

인공 슬관절의 응력 해석에 관한 연구

Current Research on the Stress Analysis of Artificial Knee Joint

이 재 환†

Lee, Jae-Hwan

(논문접수일 : 2005년 4월 9일)

요 지

본 논문에서는 현재 진행 중인 인공 슬관절 연구에서 역학적 분석분야의 동향과 접촉 응력해석에 대하여 언급한다. 인공 관절 특히 슬관절은 인체에서 가장 크고 움직임이 복잡하여 인공 관절 설계가 어려우며 또한 이에 대한 생체역학적 실험이 쉽지 않다. 무엇보다도 외국에서 연구가 활발하고 제품 생산도 선진국에서 주도하고 있으며 그 기술 격차는 매우 큰 현실이다. 최근까지 발표된 논문과 특히 실험과 수치해석이 병행되어 우수한 결과가 발표된 논문 내용을 중심으로 역학 분야를 소개하고자 한다. 접촉 유한요소 해석이 수행된 내용도 일부도 포함된다.

핵심용어 : 인공 슬관절, 모바일 베어링, 접촉 응력 해석, Femur and Tibial Components, UHMWPe 폴리에틸렌

Abstract

In this paper, the current research for the biomechanics of artificial knee joints including experiments and stress analysis is surveyed and introduced. The knee joint is the most large and the motion is very complicated, so the design of artificial joint is difficult and most research is being done abroad. Up to date, most products are foreign products and imported here and the gap between here and advanced countries of the technical and capability for the design and manufacturing is too deep to follow. So, the contents of papers in this area including the most excellent results are introduced. And the preliminary research on the contact stress analysis of the joints is present.

Keywords : Artificial Knee Joint, Mobile Bearing, Low Contact Stress, Femur and Tibial Components, UHMWPe Polyethylene

1. 서 론

인간의 무릎은 매우 복잡한 기계적 관절로 신체 내부에서 가장 크며 Fig.1 에 보이듯 2개의 긴 뼈, femur 와 tibia로 연결되고 관절 앞의 patella 와 함께 접촉면

을 구성되고 3개의 근육 집합, 4개의 힘줄, 2개의 초생 달 모양 연골로 되어 있다. Femur는 tibia의 중심을 연결하는 축에서 7-10도 경사되어 있고 굴곡되어 튀어나온 lateral condyle (LC)과 medial condyle (MC) 2개의 condyle로 되어 있다. 앞 부분의 움푹 들어간 곳을 patella groove라 하고 뒷부분의 같은 위치를 intercondylar fossa라 한다. 관절 사이에 위치한 anterior cruciate

† 책임저자, 정희원 · 충남대학교 공과대학 선박해양공학과 교수
전화: 042-821-6624 : Fax: 042-823-5437
E-mail: jaelee@cnu.ac.kr

ligaments (ACL) 과 posterior cruciate ligaments (PCL)는 관절의 안정을 유지하는데 주요한 역할을 하며 그밖에 medial(tibial)과 lateral(fibular) collateral ligaments는 좌우에서 관절의 위아래 부분을 연결하여 관절의 운동을 조절한다. 관절의 끝 부분은 부드러운 접촉면(cartilage)으로 articular cartilage 라 하며 그 사이에는 초생달 모양의 연골인 lateral meniscus (LM)와 medial meniscus (MM)이 위치하여 관절의 안정성을 유지시키며 관절의 접촉면을 최대한 증가하여 하중과 응력 분포를 감소시킨다. 하중이 1000N일 때 접촉면은 1150mm²이고, 연골의 71%, 카트리지의 29%가 접촉하며 medial과 lateral 부분이 56, 과 44%의 접촉면을 갖는다¹⁾. 연골이 제거된 경우, 같은 하중이 가해지면 전체 접촉 면적은 520 mm²과 57%, 43%로 변경된다. 또한 응력은 3 MPa에서 6 MPa로 증가한다.

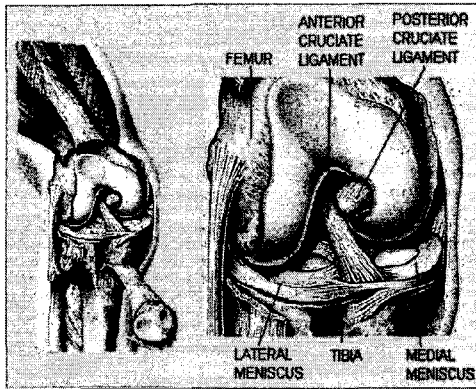


Fig. 1 Anatomic view of knee joint

신체 활동 중, 건강한 사람은 매년 평균 1,800,000 걸기, 28,000 안기/서기 98,000 계단 오르기를 한다. 고관절을 한 경우 평균적으로 990,000, 22,000, 46,000 회가 된다. 걸을 때 몸무게의 4¹⁾에서 7.1배²⁾, 최고 토크는 건강인의 경우 10 N-m에서 17 N-m, 인공관절 사용인은 6에서 8 N-m가 기록되고 있다¹⁾. 전후로는 최고 체중의 2배, 좌우의 최고 전단력은 0.26배소 1배로 알려져 있다. 무릎 관절의 운동은 flexion/extension이 57-71도³⁾, 계단에서 flexion은 83.3-103도, 약간의 축회전 (axial rotation)이 8.2-19도¹⁾, 좌우회전 (varus/valgus rotation)이 5.2-13.4도 정도이고, anteroposterior (AP)과 mediolaeral (ML) 움직임이 있다. 이 때 AP 움직임이 크고 femur는 약 5.6mm 좌우이동한

다. 도보중에는 femur는 tibia로부터 7mm정도 AP 방향 움직인다.

관절에 가해지는 하중을 보면, 외부하중은 체중, 지면의 반력, 몸통과 팔다리 움직임에 의한 관성력으로 측정이 가능하나 관절의 수축력, 인대 작용력, 관절 접촉력은 내부하중으로 측정이 어렵다. 각종 운동 상태시 측하중에 관한 연구 결과는 다양하여 체중의 최대 5배까지, 그리고 patellofemoral 힘은 최중의 10배 까지 측정되고 있다. 측하중의 60-80%는 medial condyle을 통하여 전달되는 것으로 알려져 있다.

국내에 많은 관절염 환자가 있는데 미국의 경우 약 33백만의 환자가 있고 이중 대부분의 환자는 카트리지의 퇴행성에 의한 퇴행성 관절염이고 나머지는 류마티스 관절염, 즉 관절의 염증에 의한 것이다. 카트리지에 문제가 생겨 뼈만으로 접촉할 경우 극심한 통증이 유발되고 이에 대한 대책으로 인공관절이 도입되었다. 미국의 경우 1996 년에 약 430,000 개의 인공관절이(약 150억불), 2002년에 약 600,000개가 사용되었다. 고관절이 슬관절에 비해 조금 더 사용되었다. 국내의 경우 2004년 약 4만개가 사용되었는데 슬관절 수요가 고관절의 2배가 넘어서고 있다.

인공관절이 성공적이기 위해서는 원활한 움직임이 가능하고 최대하중을 잘 전달하여야 한다. 인공관절은 femur 와 tibia 뼈의 말단 부분을 대체하는 금속과 그 사이에서 연골을 대신하는 폴리에틸렌이 위치하는데 최대의 문제점은 폴리에틸렌의 마모로서 마로, 피로, 집착(adhesive)과 문지름(abrasive)이 있다⁴⁾. 하중을 받으면 폴리의 접촉면에는 압축 응력이 접촉면의 바로 아래 근방에는 인장응력이 발생하여 반복되는 동작에 의해 피로가 누적되고 파괴되는데 (delaminating and pitting). 하중의 크기와 빈도 그리고 물질 특성에 좌우된다. 집착에 의한 파괴란 강도가 다른 두 물체가 접촉할 때, 약한 물체의 파쇄 된 조각이 강한 물체에 달라 붙음을 말하고 문지름이란 접촉면이 매끈하지 않은 두 물체가 서로 마찰하여 약한 면에서 조각이 발생함을 말하며 표면의 거칠기, 하중의 크기 및 윤활에 좌우된다. 물론 접촉 응력의 크기가 매우 중요한 요소이다. 마모에 의해 미세한 조각이 발생하면 접촉 표면의 함몰된 부분에 끼어서 추가로 집착 마모를 유발한다. 이 과정을 3차 body wear라 한다.

폴리의 마모된 미세 조각들은 인공관절 주위의 생체조직과 뼈의 괴사, 염증을 유발하며 이과정을 osteolysis라 한다. 뼈의 약화는 관절 접촉에 영향을 미쳐 관절이 빠와 느슨해짐을 유발한다^{5,6)}. 고관절에서 adhesive/abrasive 마모에 의한 입자크기는 0.5 μ m, 슬관절에서의 피로마모는 약 1.7 μ m인데 다소 큰 조각들은 상기한 문제점을 덜 유발하므로 고관절에서의 마모가 더욱 심각하다. 마모가 심각하여 생체조직과 뼈의 괴사 접촉부위가 느슨하여지면 최악의 경우 인공관절 금속이 파괴될 수도 있다.

2. 인공 슬관절의 디자인 타입

인공 슬관절은 환자의 슬관절 상태, 즉 손상된 부분인 연골 LM, MM과 힘줄인 ACL, PCL을 대체하는 기능 때문에 (1) ACL과 PCL 기능을 유지하는 BCR, (2) PCL만 유지하는 PCR, (3) ACL과 PCL 기능이 제거된 PCS, (4) ACL과 PCL 기능이 제거되고 들출된 폴리 캡이 있는 PS형이 있다. 한편 인공관절을 뼈에 접착시키는 방법으로 세멘트를 사용하는 PMMA(polymethyl methacrylate)와 press-fit porous ingrowth가 있다. 1970년에는 tibial 부분은 폴리가 사용되었으나 하중이 MC로 치우쳐 하중의 불균형에 의해 분리현상이 발생함에 따라 femur와 접촉하는 부분을 폴리로 하고 밑은 금속으로 지지하여 서로 locking하는 식으로 대체되었으나 견고한 디자인도 어렵고 두 물질간의 미세 접촉에 의한 마모가 문제가 되었다. 처음 평면이던 폴리는 응력저감에 도움이 되지 않아, 곡면이 되어 운동성은 좋으나 오히려 관절의 분리와 응력증가가 유발된다. 이와 같은 형은 고정 베어링식이라 하며 관절의 운동 범위가 제한적이며, 10년 이상 사용한 성공률은 좋으나 대부분 활동이 둔화된 고령층에 사용되어 운동량이 적었기 때문이다. Fig. 2에는 가장 성공적으로 사용되고 있는 모바일 형 인공 슬관절이다 (Fig. 2). Each LCS COMPLETE Knee System is made up of four main parts:

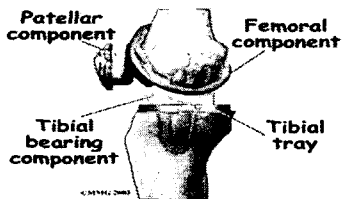


Fig. 2 LCS total knee replacement

제한적인 고정식을 극복하기 위하여 활동량이 많은 젊은이용으로, femur와 tibial 사이의 베어링이 tibial에서 분리되어 움직이는 mobile bearing 형 (이동형)이 나왔다. 축회전만 하는 형, 회전과 전후 움직임 그리고 전혀 고정성이 없는 3 가지 형 중, 축회전용 low-contact stress (LCS)가 가장 많이 사용되고 있다⁷⁾. 금속 Tibial 가운데 홀이 있고 여기에 폴리에틸렌 삽입물(연골대체)이 꽂혀서 회전을 하면 이를 RP(rotating platform)형이라 한다. 장기적 결과는 아직 부족하나 10년 정도 성공적 사용율은 약 95% 정도로 매우 고무적이며 세계적으로 제일 활용되고 있다. 이 LCS형은 고정식과 상이한 회전식이 있는데 고정식/회전식 경우 12개월 후 115도/105도 68.5개월 후 120도/108도의 굽힘이 되는데 이는 실제 슬관절 운동에 비해 적으나 매우 우수한 것이다. 또한 2900N의 축하중에서 제일 적은 저항 토크력이 발생한다. 고정식의 경우, 2000N 하중에서 60도 굽힘시 72-204 mm²의 접촉면적이 발생하고(대부분 100mm²) 이 적은 면적 때문에 응력 집중이 발생하여 폴리 베어링에 10-27 MPa의 응력이 발생하고 있다. 평균 체중의 4-5배인 하중 3332N에 15도 굽힘 시, 보통 8-20 MPa와 최대 15-37 MPa의 응력이, 90도 굽힘에서 평균 20-27 MPa와 최대 33-48MPa 응력이 발생하고 있다^{8,9)}. 대부분의 고정형의 경우 응력이 이동형 보다 크며 상표면 응력이 크다. 또한 접촉면적이 고정형 보다 큰데 LCS 형이 제일 크고 응력도 대부분 8 MPa 정도 이하이다.

3. 유한요소법에 의한 응력해석

인공 고관절의 유한요소법에 관한 연구는 해석 형상에 따라 2D/3D, 해석 대상은 femoral, tibial tray, polyethylene insert, polyethylene tray, cement, tibial bone, polyethylene의 물성치에 따라 선형과 비선형, 접촉면에 대해 마찰 혹은 경계요소나 종속식을 사용하였다. 최근에는 비선형 해석을 많이 하여 Kuster¹⁰⁾ 경우 마찰 없이 폴리를 비선형으로 하였고, Bartel¹¹⁾는 폴리는 등선형, 접촉면에 캡요소를 비선형으로 하였다. Hashemi¹²⁾ 경우 3차원 모델로 비선형 폴리와 마찰을 고려하여 응력해석을 수행하였다. Otto¹³⁾에 의한 분류를 보면 femoral component의 stress shielding/bone resorption, patellar component, poly

stress, tibial tray fixation, tibial tray fatigue strength, bone/cement/tibial tray stress에 대해 요약이 되어 있다.

이중 Otto 의 경우 매우 세밀하고 체계적인 유한요소 해석을 수행하였는데, 특히 모바일 LCS에 대해서 해석과 실험을 동시에 수행하여 물리적 분석 및 수치해석 결과를 입증하였다. 연구의 주요 목표는 마찰력하중 상태에서 PCS-RP와 PS-RP의 활동성(mobility)과 접촉 매카니즘을 규명하는 것이다. RP형은 매우 conforming 해서 굽힘보다 축회전을 하므로 인공관절을 회전시키는 토크와 베어링의 회전과 전후 이동 (femoral rollback), 접촉면적을 측정하고 접촉응력을 계산하는데 사용되는 하중 상태는 굽힘각도, 그리고 일상생활시 가해지는 축하중이며 다음은 수행된 내용의 논리적 절차이다.

1. 유압하중기(MTS)를 사용하고 실험용 인공관절의 움직임을 구현할 지지 구조를 갖춘다.
2. 여러 가지 하중 상태, 축하중으로 1-4배의 몸무게, 0에서 90도의 굽힘각, 50-50과 60-40비율의 MC-LC 하중, +/-10도의 축회전각을 결정한다.
3. 재료/기하학적 비선형 물질, 대변위, 다중 접촉면 해석을 한다.
4. 실험적으로 얻기 어려운 접촉 응력, 접촉면, 기타 측정치를 얻기 위한 수렴 해석
5. 실험과 유한요소 수치해석의 비교
6. 도보 운동시의 반복적 운동력을 (ISO 표준 도보 사이클) 사용하여 해석

인공관절은 여러 곡면으로 접촉면이 구성되므로 CAD 데이터가 없으면 3차원 측정기로 형상 데이터를 구한 후 3차원 CAD s/w로 모델링 한 후 유한요소 모델링으로 (Fig. 3) 전환한다. 기존의 응력 해석에는 폴리 해석시 선형으로 하여 비록 실제 폴리 변형이 항복의 범위에 있다 하더라도 응력이 과다하게 산출되었다. 모바일 베어링이 사용되는 LCS형에서는 (1) 발을 앞으로 펴는 extension 시 접촉이 매우 원활하나 뒤로 굽히는 flexion 시 접촉이 원만치 않다 (incongruent). (2) PS 형에서는 캠과 liftoff 행동시 tibial과 폴리 스템에 접이나 선 접촉에 의한 응력집중이 발생하므로 고변형시 비선형 재료 특성을 사용한다. Otto의 경우 Cripton¹⁴⁾의 실험에서 유도된 von Mises 응력식에 35MPa까지는 비선형 그 이후 55MPa까지는 선형으로,

Poisson 비는 0.45, 실험에서 나온 동적 마찰계수는 0.089로 하고 ABAQUS를 사용하였다. 비선형 응력-변형률 선도에서 10MPa까지는 선형과 비선형이 유사하므로 해석의 제 조건이 온전할 경우 10MPa내의 선형 응력 결과는 합당한 것으로 볼 수 있겠다. 한편 cobalt-chrome-molybdenum 합금은 (220GPa)는 베어링 폴리인 UHMWPE보다 300배 강성이 크므로 강체로 단순화하여 계산 절감을 한다. Otto의 경우 IGES 파일로부터 PATRAN으로 3차원 CAD 모델링을 한 후, 베어링 폴리는 8절점 고체요소로, 강체인 femur와 tibial는 표면에만 3각형 유한요소를 Fig. 3과 같이 생성하였다. 그러나 본 연구와 같이 접촉 표면만 간단히 모델링하는 (Fig. 4) 것이 더 효과적일 수 있다

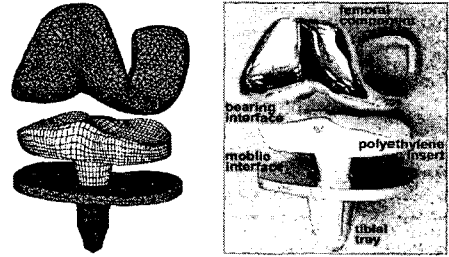


Fig. 3 Finite element modeling for nonlinear contact analysis

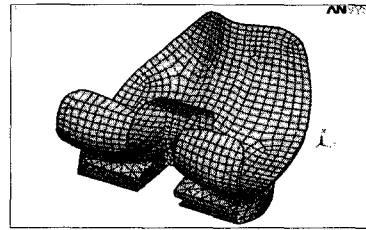


Fig. 4 Finite element modeling for linear contact analysis

접촉해석의 수치안정성 고찰을 위해서는 다음의 경우를 고려할 수 있다.

1. 요소 크기를 조정하여 해의 수렴을 측정할 수 있다. 폴리 베어링과 MC 금속의 요소 수를 조절함으로써 h-convergence 테스트를 한다.
2. 접촉면이나 접촉응력을 실험에서 구하지 못하므로 수치모델의 정확성이 입증되어야 한다. 이를 위해 Fuji film 으로 접촉 상태를 구하는 실험을 하

고 이를 해석 결과와 비교함으로써 해석의 신뢰성을 확인한 후 1항의 요소 수를 변경하며 접촉면과 응력이 수렴함을 알 수 있다. 또한 MTS에서 힘을 가하면 폴리 베어링이 회전할 때까지의 저항 토크를 측정할 수 있고 이를 수치 모델에서 계산되는 토크와 비교한다.

3. 접촉 해석시에는 부품간의 자유도와 접촉 변위 등에 관한 전문적 경험이 필요하다.

Otto의 경우 다음과 같은 다양한 조건의 실험을 수행하고 이를 유한요소 수치해석 결과와 비교하여 실험과 수치해석의 타당성을 유추하였다. 상기한 내용에 대해 다음과 같은 실험 및 수치 결과를 도출하였다 (Tables 1-2). 우선 실험에서 얻은 토크값과 수치해석에 의한 값이 비슷하여 유한요소 해석에 관한 검증이 된 것을 알 수 있다. 가해진 하중에 비해 응력이나 접촉 면적이 비례하지는 않으며 ML-CL 위치 변화와 축각도 변화 역시 응력변화에 큰 영향을 주지 않음이 보여 지고 있다. 접촉면의 형상은 Fuji film 실험 결과와 잘 일치하며 굽힘 각도 증가가 응력변화에 영향이 큼이 보여 진다. 베어링 접촉면적의 경우 하중이 4배 증가 시 면적은 2배 이상 증가하나 모바일 접촉면은 20% 정도만 증가하고, 0도의 경우 하중 (몸무게)가 4배 증가 하여도 응력은 1.5배 정도 증가함을 알 수 있다. 그러나 굽힘 각도가 증가하는 경우에는 femur와 베어링의 접촉 면적이 감소함으로써 응력이 급격히 증가함을 볼 수 있다. 한편 선형 접촉 해석을 효과적으로 할 수 있는데 Fig. 4의 형상이 대칭이므로 반만 모델링하여 하중을 1/2로 할 경우 (Otto의 1/2 하중) 베어링의 최대 응력은 약 6.5 MPa 가 되어 항복 응력보다 충분히 적은 응력이 발생함을 알 수 있었다. 물론 Otto의 경우처럼 tibia, femur의 굽힘 사이에 폴리 베어링을 놓고 접촉 해석한 경우는 같으나 물리적 접촉 시 항복응력에 도달한 만큼의 접촉 변위를 주는 방법이 아니고 접촉 해석 시 수렴이 만족 될 때 까지만 초기 조건을 선정하였으므로 다소 차이가 있다고 본다. Femur의 각도를 변경하며 다양한 접촉 형상의 응력 해석을 하면서 접촉 조건도 엄격히 검사할 필요가 있다.

4. 결 언

인공 고관절의 모션과 접촉에 의한 응력에 관한 연

구 분야는 생체와 직접 관련이 있어 엄밀한 실험이나 기준치가 없어 뚜렷한 방향을 설정하기가 쉽지 않다. Otto의 연구는 실험과 수치해석의 검증을 통하여 매우 긴요한 다양한 정보를 제공하고 있다. 가령 실험과 해석에 의해 도출된 토크에 대한 정보는 모바일 베어링 인공관절의 움직임에 직결되는 것이기에 매우 중요한 결과이다. 베어링이 회전하는 모션의 경우 15도까지는 폴리의 움직임이 femur와 동시에 움직이고 회전이 동반되는 모든 모션이 모바일 접촉에서 발생함을 알 수 있다. 굽힘 각도가 증가 할 수록 접촉면이 감소함으로써 응력이 증대 되어 항복응력 12 MPa 보다 커짐으로써 피로에 의한 폴리의 층층 마모가 우려된다고 보고 있으나, 이 결과에 대한 검증을 위해 연구가 확장될 필요가 있다. 왜냐하면 굽힘 각도가 증가하면 표면에 수직인 몸 하중이 감소함으로써, 즉 하중이 작아져 응력도 작아질 것으로 예상되기 때문이다. 또한 이와 같이 복잡한 비선형 접촉 해석을 수행하기 전에 엄밀한 선형 접촉 해석을 통해서도 설계를 검증할 수도 있기 때문에 이 점이 다소 과파 되지 않았나 싶다.

참 고 문 헌

1. Morison J. B., The relation of the knee joint in relation to normal walking, *J. of Biomechanics* Vol. 3, 1970, pp.51-61
2. Seireg A., Arvikar R. J. The prediction of muscular load sharing and joint forces in the extremities during walking *J. of Biomechanics* Vol. 8, 1975, pp.89-102
3. Cho E.L., Laughman R.K., Schneider E. , et al, Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. *J. of Biomech* Vol. 16, 1983, pp.213-233
4. Askew M.J. and Lewis J.L. Analysis of model variables and fixation post length effects on stresses around a prosthesis in the proximal tibia, *J. of Biomechanical Eng.*, Vol. 103(4), 1981, pp. 235-245
5. Rose R. M., Goldfarb H. V., On the pressure dependence of the wear of ultrahigh molecular weight polyethylene, *Wear* Vo. 92, 1983, pp.99-111

6. Rostoker W. and Galante J. O., Contact pressure dependence of wear rates of ultrahigh molecular weight polyethylene, *J. of Biomedical Material Research* Vol. 13, 1979, 957-964
7. Buechel F. F. and Pappas M. J., Long-term survivorship analysis of cruciate-sparing versus curciate-sacrificing knee prosthesis using meniscal bearings. *Clinical Orthopedics*, Vol. 260, 1990, pp. 162-169
8. Szivek J.A. Anderson P.L. Benjamin J.B., Average peak contact stress distribution evaluation of total knee arthroplasties, *J. of Arthroplasty*, Vol. 11(8), 1996, pp. 952-963
9. Matsuda S. White S.E. William, V.G, McCarthy D.S., Whiteside L.A., Contact stress analysis in meniscal bearing in total knee arthroplasty, *J. of Arthroplasty*, Vol. 13(6), 1998, pp. 699-706
10. Kuster M.S., Horz S., Spalinger E., Stachowiak G.W., Gachter A. The effects of conformity and load in total knee replacement, *Cinical Orthopaedics and Related Research* No 375, 2000, pp. 302-312
11. Bartel D.L., Rawlinson J.J., Burstein A.H., Ranawat C.S. and Flynn W.F. Jr, Stresses in the polyethylene components of contemporary total knee replacements, *Cinical Orthopaedics and Related Research* No 268(375), 2000, pp. 302-312 No 317, 1995, pp. 76-82
12. Hashime A., Shirazi-A dl A. Finite element analysis of tibial implants - effects of fixation design and friction model, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Eng.*, Vol. 3, No. 3, 2000, pp.183-201
13. Otto J.K., Callaghan J.J., Brown T.D., Mobility and contact mechanics of a rotating platform total knee replacement, *Cinical Orthopaedics and Related Research* No 393, 2001, pp. 24-37
14. Crompton P.A. Compressive characterization of ultra-high molecular weight polyethylene with applications to contact stress analysis of total knee replacements, Queen's Univ. Kingston, Ontario, 1993.

Table 1 Parameters for experimental and numerical tests

Exp Set	Axial Rotation Loading Rate	Rotation Sequence	Axial Load (BW)	Condylar Load	Flexion Angle (°)
A	Static: slow, med, fast Dynamic: 4, 10, 25°/s	endo	1,2,3,4	50-50	0
1	Static: slow Dynamic: 10°/s	endo exo	1,2,3,4	50-50	0
2	Static: slow Dynamic: 10°/s	endo exo	1,2,3,4	50-50 60-40	0
3	Static: slow Dynamic: 10°/s	endo exo	1,2,3,4	50-50	0,15,20,30,6 0,90

Table 2 Experimental and numerical test results

Axial Load	Flexion Angle (°)	Dynamic Torque (N-m)		Max. von Moses Stress (MPa)		Contact Area Before Axial Rotation (mm ²)		
		experiment	FEM	0° rotation	10° rotation	Bearing	Mobile	
ML-CL 각도 50-50	1	0	1.75	1.39	10.17	10.08	337	1170
	2	0	3.13	2.72	14.38	14.29	548	1269
	3	0	4.37	4.03	15.13	15.71	673	1347
	4	0	5.51	5.32	15.96	15.95	775	1389
60-40	1	0	-	1.39	10.05	10.35	349	1174
	2	0	-	2.73	13.80	13.71	531	1267
	3	0	4.34	4.04	15.40	15.45	662	1330
	4	0	-	5.33	15.69	15.64	770	1377
50-50	3	0	4.08	4.03	15.13	15.71	673	1347
	3	15	4.03	3.96	26.71	26.86	406	806
	3	30	3.92	3.81	27.05	26.71	231	720
	3	45	3.95	3.83	27.04	27.22	233	726
3	60	3.96	3.81	26.52	26.65	250	713	
	90	4.10	3.79	27.25	27.29	205	734	