

## Simulator를 이용한 인공무릎관절 접촉면의 압력분포 및 운동성 분석

이문규 · 김종민\* · 김동민\* · 최귀원

의과학연구소 한국과학기술연구원, 전기공학과 홍익대학교\*

(2003년 7월 1일 접수, 2003년 8월 26일 채택)

## Analysis of the Contact Pressure Distribution and Kinetics of Knee Implant Using the Simulator

M.K. Lee, J.M. Kim\*, D.M. Kim\* and K.W. Choi

Biomedical Engineering, KIST, Electrical Engineering, Hongik University\*

(Received July 1, 2003. Accepted August 26, 2003)

**요약** : 인공무릎관절의 수명에 직접적인 영향을 주는 인자는 접촉면에 대한 접촉면적과 압력분포이다. 따라서, 이에 대한 실험적인 평가가 필요하였고 knee simulator 혹은 K-scan sensor를 포함한 시스템과 같은 많은 연구가 진행되어 왔다. 그러나 지금까지 보행주기에 따른 연속적인 인공관절 운동에 대한 접촉면의 압력분포를 실시간으로 분석한 연구는 미흡하다. 따라서 본 연구의 목적은 보행주기를 모사하는 simulator와 I-scan을 이용하여 연속적인 동작에 따른 접촉면의 압력분포를 분석함에 있다.

본 연구의 목적을 이루기 위해서 생체내 인공관절 환경을 정확히 표현할 수 있는 knee simulator를 제작하였다. 네 방향의 자유도를 갖고 있는 본 simulator는 soft tissue의 기능을 포함하고 있고 PC program을 통하여 압축하중과 femoral component의 굴곡각을 조절할 수 있다. 본 시스템의 I-scan sensor는 보행주기에 따른 압력분포를 분석할 수 있다. 보행주기에 대한 압력분포는 압축하중곡선에 따라 주요하게 변화함을 알 수 있고 운동성에 영향을 주는 압력중심의 위치도 변한다는 것을 알 수 있다. 따라서 본 연구에서 제작한 knee simulator는 보행주기 같은 특성의 운동정보를 이용하여 접촉면의 압력분포 및 운동성 같은 기계적 성능을 평가할 수 있고 형상 설계를 위한 기초 자료를 제공할 수 있다.

**Abstract** : Contact area and pressure are important factors which directly influence a life of knee implants. Since implant's mechanical functions should be experimentally evaluated for clinical use, many studies using a knee simulator and a pressure sensor system have been conducted. However, it has not been reported that the contact pressure's distribution of a knee implant motion was estimated in real-time during a gate cycle. Therefore, the objective of this study was to analyze the contact pressure distribution for the motion of a joint using the knee simulator and I-scan sensor system.

For this purpose, we developed a force-controlled dynamic knee simulator to evaluate the mechanical performance of artificial knee joint. This simulator includes a function of a soft tissue and has a 4-degree-of-freedom to represent an axial compressive load and a flexion angle. As axial compressive force and a flexion angle of the femoral component can be controlled by PC program. The pressure is also measured from I-scan system and simulator to visualize the pressure distribution on the joint contact surfaces under loading condition during walking cycle. The compressive loading curve was the major cause for the contact pressure distribution and its center move in a cycle as to a flexion angle. In conclusion, this system can be used to evaluate to the geometric interaction of femoral and tibial design due to a measured mechanical function such as a contact pressure, contact area and a motion of a loading center.

**Key words** : Knee implant, I-scan sensor, Knee simulator

## 서론

인공무릎관절은 신체하중에 의한 높은 압력을 지탱하면서 정상인의 운동성을 나타낼 수 있어야 한다. 대부분의 인공관절의 실패 요인이 접촉면에서 발생하는 응력에 의한 마모이다. 즉, 장시간 동안에 인공관절의 기계적 성능을 유지하기 위해 접촉면에 대한 최대 압력을 최소화하여야 되고 이는 인공관절

본 연구는 보건복지부 G7 과제의 지원으로 수행되었음(98-PJ7-PG4-2-0054)

통신저자 : 최귀원, (136-791) 서울시 성북구 하월곡2동 39-1

한국과학기술연구원 의과학연구소

Tel. 02)958-5921, Fax. 02)958-5909

E-mail. choi@kist.re.kr

의 수명에 영향을 주는 가장 중요한 요인으로 작용하고 있다. 따라서 인공관절의 제품개발에서 실제 환자에 사용되기 전에 제품에 대한 기계적 성능의 평가를 거쳐야 할 필요성이 있고 정량적인 분석이 필요하다. 이에 대한 기존연구는 1970년대부터 시작되었다[1-2]. 1980년대에는 생체 내에서 보행주기에 따른 기구학적인 연구를 통해 인공관절의 설계 변수와 수술 방법을 연구하였고[3], 1997년 Luger 등은 체내의 기능을 예측하기 위해 하중조건과 이에 영향을 끼칠 수 있는 연조직(soft tissue)과 같은 다른 인자들에 대해 연구하였다[4].

인공관절의 기계적 성능을 체외에서 실험하기 위해서 이를 잘 모사할 수 있는 knee simulator에 대한 연구가 수행되었다. 1977년 P.S. Walker 등은 femoral component를 고정된 축에 대하여 굴곡각을 갖게 되고 tibia의 축을 따라 압축하중을 가하였다[5]. 또한 1996년 P. S. Walker는 특정하중조건에 대한 전후(anterior-posterior) 변위와 내외(internal-external) 회전각을 측정할 수 있으며 연조직(soft tissue)의 기능이 포함된 simulator를 제작하였다[6]. 그리고 2000년 J. D. DesJardins 등은 다축을 갖는 하중제어를 통해 보행주기에 따른 연속적인 하중곡선과 굴곡각에 대한 함수를 적용할 수 있는 simulator를 제작하였다[7]. 하지만 이는 보행주기에 따른 전후 변위와 내외 회전각을 측정할 수는 있으나 실제 인공관절의 수명에 중요한 접촉면의 압력분포를 측정할 수는 없었다. 따라서 다른 한편으로 인공무릎관절의 접촉면에 대한 마모량을 측정하려는 방법과 마모를 일으키는 요인에 대한 연구가 진행되었다[8-9]. 1998년 Riegger-krugh 등은 사체의 무릎관절을 이용하여 하중의 크기, 시간 그리고 관절의 위치 등과 같은 요인에 대해 연구하였다[10]. 그리고 접촉면의 면적과 압력분포를 측정하기 위해 기존 문헌에서는 다양한 압력센서를 사용하였다. 압력 센서로는 stereophoto-grammetry, Fuji pressure sensitive fil-

m, piezoelectric transducers 그리고 I Scan sensor등이 있는데 1999년 M. L. Harris 등은 이러한 접촉면의 압력분포를 측정하기 위해 특정 굴곡각에 대한 Fuji film과 K-scan sensor를 이용한 방법을 비교 연구하였다[11]. 각각의 센서들에 대해 장단점을 갖고 있지만 현재로서는 K scan 혹은 I scan이 실시간으로 압력분포를 나타내주는 우수한 압력센서로 알려져 있다. 하지만 이러한 연구들 중 보행주기에 따른 압력분포에 대한 연속적인 변화에 대한 연구는 없다.

따라서 본 연구에서는 I-Scan 압력센서와 dynamic knee simulator를 이용하여 보행주기에 따른 인공무릎관절의 접촉면에 대한 면적과 압력분포를 실시간으로 해석함으로써 인공무릎관절의 기계적 성능을 평가함에 있다.

## 실험 방법

### 1. Dynamic knee simulator 제작

인공무릎관절 설계 시 운동성 분석과 접촉면의 응력 분포 등의 기계적인 성능을 측정하는 것이 필요하다. 따라서 본 연구에서는 체내의 인공관절에 대한 기계적 성능을 모사할 수 있는 dynamic knee simulator를 제작하였다. 이는 일반적인 인공관절 재료에 대한 핀 마찰을 이용한 마모 시험기 보다 좀 더 실질적으로 인공무릎관절의 기계적 성능을 검증할 수 있다. Simulator는 크게 기구부, 제어계측부, 압력센서부로 나눌 수 있다. 굴곡 각은 femoral component를 모터의 구동으로 모사하였고 압축하중은 hydraulic system을 사용하였으며 접촉면에서 압력센서를 사용하여 압력분포 및 접촉면적을 측정하게 된다(Fig. 1).

#### 1) Simulator의 기구부

약 2250N의 최대 값을 갖는 압축하중을 제어하기 위해 hydraulic system과 load cell을 사용하였다. Hydraulic system은 servo motor에 비해 작은 규모에도 큰 힘을 낼 수 있

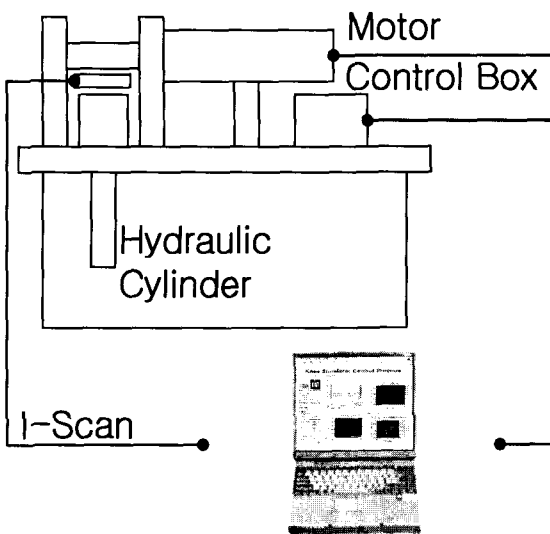


그림 1. Knee simulator의 개략도  
Fig. 1. An I-scan sensor and a diagram for the simulator system

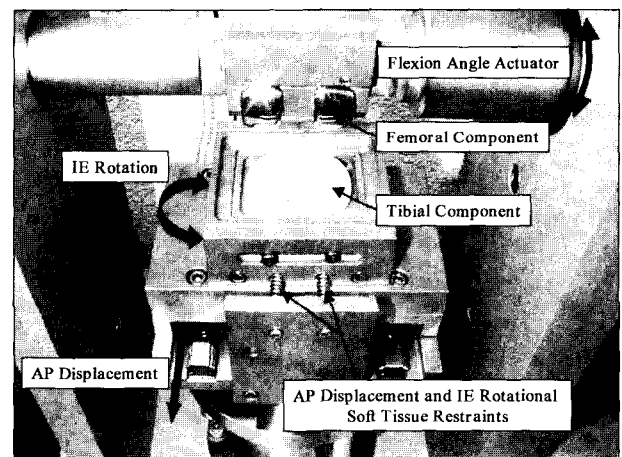


그림 2. Simulator의 자유도  
Fig. 2. Free body diagram of the simulator

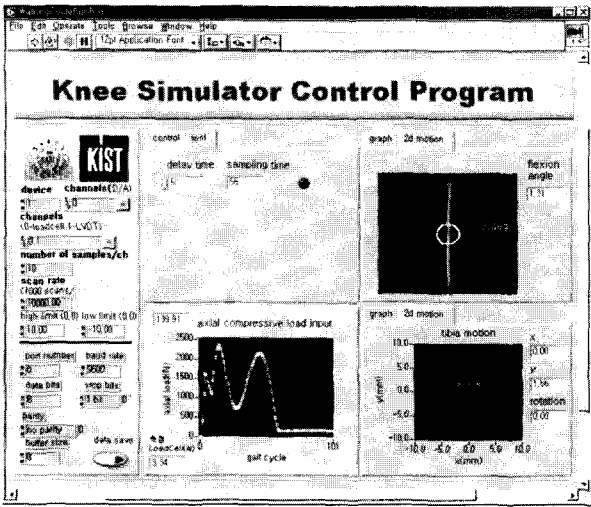


그림 3. LabVIEW 프로그램을 이용한 제어 프로그램  
Fig. 3. A view of computer control using the LabVIEW program

는 장점이 있다. 굴곡각(flexion angle)의 구동은 고속 왕복 회전에 대한 control이 용이한 servo motor (APEX620-MO-25)를 사용하였고 motor control은 GV6-H20R을 사용하였다. 또한 충분한 토크를 발생시키기 위해 감속기(PS115-010)를 사용하였다.

모두 4개의 자유도를 갖는 simulator는 component 간의 정렬을 위한 자유도와 제어가 가능한 굴곡각과 축방향 하중(axial force)에 대한 자유도 그리고 굴곡각에 따라 발생하는 전후 방향 변위와 내외 회전각으로 구성되어 있다(Fig. 2). 내외 회전각에 대한 자유도는 마모 mechanism에 매우 중요하다. 만일 내외 회전에 대한 자유도가 주어지지 않는다면 한 방향에 대해서만 마모가 발생하게 된다. 하지만 실제 마모는 두 방향 이상의 복합적으로 발생하게 된다. 이러한 마모 mechanism을 가능하게 하는 것이 내외 회전에 대한 자유도인 것이다. 그 이유는 내외방향의 회전에 의해 axial 하중 조건이 biaxial 하중 조건으로 바뀌기 때문이다. 그리고 이러한 자유도에 대한 연조직의 역할을 구현하기 위해 linear spring을 사용하였다. 이는 굴곡각에 대한 과도한 전후 변위와 내외 회전을 막기 위해 반드시 필요하다. Spring 상수는 기존 문헌을 참고하여 전후 방향에 대해서는  $\pm 20\text{N/mm}$ 의 값을 갖고 내외 방향에 대해서는  $\pm 0.28\text{Nm/degree}$ 의 값을 갖는다. 또한 인공관절의 운동성을 측정하기 위해 전후 방향 변위를 측정하는 LVDT 250 MHR을 사용하였다.

2) Simulator의 제어계측부

제어와 계측은 모두 하나의 프로그램에서 작동할 수 있도록 하였다. 프로그램은 LabVIEW를 사용하여 사용자가 원하는 압축력과 굴곡각의 profile을 줄 수 있고 이에 따른 하중 곡선과 전후방향 변위를 실시간으로 얻을 수 있다(Fig. 3). 하중에 대한 제어는 load cell(1211EX-1K, 4000N)에서 얻은 피드백

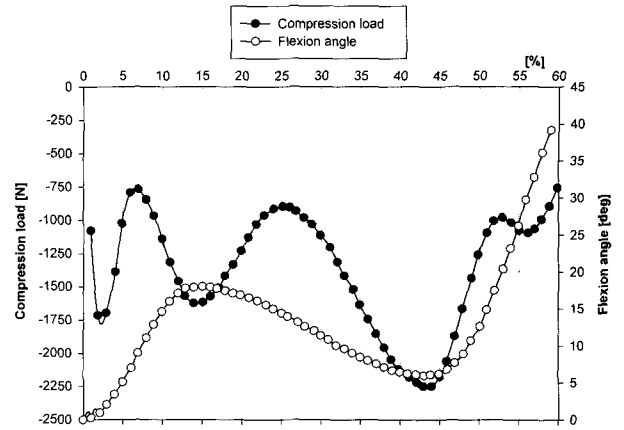


그림 4. 보행주기에 따른 압축력과 굴곡각에 대한 궤적  
Fig. 4. Data for the stance phase of the walking cycle, consisting of axial compressive force and flexion angle. Data fromAndriacchi et al., 1995

을 통해 비례 제어를 사용한다. 굴곡 각과 압축하중은 기존 문헌을 참고하여 구동하였다(Fig. 4).

2. 압력센서를 이용한 접촉면의 압력측정

본 연구에서 사용한 시편은 Osteonics사의 ScorpioTM CR 을 사용하였고 압력센서는 I-Scan 5051을 사용하였다. I-Scan 압력센서는 구부릴 수 있는 특성으로 곡면 형상인 접촉면에 대한 측정이 용이하고 실시간의 측정이 가능하다. 본 시편은 좌우 대칭임을 감안하여 우측 과상돌기(condyle)에 대해서 기준좌표를 정한 후 센서를 부착하여 시험을 수행하였고 보행주기에 대한 압축력과 굴곡각을 입력 값으로 사용하여 이에 대한 센서에서 발생하는 압력분포, 접촉면적, 작용하는 하중 그리고 하중의 중심위치에 대한 변화를 측정하게 된다.

본 실험의 검증은 위해 0도의 굴곡각에서 600, 900, 1200, 1500N의 정적해석을 선행하였다. 시험방법은 I-scan 압력센서를 이용한 Instron 압축시험과 knee simulator 시험 그리고 유한요소해석을 이용하여 접촉면적을 비교하였다. 여기서 유한요소모델은 3차원 연속체 요소망을 사용한 모델이며 접촉 조건을 사용하였다[12]. 접촉면에 대한 설계변수는 대퇴골 부와 경골 부의 두 시편에 대한 시상(sagital)면과 전두(frontal)면에서의 곡률 반경으로 설정하였다.

본 실험은 하중조건이 양쪽 과상돌기에 대해서 대칭이라는 가정이 전체되어 있기 때문에 simulator에 걸리는 전체하중의 절반이 센서에 전달되는지에 대한 검증이 필요하다. 따라서 simulator에 1000, 2000, 3000, 4000, 5000N의 정하중을 가한 후 그 하중의 절반 값을 센서에서 얻은 하중의 값과 비교하였다.

결 과

1. Dynamic knee simulator 검증

Knee simulator 시스템을 검증하기 위해 압력센서를 이용

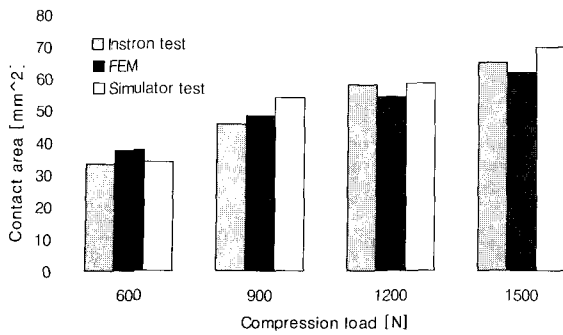


그림 5. 굴곡각 0도에서 세 가지 측정에 대한 결과  
 Fig. 5. The result of three test at flexion angle 0 degree

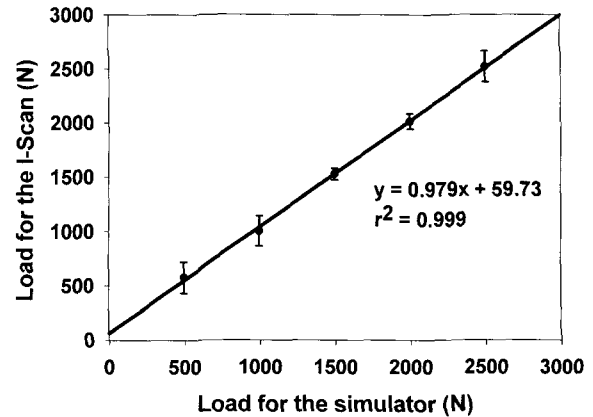


그림 6. Simulator와 I-scan sensor에 대한 검증  
 Fig. 6. Validation of the simulator and I-scan sensor

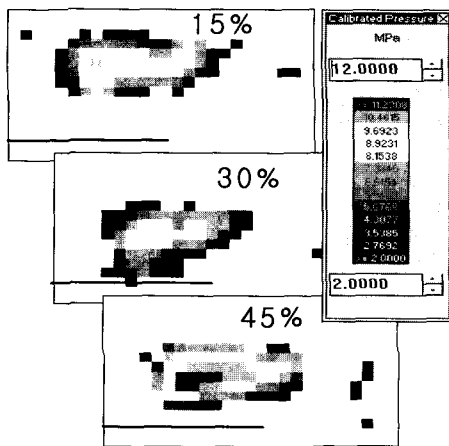


그림 7. 보행주기에 따른 접촉압력분포(가장자리의 검은색은 3.5MPa 이하를 나타냄)  
 Fig. 7. The contact pressure distribution for the gait cycle

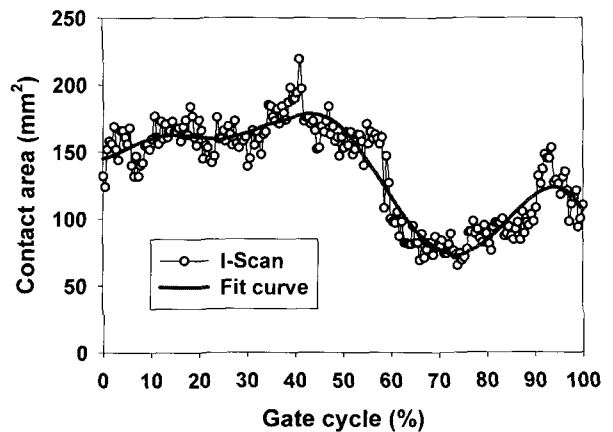


그림 8. 보행주기에 따른 접촉면적의 변화  
 Fig. 8. The contact area curve for the gait cycle

한 Instron 압축시험과 FEM 해석 그리고 simulator의 시험에 대해 비교한 결과 매우 유사한 결과 값을 가짐을 알 수 있다 (Fig. 5). 세 가지 시험에 대한 각 하중조건 최대 표준편차가 4.32N이고 표준편차의 평균값이 3.23N임을 알 수 있다. 특히 Instron 시험과 simulator의 시험에 대한 표준편차가 유한요소 해석과의 값과 비교하면 더 적은 값을 나타낸다. 이는 유한요소 해석에 수치적인 에러를 포함하고 있기 때문이다. 즉, 본 연구에서 제작한 simulator 시험이 매우 유효하다는 것을 의미한다.

Knee simulator에서의 하중과 센서에서의 하중을 비교하는 검증에서는 매우 유사한 하중 값을 갖음을 보여주는데 이는 대칭을 가정한 시험이 유효하다는 것을 검증하는 것이고 또한 본 연구에서 센서의 필름에 의한 영향을 무시할 수 있다는 것을 의미한다(Fig. 6).

2. 압력센서를 이용한 접촉면의 압력측정

보행주기에 대한 압력분포를 살펴보면 힘의 중심점에 대한 상대적인 위치를 알 수 있는데 검은 선을 기준으로 주기가 진행됨에 따라 30%일 때까지는 그 중심점이 후방으로 움직이다

가 그 후에는 다시 전방으로 움직임을 알 수 있고 연구결과 그 이동은 굴곡각이 주요한 원인으로 작용함을 알 수 있다 (Fig. 7). 그리고 30% 까지는 굴곡각에 따라 압력의 변화보다는 중심점 이동의 변화가 크게 작용하고 그 후에 45%까지는 압력분포에 주요 변화를 가져옴을 알 수 있다.

본 압력 센서를 이용한 압력분포의 형상을 통해서 전체적인 접촉면적, 그리고 압력중심의 이동과 그 변위를 시각적으로 관측할 수 있을 뿐만 아니라 그 편차도 관측할 수 있기 때문에 여러 모델의 형상에 대해 비교도 가능하고 한가지 모델에 대해서도 각 접촉면 부위에 따른 형상 설계에 좋은 자료를 제공할 수 있다.

굴곡각에 따른 접촉면적을 비교해 보면 0 30 도까지는 각이 커질수록 접촉면적도 커짐을 알 수 있다(Fig. 8). 그리고 그 곡선이 60%까지는 평균압력곡선과 유사한 경향을 갖는다. 접촉면에 대한 형상의 초기에는 medial-lateral 방향으로 길어진 형상에서 점차 둥근 형상으로 변화됨을 알 수 있다. 이는 각이 커질수록 접촉면이 커지기 때문이라 사료된다. 60%이후에서 생긴 압력은 입력된 하중곡선이 거의 0이지만 후반부의 굴곡

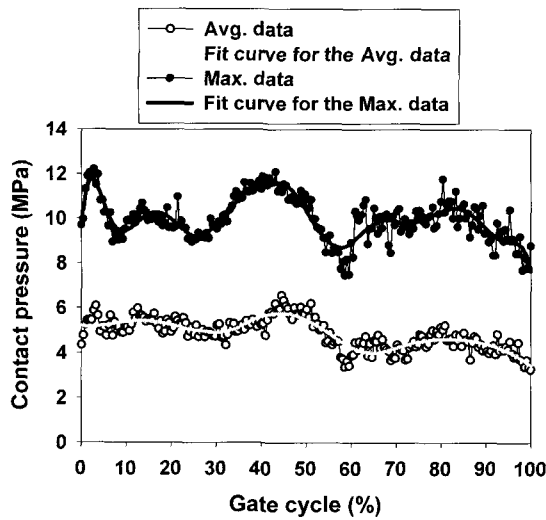


그림 9. 보행주기에 따른 접촉압력분포의 변화  
 Fig. 9. The contact pressure curve for the gait cycle

각에 의해 발생한 실험적인 값임을 알 수 있다. 즉, 60%까지의 응력분포 값만이 유의한 값을 알 수 있다.

보행주기에 대한 최대 압력 곡선과 평균 압력 곡선으로부터 6%의 보행주기에서 11.9MPa의 최대압력이 걸림을 알 수 있다. 그리고 45% 부근에서도 11.8MPa의 값을 가짐을 알 수 있다. 평균 압력곡선은 최대 압력곡선과 비교했을 때 두 곡선의 편차에 차이가 나타남을 알 수 있으나 전체적으로는 비슷한 양상을 갖는다(Fig. 9). 이 때의 굴곡각은 약 8.6도 이다. 압력 곡선에 대해서도 60%이후에 발생한 압력은 굴곡각에 의해 발생한 실험적인 값이다.

보행주기에 따른 운동성을 분석하기 위해 측정된 전후 방향의 변위는 대퇴골 임플란트와 접촉되어 있는 상태이기 때문에 압축하중 보다는 굴곡각의 영향이 크고 최대 변위는 4.19mm임을 알 수 있다. 이 값은 기존 문헌의 값과 비교했을 때 0.5~5.6mm안에 포함되므로 유효한 값을 알 수 있다[7].

### 결론 및 고찰

Knee simulator를 이용함으로써 좀 더 실질적인 인공무릎관절의 움직임을 모사할 수 있고 실시간으로 접촉 압력분포를 측정하는 것이 가능하다. 이러한 자료는 다양한 인공무릎관절의 제품들을 비교하는데 매우 유용할 수 있다고 사료된다.

16% 보행주기의 하중보다 46% 보행주기의 하중이 작음에도 더 큰 압력 값을 갖는 이유는 굴곡각이 후자의 경우에서 상대적으로 작아지는 방향이고 그 값 자체도 작기 때문이라 사료된다.

### 참고 문헌

1. P. Aichroth, M.A.R. Freeman, I.S. Smillie, W.A. Sou-

ter, "A knee function assessment chart", J. of Bone and Joint Surgery, vol. 60B, 308-309, 1978

2. J.M. Cloutier, "Results of total knee arthroplasty with a nonconstrained prosthesis", J. of Bone and Joint Surgery, vol. 65, 906-919, 1983

3. T.P. Andriacchi, G.B.J. Andersson, R.W. Fermier, D. Stern, J.O. Galante, "A study of lower-limb mechanics during stair-climbing", J. of Bone and Joint Surgery, vol. 62A, 749-757, 1980

4. E. Luger, S. Sathasivam, P.S. Walker, "Inherent differences in the laxity and stability between the intact knee and total knee replacements", The Knee, vol. 4, 7-14, 1997

5. P.S. Walker, H.H. Hsieh, "Conformity in condylar replacement knee prostheses", J. of Bone and Joint Surgery, vol. 59B, 222-228, 1977

6. P.S. Walker, G.W. Blunn, D.R. Broome, J. Perry, A. Watkins, S. Sathasivam, M.E. Dewar, J.P. Paul, "A knee simulating machine for performance evaluation of total knee replacements", J. Biomechanics, vol. 30, no. 1, 83-89, 1997

7. J.D. DesJardins, P.S. Walker, H. Haider, J. Perry, "The use of a force-controlled dynamic knee simulator to quantify the mechanical performance of total knee replacement designs during functional activity", J. Biomechanics, vol. 33, 1231-1242, 2000

8. J.P. Collier, M.B. Mayor, V.A. Surprenant, L.A. Dauphinais, R.E. Jensen, "The biomechanical problems of polyethylene as a bearing surface", Clinical Orthopaedics, vol. 261, 107-113, 1999

9. Y. Kadoya, P.A. Revell, A. Kobayashi, et al, "Wear particulate species and bone loss in failed total joint arthroplasties", Clinical Orthopaedics, vol. 340, 118-129, 1997

10. C. Riegger-Krugh, T.N. Gerhart, W.R. Powers, W.C. Hayes, "Tibiofemoral contact pressures in degenerative joint disease", Clinical Orthopaedics, vol. 348, 233-245, 1998

11. M.L. Harris, P. Morberg, W.J.M. Bruce, W.R. Walsh, "An improved method for measuring tibiofemoral contact areas in total knee arthroplasty: a comparison of K-scan sensor and Fuji film", J. Biomechanics, vol. 32, 951-958, 1999

12. 이문규, 최귀원, 이태수, "인공슬관절 전치환술에서 형상 모델링 프로그램을 이용한 안정성에 대한 응력 해석", J. the Korean Orthopaedic Research Society, vol. 4, no. 2, 2001