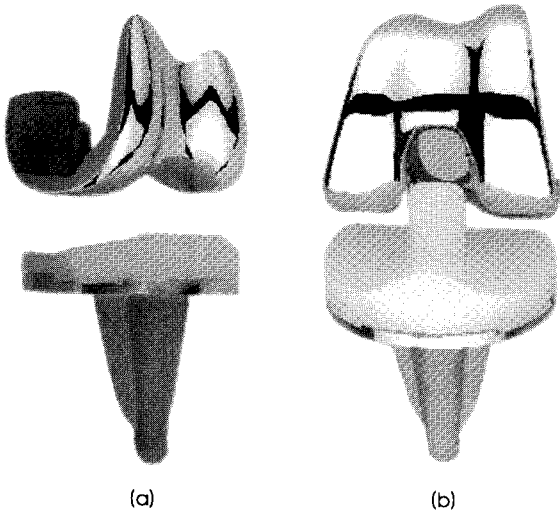


그림 1. 슬관절 전치환술의 임플란트
 (a) 표준형 (United Orthopedic Corporation, Taiwan)
 (b) 후방 안정형 (United Orthopedic Corporation, Taiwan)
Fig. 1. Implant for total knee replacement(TKR)
 (a) Standard type (United Orthopedic Corporation, Taiwan)
 (b) Posterior stabilized type (United Orthopedic Corporation, Taiwan)

그러나 최근에 이르러 후방 안정 임플란트의 시술에서 경골 기둥에 마모가 발생하는 등의 임상적 문제점이 발생한다고 보고되고 있다 [1-4]. 임플란트의 오정렬 정도나 축비틀림하중(Torque)의 작용에 의해 어느 한 영역에 집중 응력이 발생하여 마모가 발생하며, 마모 상태에서 더 많은 응력이 추가적으로 작용하여 경골 기둥의 일부분이 떨어져 나와 운동 중 뼈겨겨림을 발생시킨다 [1,8, 13]. 더욱 심하게 마모 상태가 진행되면 경골 기둥이 떨어져 나오는 경우가 발생하여 임플란트의 기능이 상실되고 환자의 재수술이 긴급히 요구된다 [2,4,6]. 따라서 어떠한 원인으로 이러한 손상이 발생하는지에 대한 생체역학적 연구가 필요하다.

Mestha 등[16]은 3년 4개월동안 후방 안정 임플란트를 사용한 85세의 여성을 대상으로 경골 기둥의 파손에 대한 임상적 연구를 하였으며, 최근에는 Henry, Hendel 등도 후방 안정 임플란트의 경골 기둥의 파손에 대한 원인을 분석하는 임상적 연구를 수행하였다 [1,21]. 하지만 실험적 방법은 많은 양의 사체가 필요하고, 슬관절 사이와 인대에 걸리는 응력, 슬관절에 작용하는 접촉력 등을 예측하는데 어려울 뿐만 아니라 슬관절의 안정성이 사체의 상태에 따라 크게 달라지기 때문에 시험 조건에 따라 결과의 변동 폭이 크다는 단점이 있다. 따라서 동일한 시험 조건에서 다양한 종류의 모의 시험 결과를 확인할 수 있고, 시험 조건에 따른 결과 비교에 유용한 유한요소 해석 방법이 필요하다. Liao 등[6]은 표준 임플란트를 이용하여 슬관절 전치환술을 시술한 유한요소 모델을 개발하고 임플란트가 정상적으로 정렬된 경우 및 오정렬된 경우에 대하여 임플란트에 작용하는 접촉압력과 응력 분포를 해석하였고, Bartel 등[19]은 후방 안정 임플란트를 이용한 슬관절 전치환술에서 오정렬을 고려

하지 않은 정상 상태에 대해서만 접촉 압력 및 응력 분포를 해석하였다. 또한 Huang 등[20]은 후방 안정 임플란트의 정상 정렬 상태와 경골 기둥의 내쪽으로 10° 회전시킨 상태에서 접촉 압력 및 응력 분포에 관한 유한요소 해석을 하였다. 하지만 아직까지 유한요소 해석을 이용하는 후방 안정 임플란트의 오정렬에 따른 경골 기둥 파손 위험성에 관한 연구는 많이 이루어지지 않았다.

본 연구의 목적은 후방 안정 임플란트의 오정렬이 경골 기둥에 미치는 영향을 생체역학적으로 분석하는 것이다. 이를 위하여 슬관절과 후방 안정 임플란트의 유한요소 모델을 개발하고 유한요소 해석을 통하여 오정렬 정도에 따라 경골 기둥에 작용하는 접촉압력 및 응력의 변화를 예측하고 파손 위험성을 분석하였다.

II. 대상 및 방법

A. 유한요소 모델 개발

슬관절 경조직의 유한요소 모델 개발

본 연구의 슬관절은 175cm의 병변이 없는 남성의 왼쪽 다리를 대상으로 하였으며, 1mm 간격으로 촬영된 대퇴골과 경골의 CT 이미지를 바탕으로 각각의 경계선을 추출하여 3D 그래픽 이미지를 만들었다. 제작한 그래픽 이미지는 RapidForm™ (Inus Technology Inc., Korea)을 통해 활용 가능한 3D CAD 모델로 변환한 후, 유한요소 해석 전/후처리기인 FEMAP®(V8.2, EDS Corp., U.S.A.)을 이용하여 슬관절 유한요소 모델을 개발하였다.

대퇴골과 경골 모델은 CT 이미지 명암 차이로 나타난 윤곽선으로 피질골(Cortical bone)과 해면골(Cancellous bone)로 나누어 개발하였고, 슬관절 유한요소 모델의 경골과 대퇴골 부분은 선형 탄성 성질을 가진 4면체 요소로 개발하였으며, 정확한 해석을 위해 피질골의 안쪽 면과 해면골의 바깥 면을 접합시키고 서로 다른 물성치를 적용하였다 [6]. 해석 시간의 단축을 위해 대퇴골 원위부로부터 전체의 1/3이 되는 부분과 경골의 근위부로부터 전체의 1/3이 되는 부분까지 고려하였다.

슬관절 연조직의 유한요소 모델 개발

슬관절의 연조직은 연골(Cartilage), 반월판(Meniscus), 섬유질(Collagen fibres), 인대(Ligament)들로 되어 있다. 연골은 대퇴골과 경골, 슬개골의 골단부 표면에서 연골의 형상을 따온 후 연골의 두께만큼 부분별로 오프셋을 한 후 두 표면을 연결하여 개발하였다. 반월판은 연골과 접촉부분을 고려하여 물성치가 서로 다른 섬유질(Collagen fibres)로 감싸지게 만들었다. 슬관절의 주요 인대는 전방 십자 인대(Anterior cruciate ligament, ACL), 후방 십자 인대(Posterior cruciate ligament, PCL), 내측 십자 인대(Medial cruciate ligament, MCL), 외측 십자 인대(Lateral cruciate ligament, LCL)의 4개 인대와 슬개건으로 이루어져 있다. 하지만 본 연구에서 다루는 슬관절 전치환술은 전방 십자 인대, 후방 십자 인대를 제거하고 시행하는 수술이므로 내측 십자 인대, 외측 십자 인대, 슬개건 만을 고려하였다. 본 연구에서는 이전 논문을 참고하여 각 인대를 비선형 스프링 요소로 모델링하였다 [14,15,21].

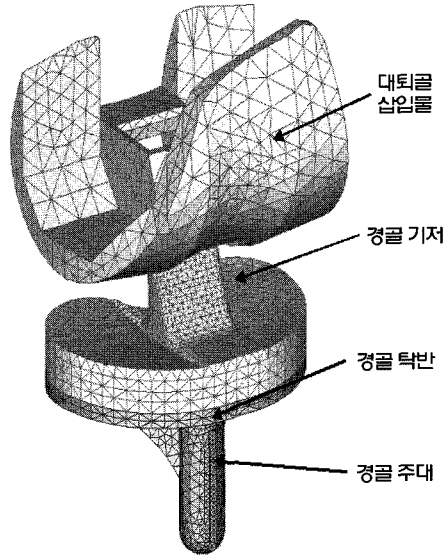


그림 2. 후방 안정 임플란트의 유한요소 모델
 Fig. 2. Finite element model of posterior stabilized type implant

임플란트 유한요소 모델 개발

본 연구에서는 전후방 (Anterior-Posterior) 49.5mm, 내외측 (Medial-Lateral) 72mm의 길이를 가진 경골 삽입물(Tibial insert)과 전후방 63mm, 내외측 72mm의 길이를 가진 대퇴골 삽입물(Femoral insert)로 구성된 후방 안정 임플란트를 사용하였다(그림 1(b)).

후방 안정 임플란트의 모델링을 위해 대퇴골 삽입부와 경골 삽입부로 나누어 3D CAD 프로그램인 SolidWorks®(V2003, Solid- Works Corp., U.S.A)를 이용하여 모델을 제작하였다. 캠

이 포함된 대퇴골 삽입물은 1003개의 절점과 49531개의 4면체 선형탄성 요소, 경골 기둥이 포함된 경골 삽입물은 4563개의 절점과 19293개의 4면체 선형탄성 요소로 개발하였다(그림 2). 대퇴골 삽입물은 Co-Cr, 경골 기저 부분(Tibial base)은 초고분자량폴리에틸렌, 경골 삽입물의 경골 탁반(Tibial tray)과 경골 주대(Tibial stem) 부분은 Co-Cr-Mo의 재질로 사용하였고, Liao 등의 연구와 마찬가지로 경골 삽입물의 경골 기둥과 대퇴골 삽입물의 캠 사이의 마찰계수는 0으로 가정하였다 [5,6].

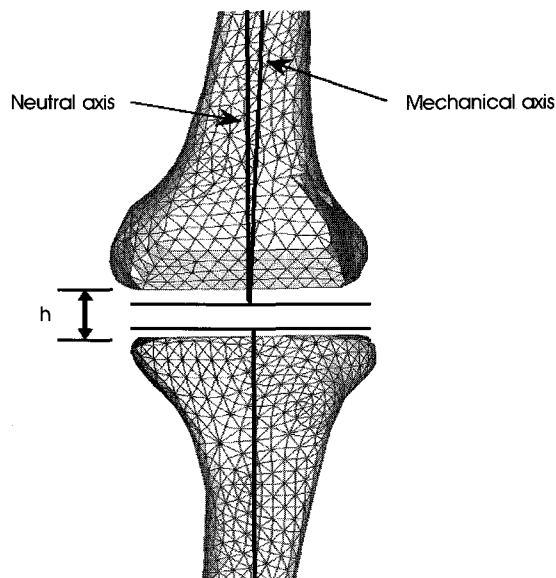


그림 3. 슬관절에서의 중립축과 기계적축 (h: 슬관절 전치환술시 후방 안정 임플란트 삽입을 위한 슬관절 절단 간격의 높이)
 Fig. 3. Neutral axis and mechanical axis in knee joint (h: height of gap for insertion of posterior stabilized implant in total knee replacement)

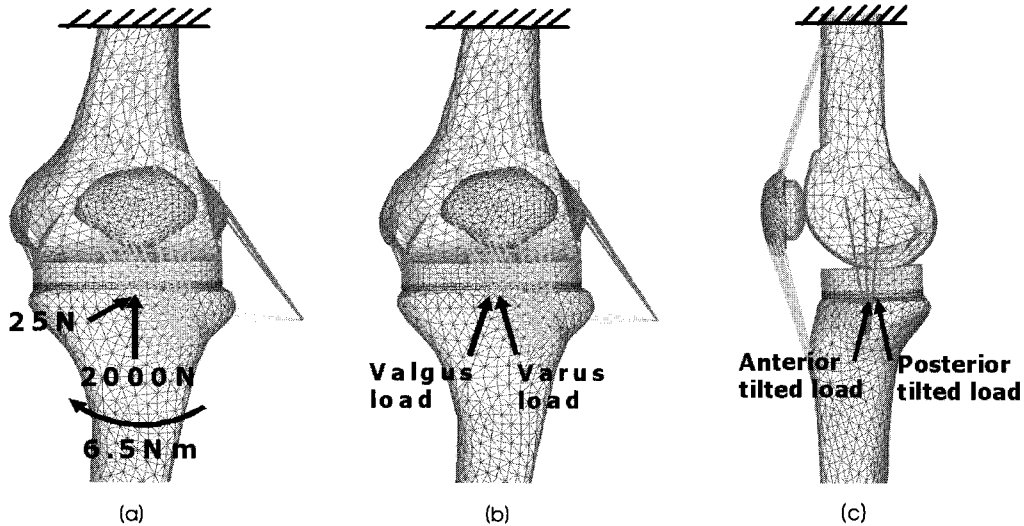


그림 4. 하중 조건 및 구속 조건
 (a) 보행주기 40% 지점에서의 하중 및 구속 조건
 (b) 관상면에서의 오정렬 상태인 경우 압축하중의 방향
 (c) 시상면에서의 오정렬 상태인 경우 압축하중의 방향

Fig. 4. Loading condition and constraint
 (a) Loading and boundary condition at the 40% of one gait cycle
 (b) Direction of compressive load in coronal malalignment
 (c) Direction of compressive load in sagittal malalignment

임플란트의 정렬

슬관절에 임플란트를 삽입하기 위해 대퇴골 원위부에서 내외측 돌기의 중심점을 연결한 중간점을 대퇴골 중립점으로 선정하였다 (그림 3). 중립축을 슬관절의 기계학적 축과 일치시키기 위해 임플란트를 시상면에서 외반슬 5° 만큼 회전시켰다 [2,11]. 측면에서 본 임플란트는 중립축에 수직인 후방각 0°를 적용하였으며 대퇴골 원위부는 중립점에서 9mm 근위부 방향으로 제거한 후 대퇴골 삽입물 형상에 맞추었다. 경골 근위부는 중립점에서 원위부 방향으로 10mm 제거하였으며 경골 삽입물 형상에 맞추어 접합하여 고정하였다. 이때 연골과 반월판은 뼈와 함께 제거하였다. 경골 탁반의 가장 윗면은 경골 기저 아랫면과 완전히 접합되었다고 가정하였다. 대퇴골 삽입물은 대퇴골에 완전히 접합하여 고정시켰고, 경골 기저와 접촉이 이루어지게 하였다 [6,10]. 본 논문에서는 접촉조건을 처리 방법으로 선형탄성 요소로 구성된 대퇴골 삽입물과 경골 기저 사이를 Surface to Surface로 정의하고 ABAQUS® (ABAQUS Inc.,USA) 에서 Penalty method 알고리즘을 사용하여 해석하였다.

유한요소 모델 검증

본 연구에서는 개발한 유한요소 모델의 정당성을 검증하기 위해 축비틀림 하중의 작용은 무시하고 축방향 3000N의 하중만을 가한 Liao 등[6]의 모델 및 Bartel 등[19]의 모델과 동일한 하중 조건에서 접촉 압력 및 von-Mises 응력의 분포와 크기를 해석하고, 결

과를 비교하였다.

B. 하중 및 구속조건

본 연구에서는 외부 환경의 영향을 받지 않고 신전 상태에서 자 중만 고려되는 무릎의 정상 상태를 나타내기 위하여 보행 주기 (Gait cycle) 중에서 무릎의 굽힘 각도가 가장 작은 경우인 40% 지점에서의 압축하중 2000N, 후방하중 25N, 내회전 축비틀림하중 6.5Nm를 하중조건으로 하였다 (그림 4(a)) [3,9]. 후방 안정 임플란트는 경골 기둥이 캡 안에 삽입되어 있는 형상이므로 경골 삽입물과 대퇴골 삽입물의 정렬 상태는 일정하다고 가정하고, 임플란트가 경골 및 대퇴골과 오정렬되어 있는 경우를 오정렬 상태로 나타내었다. 이 때, 지면으로부터의 압축하중이 경골의 중립축과 평행하게 전달되므로, 결과적으로 오정렬 상태에서 임플란트에 작용하는 압축하중은 오정렬 정도만큼 중립축에서 기울어진 방향을 따라서 전달된다고 할 수 있다. 따라서 하중의 방향에 변화를 주어 오정렬인 경우의 하중 상태를 나타내었다 (그림 4(b)(c)). 슬관절 모델에서 하중은 중립점에 작용시켰고 그 방향을 중립축에 평행한 0°와 내반슬과 외반축 3°, 5°, 앞뒤 기울임 2°, 4°로 적용하여 해석하였다. 또한 보행 주기 동안 작용하는 축비틀림 하중의 크기 변화 (3.5Nm, 5.0Nm)에 따른 영향을 관찰하였다. 구속조건으로는 슬관절에서 대퇴골 근위부를 고정하였고, 경골의 굽힘과 신전상태에 대한 회전을 구속하였다.

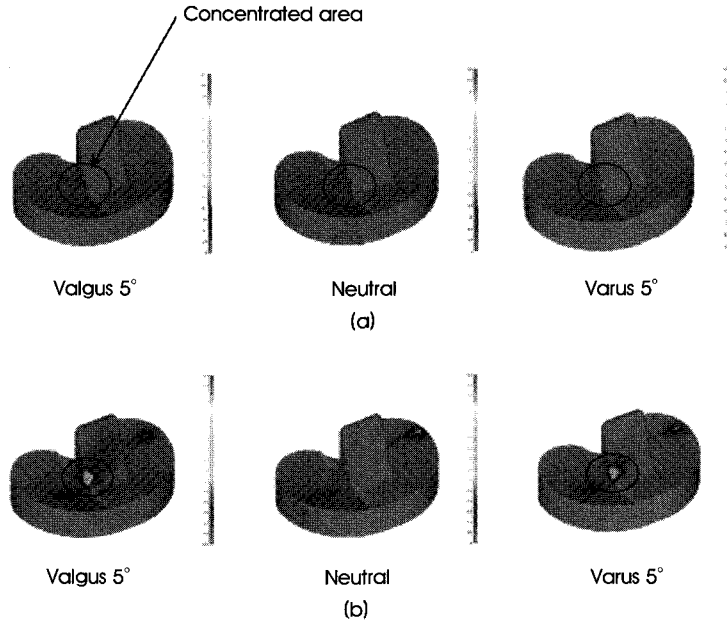


그림 5. 관상면에서의 임플란트 오정렬에 따른 접촉 압력 및 von-Mises 응력 분포
(a) 접촉 압력 (b) von-Mises 응력

Fig. 5. Distribution of contact pressure and stress in coronal malalignment
(a) Contact pressure (b) von-Mises stress

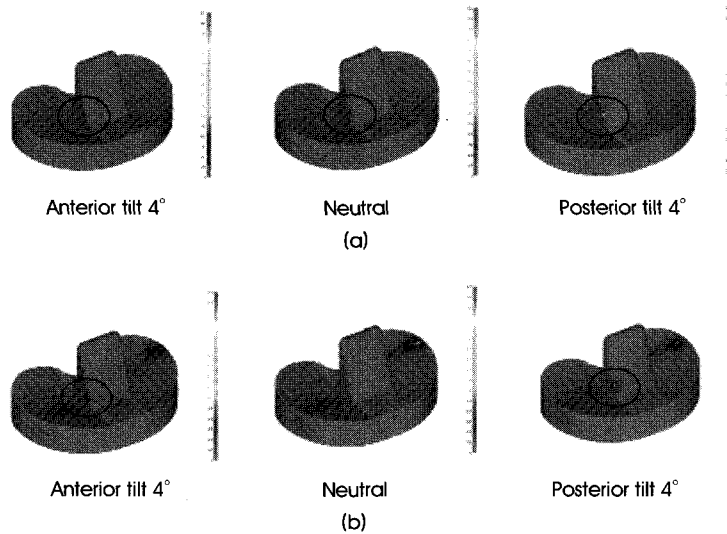


그림 6. 시상면에서의 임플란트 오정렬에 따른 접촉 압력 및 von-Mises 응력 분포
(a) 접촉 압력 (b) von-Mises 응력

Fig. 6. Distribution of contact pressure and stress in sagittal malalignment
(a) Contact pressure (b) von-Mises stress

III. 결과

A. 모델 검증

표준형 임플란트를 사용한 Liao 등[6]의 연구 결과는 정상 상태 일 때 최대 접촉 압력 32.6MPa, 최대 응력 13.4MPa이었고, 본 연

구에서의 결과는 동일한 하중조건에서 최대 접촉 압력 30.3MPa, 최대 응력 11.2MPa이었다.

B. 오정렬에 따른 임플란트의 접촉 압력 및 응력 분포 변화
정상 모델과 오정렬 모델의 접촉 압력 및 응력 분포와 크기를 그림

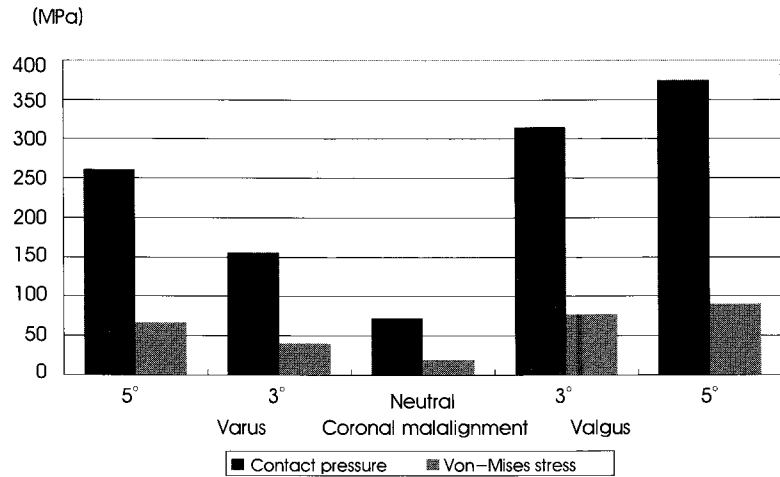


그림 7. 관상면에서의 오정렬에 따라 경골 기둥에 작용하는 최대 접촉 압력 및 최대 von-Mises 응력의 크기
 Fig. 7. Maximum contact pressure and von-Mises stress on tibial post according to the coronal malalignment

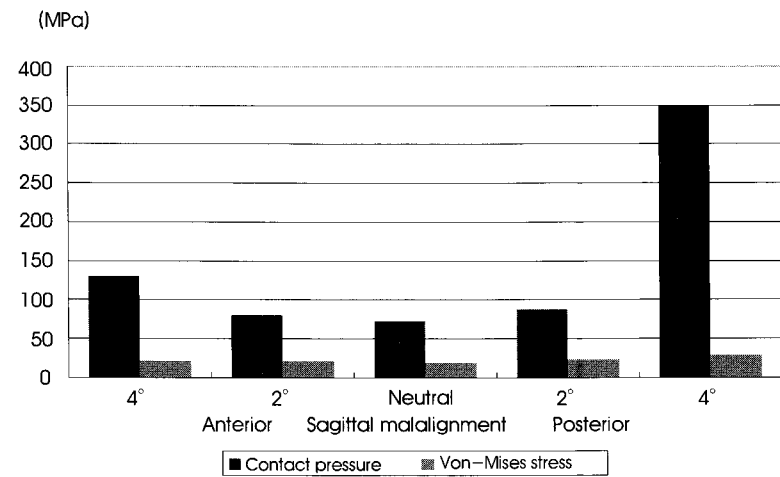


그림 8. 시상면에서의 오정렬에 따라 경골 기둥에 작용하는 최대 접촉 압력 및 최대 von-Mises 응력의 크기
 Fig. 8. Maximum contact pressure and von-Mises stress on tibial post according to the sagittal malalignment

5, 6, 7, 8에 나타내었다. 임플란트의 오정렬이 발생하였을 때 경골 기둥의 전내측(Anterior-Medial) 부분에 최대 접촉 압력과 응력 분포가 발생하였다(그림 5, 6). 최대 접촉 압력 및 최대 응력의 크기는 전후방, 내외의 오정렬 정도의 증가에 따라 커졌다(그림 7, 8).

관상면에서의 오정렬

경골에 들어가는 경골 탁반의 회전각도를 내외쪽으로 각각 3°, 5°로 오정렬하였을 때(외반족, 내반슬) 오정렬 정도가 증가함에 따라 경골 기둥에 작용하는 최대 접촉 압력과 최대 응력의 크기가 증가하였다(그림 7). 정상 상태일 경우 최대 접촉 압력은 71.5 MPa, 최대 응력은 18.3MPa이며 내반슬 3°일 경우 최대 접촉 압력 155.0MPa, 최대 응력 39.6MPa이고 외반족 3°일 경우 최대 접촉 압력 314.9MPa, 최대 응력 76.5MPa이었다. 내반슬 5°일 경우

최대 접촉 압력은 260.3MPa, 최대 응력은 66.2MPa이며 외반족 5°일 경우 최대 접촉 압력은 374.9MPa, 최대 응력은 89.5MPa 이었다.

시상면에서의 오정렬

경골에 들어가는 경골 탁반의 회전 각도를 앞뒤쪽으로 2°, 4°로 오정렬 하였을 때 관상면에서 오정렬일 때의 결과와 마찬가지로 최대 접촉 압력과 최대 응력의 크기는 커졌다(그림 8). 앞쪽기울임 2°일 경우 최대 접촉 압력 78.9MPa, 최대 응력 20.1MPa이며, 뒤쪽기울임 2°일 경우 최대 접촉 압력 87.1MPa, 최대 응력 22.8MPa이었다. 앞쪽기울임 4°일 경우 최대 접촉 압력 129.9MPa, 최대 응력 21.0MPa이고 뒤쪽기울임 4°일 경우 최대 접촉 압력 114.1MPa, 최대 응력 28.1MPa 이었다.

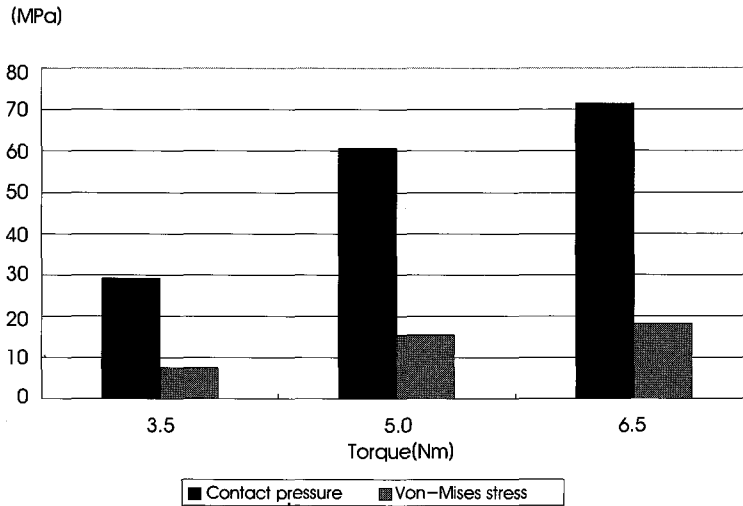


그림 9. 축비틀림 하중 변화에 따라 경골 기둥에 작용하는 최대 접촉 압력 및 최대 von-Mises 응력의 크기
 Fig. 9. Maximum contact pressure and von-Mises stress on tibial post according to the torque

축비틀림 하중의 변화에 따른 접촉 압력 및 응력 분포 변화

하중조건에서 압축 하중 2000N, 후방 하중 25N인 상태에서 축비틀림 하중 크기의 변화를 주어 접촉 압력 및 응력값의 변화를 확인한 결과 축비틀림 하중의 크기가 커질수록 접촉 압력 및 응력이 커졌다 (그림 9). 3.5Nm인 경우 최대 접촉 압력과 최대 응력은 각각 29.1MPa, 18.6MPa이었으며 5Nm인 경우 최대 접촉 압력과 최대 응력은 각각 60.6MPa, 21.2MPa이었다.

IV. 고 찰

슬관절 전치환술에 있어 최근에 널리 사용되는 후방 안정 임플란트는 경골 기둥의 앞부분에 집중응력이 작용함으로 인해 마모가 발생하고, 파편이 떨어져 나갈 수도 있으며, 극단적인 상황에서는 파단이 발생하는 위험성을 지니고 있다 [1]. 본 연구에서는 임플란트가 오정렬 되었을 때, 이러한 현상이 일어날 가능성이 높음을 확인하기 위하여, 슬관절과 후방 안정 임플란트의 3차원 유한요소 모델을 개발하고 임플란트에 작용하는 최대 접촉 압력 및 응력의 분포와 크기를 분석하여 경골 기둥에서 발생하는 파손의 위험성을 예측하였다.

Liau 등[6] 및 Bartel 등[19]의 정상 상태에 대한 최대 접촉 압력 및 응력의 크기와 본 연구의 결과의 비교에서 각각의 연구에서 사용한 임플란트의 형상, 유한요소의 크기나 뼈, 연조직, 임플란트의 물성치가 다르기 때문에 직접적인 비교는 어렵다. Liau 등의 논문에서는 표준 임플란트를 사용하였고 우리는 후방 안정 임플란트를 사용하였지만, 압축하중에 대해서는 약 8%의 최대 접촉압력의 차이가 발생하였다. 이는 경골 기둥의 역할이 크지 않음을 고려할 때, 본 연구의 결과와 Liau 등의 결과가 동일한 수준이라고 할 수 있다.

본 논문에서 사용한 초고분자량폴리에틸렌 경골 기저 부분의 두

께는 15.3mm으로 Bartel 등의 논문에서의 두께인 8.0~9.0mm보다 두껍기 때문에, Bartel 등의 연구 결과인 접촉 압력 40~62MPa, 최대 응력 23~28MPa보다 낮은 접촉 압력 및 응력이 발생하였지만 이는 폴리에틸렌의 두께 차이의 영향으로 보인다.

또한 경골 기둥의 앞부분에 나타나는 최대 접촉 압력 및 응력 분포가 경골 탁반 부분을 촬영한 방사선 자료의 내반슬에 의한 오정렬 상태에서 마모가 일어나는 영역과 유사한 것도 본 연구의 모델의 타당성을 뒷받침한다고 볼 수 있다 [17,18].

본 연구에서 경골 기둥에 나타나는 접촉 압력 및 응력은 모두 경골 기둥의 앞부분에 집중되었으며, 오정렬 정도가 커짐에 따라 최대 접촉 압력 및 최대 응력 값이 커지는 것을 정량적으로 분석하였다. Mestha 등[16]은 슬관절 전치환술에서 축의 회전각도에 따른 오정렬은 수술 후 신전과 굽힘의 운동 시 경골 기둥과 캠 부분의 과도한 충돌로 인하여 파단이 일어 날 수 있는 가능성을 높인다고 보고하였고, Callaghan 등[12]은 후방 안정 임플란트를 사용한 경우 후방십자 인대를 제거할 수 있지만 후방 전위의 한계가 생김으로 인해 경골 기둥이 캠 부분에서 접촉이 과하게 일어나게 되어, 걸을 때나 서 있을 경우 임플란트에서 균형을 맞추기 위한 작용이 발생하여 충돌이 생긴다고 하였으며, Van 등[5]은 대퇴골 삽입물의 캠이 무릎의 굽힘 시에 추가적으로 경골 기둥을 들어올리는 효과를 나타낸다고 하였다. 오정렬 정도 심해질 경우 이와 같은 충돌 가능성이 높아질 것이므로, 본 연구에서 밝힌 바와 같이 오정렬 정도의 증가에 따라 충돌 부위의 접촉 압력과 응력이 증가한다는 결과가 임상적으로도 타당하다고 할 수 있겠다. Liau 등[6]은 표준형 임플란트의 오정렬에 따른 최대 접촉 압력 및 최대 응력에 관하여 해석적 연구 방법을 이용하여 분석하였다. 그 결과 정상상태일 경우 최대 접촉 압력 32.6MPa, 최대 응력 13.4MPa이며 내반슬 3° 일 경우 최대 접촉 압력 71.3MPa, 최대 응력 29.0MPa이며 내반

슬 5°일 경우 최대 접촉 압력 80.2Mpa, 최대 응력 39.5MPa이었다. 이 연구 결과는 오정렬 정도가 커짐에 따라 최대 접촉 압력 및 최대 응력값이 모두 증가하는 것을 보여준다.

또한 초고분자량폴리에틸렌의 항복응력이 20~25MPa으로 알려져 있으므로 [22,23], 정상상태와 앞쪽기울임 2°, 4°인 경우 최대 발생 응력이 초고분자량폴리에틸렌의 항복응력보다 각각 20~30%, 0~20% 낮았으며, 내반슬 3°, 5° 및 외반슬 3°, 5°인 경우 최대 발생 응력이 초고분자량폴리에틸렌의 항복응력 보다 높았다. 이는 여러 가지 가정을 내재하고 있는 해석 결과의 최대 응력 수치가 절대적인 의미를 가진다고 하기는 어렵지만, 집중 영역에 순간적으로 작용하는 높은 응력이 반복적으로 경골 기둥에 작용할 경우 경골 기둥 앞부분에 마모가 일어날 수 있으며, 시간이 지남에 따라 마모의 정도가 커지면서 파단 및 손상의 위험까지 나타날 가능성도 있음을 의미한다.

집중 영역에 작용하는 높은 응력 결과는 실제로 반복적인 응력이 경골 기둥에 작용할 경우 경골 기둥 앞부분에 마모가 일어날 수 있으며, 시간이 지남에 따라 마모의 정도가 커지면서 파단 및 손상의 위험까지 나타날 가능성도 있음을 의미한다. Sauer 등[23]의 초고분자량폴리에틸렌 피로파손 주기그래프 (s-n curve)를 참고하여 경골 기둥에 작용하는 최대응력을 이용하여 피로파손 주기를 예측할 수 있을 것이다.

본 연구에서는 한 명의 남성을 연구 대상으로 하였으나, 슬관절 전치환술 결과는 시술 환자의 슬관절 형상에 따라 약간의 차이가 있으므로 다수의 환자를 연구 대상으로 하는 것이 필요하다. 그러나 본 연구의 목적은 임플란트의 오정렬이 경골 기둥에 미치는 영향을 분석하는 것이므로 환자의 슬관절 형상 차이를 고려하더라도 전반적인 경향은 동일하다고 가정할 수 있다. 향후 본 연구의 범위를 확장하여 다양한 하중 조건에서 경골 기둥의 마찰을 고려한 해석을 수행한다면 유한요소 해석의 정확성이 더욱 높아질 것이며, 임플란트 오정렬 정도에 따른 경골 기둥의 마모 및 파단 가능성과 임플란트 수명을 정량적으로 예측하는 것이 가능하다.

V. 결론

본 연구에서는 후방 안정형 임플란트의 경골 기둥 앞부분에 접촉 압력과 응력이 집중되며, 오정렬 정도가 증가함에 따라 그 크기가 증가함을 정량적으로 분석하였다. 이는 임상 연구 결과에서 알려진 바와 같이 임플란트에서 과도한 접촉압력과 응력에 의하여 경골 기둥이 파손될 가능성이 있으며, 오정렬의 경우 파손 위험성이 증가함을 의미한다. 이러한 현상은 캠과 경골 기둥 부분의 충돌에 의하여 발생하는 것으로 생각되며, 향후 연구를 통하여 임플란트의 파손 위험성과 수명을 정량적으로 예측하는 것이 가능할 것이다.

참고문헌

- [1] H.D. Clarke, K.R. Math, and G.R. Scuderi, "Polyethylene post failure in posterior stabilized total knee arthroplasty," *Journal of Arthroplasty*, vol. 19, pp. 652-657, 2004.
- [2] S. Matsuda, H. Miura, R. Nagamine, K. Urabe, K. Harimaya, T. Matsunobu, and Y. Iwamoto, "Change in knee alignment after total knee arthroplasty," *Journal of Arthroplasty*, vol.14, pp. 566-570, 1999.
- [3] J. Halloran P, A.J. Petrella, P.J. Rullkoetter, "Explicit finite element modeling of total knee replacement mechanics," *Journal of Biom-echanics*, vol. 38, pp. 323-331, 2005.
- [4] Y.S. Chiu, W.M. Chen, C.K. Huang, C. Ching, and T.H. Chen, "Fracture of the polyethylene tibial post in a NexGen posterior-stabilized knee prosthesis," *Journal of Arthroplasty*, vol. 19, pp. 1045-1049, 2004.
- [5] G.H. van Lenthe, M.C. de Waal Malefijt, R. Huiskes, "Stress shielding after total knee replacement may cause bone resorption in the distal femur," *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 79-b, pp. 117-122, 1997.
- [6] J.J. Liao, C.K. Cheng, C.H. Huang, W.H. Lo, "The effect of malalignment on stresses in polyethylene component of total knee prostheses - a finite element analysis," *Clinical Biomechanics*, vol. 17, pp. 140-146, 2002.
- [7] A. Perillo-Marcone, D.S. Barrett, and M. Taylor, "The importance of tibial alignment - finite element analysis of tibial malalignment," *Journal of Arthroplasty*, vol. 15, pp. 1020-1027, 2000.
- [8] S.K.T. Puloski, R.W. McCalden, S.J. MacDonald, C.H. Rorabeck, and R.B. Bourne, "Tibial post wear in posterior stabilized total knee arthroplasty : an unrecognized source of polyethylene debris," *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 83-a, pp. 390-397, 2001.
- [9] T. Villa, F. Migliavacca, D. Gastaldi, M. Colombo, R. Pietrabissa, "Contact stresses and fatigue life in a knee prosthesis : comparison between in vitro measurements computational simulations," *Journal of Biomechanics*, vol. 37, pp. 45-53, 2004.
- [10] M.J.K. Bankes, D.L. Back, S.R. Cannon, T.W.R. Briggs, "The effect of component malalignment on the clinical and radiological outcome of the Kinemax total knee replacement," *Knee*, vol. 10, pp. 55-60, 2003.
- [11] F.W. Werner, D.C. Ayers, L.P. Maletsky, and P.J. Rullkoetter, "The effect of valgus/varus alignment on load distribution in total knee replacements," *Journal of Biomechanics*, vol. 38, pp. 349-355, 2005.
- [12] J.J. Callaghan, M.R. O'Rourke, D.D. Goetz, T.P. Schmalzried, P.A. Campbell, R.C. Johnston, "Tibial post impingement in posterior-stabilized total knee arthroplasty," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 404, pp. 83-88, 2002.
- [13] R.C. Wasielewski, N. Parks, I. Williams, H. Surprenant, J.P. Collier, and G. Engh, "Tibial insert undersurface as a contributing source of polyethylene wear debris," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 345, pp. 53-59, 1997.
- [14] W. Mesfar, A. Shirazi-Adl, "Biomechanics of the knee joint in flexion under various quadriceps forces," *Knee*, vol. 12, pp. 424-434, 2005.
- [15] E. Pena, B. Calvo, M.A. Martinez, and M. Doblare, "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, pp. 1686-1701, 2006.
- [16] P. Mestha, Y. Shenava, and D.A. John C, "Fracture of the polyethylene tibial post in posterior stabilized (Insall Burstein II) total knee arthroplasty," *Journal of Arthroplasty*, vol. 15, pp. 814-815, 2000.

- [17] E.L. Feng, S.D. Stulberg, R.L. Wixson, "Progressive subluxation and polyethylene wear in total knee replacements with flat articular surfaces," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 299, pp. 60-71, 1994.
- [18] C.H. Huang, C.Y. Yang, C.K. Cheng, "Fracture of the femoral component associated with polyethylene wear and osteolysis after total knee arthroplasty - a case report," *Journal of Arthroplasty*, vol. 14, pp. 375-379, 1999.
- [19] D.L. Bartel, J.J. Rawlinson, A.H. Burstein, C.S. Ranawat, W.F. Flynn, "Stresses in polyethylene components of contemporary total knee replacements," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 317, pp. 76-82, 1995.
- [20] C.H. Huang, J.J. Liao, C.H. Huang, and C.K. Cheng, "Influence of post-cam design on stresses on posterior-stabilized tibial posts," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 450, pp. 150-156, 2006.
- [21] G. Li, J. Gil, A. Kanamori, S.L.Y. Woo, "A validated three-dimensional computational model of a human knee joint," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 121, pp. 657-662, 1999.
- [22] P.D. Postak, C.S. Heim, A.S. Greenwald, "Tibial plateau surface stress in TKA : A factor influencing polymer damage series IV - PCL substituting design," Orthopaedic Research Laboratories.
- [23] W.L. Sauer, K.D. Weaver and N.B. Beaks, "Fatigue performance of ultra-high-molecular-weight polyethylene: effect of gamma radiation sterilization," *Biomeaterials*, vol. 17, pp. 1929-1935, 1996.