

인공 무릎 관절의 3차원 운동 시뮬레이션

문병영*, 손권**, 김기범#, 서정탁***

Simulation of Three Dimensional Motion of the Knee Joint in Total Knee Arthroplasty

Byung Young Moon*, Kwon Son**, Ki Bum Kim# and Jeung Tak Suh***

ABSTRACT

Severe osteoarthritis of the knee joint often requires total knee arthroplasty(TKA) to yield adequate knee function. The knee joint with TKA is expected ideally to restore the characteristics, however, this is not necessarily true in the clinical cases. In this study the motion of the intact joint and the joint after TKA were investigated numerically using computer simulation. For active knee extension from 90 degrees of flexion to full extension, the intact knee joint exhibited anterior tibial translation near the full extension and it showed only rotation at other flexion angles. Physiologic external rotation of the tibia near full extension known as screw home movement was also noted in the analytical model. The analysis of the tibial insert of three different shapes (flat, semicurved, and curved types) demonstrated characteristic rotational and sliding motion as well as different contact forces.

Key Words : Biomaterials(생체재료), Biomechanics(생체역학), Tensile Properties(인장특성), Total Knee Replacement(슬관절 전치환술)

1. 서론

인체의 무릎 관절은 광범위한 굴곡 신전 동작과 함께 안정성을 요하는 인체 최대의 하중관절이다. 그 때문에 무릎 관절에는 인대부상, 반월판 파열 등 큰 하중이 원인으로 생기는 질환이 많다. 변형성 무릎관절증과 만성관절 류마티스 등과 같이 관절 파괴가 커서 적절한 치료가 불가능한 질환의 경우에는 금속 혹은 폴리에틸렌, 세라믹스 등을 사용해 관절면을 치환하고 재건하는 인공 관절 치환술

이 적용된다.

무릎 관절의 3차원 운동의 연구로서 Wismans¹는 관절면 형상, 인대, 근육내의 작용을 고려한 무릎 관절의 해석을 행했고, Blankevoort²는 관절면의 면접촉을 고려한 무릎 관절의 타동 운동을 해석하였다. Essinger³은 X선 촬영법을 이용하여 인공 관절의 굴곡 동작을 해석했다. Kurosawa⁴는 사체의 무릎 관절을 이용해 굴신 운동을 계측하였고, 같은 방법으로 Garg⁵는 인공 관절의 운동을 계측하였다. Grood⁶는 6자유도 전기 각도계 및 두방향 X 선 촬

접수일: 2003년 9월 3일; 게재승인일: 2004년 6월 11일

* 부산대학교 항공우주공학과

** 부산대학교 기계공학부

교신저자, 부산대학교 기계설계공학과

E-mail kusa-p@pusan.ac.kr Tel. (051) 510-3066

*** 부산대학교 의과대학 정형외과

영법을 이용하여 인공관절의 운동을 계측했다. 여러 연구에서 인공 관절의 운동은 정상 무릎의 운동과 비교해 거의 비슷하다고 보고되고 있다. 그러나 인공 관절의 최적 운동형태와 굴곡 범위를 제한하고 있는 원인에 대하여는 연구가 미비한 상태이다. 뿐만 아니라 여러 가지 타입과 형상의 인공 관절이 실제로 사용되고 있음에도 불구하고, 인공 관절의 운동에 대한 명확한 평가 방법은 나타나 있지 않다.

인공 관절 치환 수술을 받은 환자는 인대 경화의 근력 저하가 있다고 간주된다. 따라서 작은 힘으로 무릎 관절의 굴곡 신전 운동이 가능하고 인대의 변형이 생리학적 범위 내에 있으며 높은 굴곡성을 가진 인공 관절을 설계해야 한다.

본 연구에서는 무릎 관절의 3차원 모델을 제안하고 수치 시뮬레이션을 통해 인체 관절의 하중과 운동을 해석한다. 그리고 여러 종류의 인공 경골(tibial component) 형상이 인공 관절의 운동 형태에 미치는 영향을 정상 무릎과 비교하여 살펴 보았다.

2. 무릎 관절 운동의 모델링

2.1 모델과 가정

경골 대퇴관절의 3차원 형상의 모델은 Fig. 1과 같다. 본 연구에서는 해석을 위해 다음과 같이 가정한다. 첫째, 대퇴골을 지면에 대해 수평으로 고정한다. 둘째, 신전 동작을 각 굴곡각에서의 힘과 모멘트를 검사해 합한다. 셋째, 전십자인대(ACL), 후십자인대(PCL), 내측 측부인대(MCL), 외측 측부인대(LCL), 슬개건(PT)에 작용하는 힘을 고려한다. 넷째, 대퇴골과 경골은 강체로 취급하고, 내과(medial condyle), 외과(lateral condyle)는 모두 한 점씩 두 점에서 접촉한다. 마지막으로 각 인대는 질량을 가지지 않는 비선형 탄성체로 가정한다. 전십자인대, 후십자인대, 내측 측부인대, 외측 측부인대의 장력은 관절모서리 및 경골과 대퇴골에서 발생하고, 슬개건의 장력은 관절모서리에서 발생하며 완전히 한 점에서 부착된다고 가정한다.

2.2 관절 모델의 정식화

2.2.1 좌표계의 설정과 좌표 변환

본 연구에서는 제안한 모델을 해석하기 위하여 좌표계를 경골 좌표계와 대퇴골 좌표계로 나누어

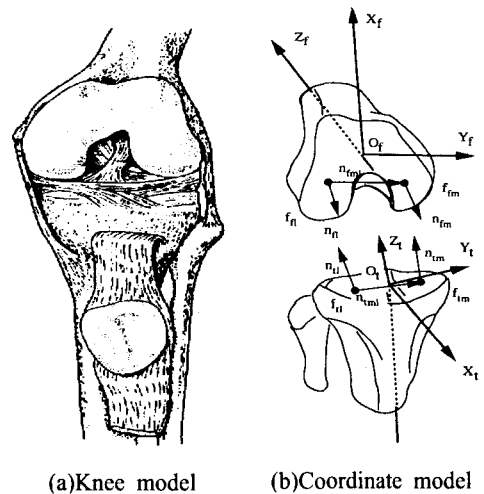


Fig. 1 Knee and femoral and tibial coordinates

고려한다. Fig. 1에 표시된 각각의 좌표계는 아래와 같이 선정한다.

대퇴골 좌표계는 대퇴부의 장축(Z_f 축)이 대퇴골의 최하면(내과의 최하면)과 직교하는 면을 $X_f - Y_f$ 면이라 한다. 경골 좌표계는 경골 관절면을 $X_t - Y_t$ 면으로 하여 X_t 축은 전후방향으로 연장된 축이고, Y_t 축은 내외방향으로 연장된 축이다. Z_t 축은 $X_f - Y_f$ 면의 수직 상방향으로 연장된 축이고, $X_t - Y_t$ 면의 중앙을 경골 좌표계의 원점 O_t 로 설정한다. 경골축은 Z_t 축과는 일치해 있지만 경골 관절면은 다소 후방으로 기울어져 있다. 그 후방경사각을 ϕ 라 한다.

2.2.2 경골과 대퇴골의 접촉조건

Fig. 1(a)의 무릎관절 내에 Fig. 1(b)와 같은 2개의 좌표계 $O_f - X_f Y_f Z_f$ 와 $O_t - X_t Y_t Z_t$ 를 설정할 수 있다. 대퇴골 관절면 형상에 대하여 내과, 외과를 각각 f_{fm} , f_{ft} 이라고 하고, 경골 관절면 형상에서 내과, 외과를 각각 f_{tm} , f_{tt} 이라고 한다. Fig. 1(b)에서 분리된 것과 같이 보이는 f_{fm} 과 f_{tm} 의 두 점, f_{ft} 과 f_{tt} 의 두 점은 실제로는 접해 있다. f_{fm} , f_{ft} , f_{tm} , f_{tt} 의 접촉점에서 법선 벡터를 n_{fm} , n_{ft} , n_{tm} , n_{tt} 이라 한다. 내과와 외과가 동시에 접촉하기 위해서는 대퇴골 내과와 외과의 접촉점에서 법선 벡터와 경골 내과와 외과의 접촉점에서의 법선 벡터가 각각 일치해야 한다. 그리고 대퇴골 내과와 외과의 접촉점을 연결하는 위치벡터가 경골 내과와 외과의 접촉점을 연결하는 위치벡터와 일치해야 한다.

$$n_{fm} = d_1 n_{tm} \quad (1)$$

$$n_{fl} = d_2 n_{tl} \quad (2)$$

$$n_{fml} = n_{tml} \quad (3)$$

여기서 d_1 과 d_2 는 계수이다.

2.2.3 관절에 작용하는 힘과 모멘트

경골에 작용하는 힘은 전십자인대의 장력 F_a , 후십자인대의 장력 F_p , 외측 측부 인대의 장력 F_{lc} , 내측 측부 인대의 장력 F_{mc} , 경골과 대퇴골의 외과측 접촉력 F_{ql} , 내과측 접촉력 F_{qm} , 슬개건의 장력 F_{pt} , 하퇴부의 중력 mg 등이 있다. 이 힘들의 방향은 Fig. 2에서와 같이 인대의 방향과 같다. 각각의 관절 자세에서 무릎 관절에 작용하는 힘은 균형을 이루고 있다. 따라서 힘의 평형 방정식은 다음과 같다.

$$F_a + F_p + F_{lc} + F_{mc} + F_{ql} + F_{qm} + F_{pt} + mg = 0 \quad (4)$$

식 (4)를 x, y, z 성분으로 나누면 다음과 같다.

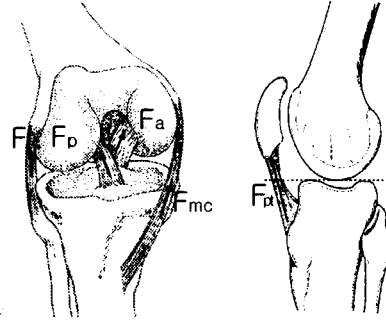
$$F_a^x + F_p^x + F_{lc}^x + F_{mc}^x + F_{ql}^x + F_{qm}^x + F_{pt}^x + mg^x = 0 \quad (5)$$

$$F_a^y + F_p^y + F_{lc}^y + F_{mc}^y + F_{ql}^y + F_{qm}^y + F_{pt}^y + mg^y = 0 \quad (6)$$

$$F_a^z + F_p^z + F_{lc}^z + F_{mc}^z + F_{ql}^z + F_{qm}^z + F_{pt}^z + mg^z = 0 \quad (7)$$

인대의 길이는 경골 및 대퇴골의 인대부착부위 간의 거리에서 구할 수 있다. 즉 각 인대의 장력은 경골과 대퇴골의 상대 위치와 관계된 값이다. 하퇴부의 중력 mg 는 y 방향으로는 힘을 가지지 않는다. 또 경골과 대퇴골의 접촉력은 각 인대에 작용하는 장력의 반력이다. 따라서 접촉력의 z 방향 성분이 각 인대의 장력의 z 방향 성분의 합력과 평형을 이루는다고 하면, 평형식은 다음과 같다.

$$F_{ql}^z + F_{qm}^z = F_a^z + F_p^z + F_{lc}^z + F_{mc}^z + F_{pt}^z + mg^z \quad (8)$$



(a) Front view (b) Lateral view

Fig. 2 Knee model with ligament

따라서 접촉력의 방향은 접촉점에서 법선의 방향과 같다. 내과와 외과에 작용하는 접촉력은 경골의 내외 반대방향의 모멘트가 평형하게 작용한다.

$$M_a + M_p + M_{lc} + M_{mc} + M_{ql} + M_{qm} + M_{pt} + M_{mg} = 0 \quad (9)$$

여기서 $M_a, M_p, M_{lc}, M_{mc}, M_{ql}, M_{qm}, M_{pt}, M_{mg}$ 는 각각 전십자인대의 장력 F_a , 후십자인대의 장력 F_p , 외측 측부 인대의 장력 F_{lc} , 내측 측부 인대의 장력 F_{mc} , 경골과 대퇴골의 외과측 접촉력 F_{ql} , 내과측 접촉력 F_{qm} , 슬개건의 장력 F_{pt} , 하퇴부의 중력 mg 의 경골의 내외 반대방향의 모멘트이다. 각 관절 모서리에서 경골축 주위의 비틀림 모멘트도 평형을 이루고 있기 때문에 다음 식이 성립한다.

$$T_a + T_p + T_{lc} + T_{mc} + T_{ql} + T_{qm} + T_{pt} + T_{mg} = 0 \quad (10)$$

여기서 $T_a, T_p, T_{lc}, T_{mc}, T_{ql}, T_{qm}, T_{pt}, T_{mg}$ 는 각각 전십자인대의 장력 F_a , 후십자인대의 장력 F_p , 외측 측부 인대의 장력 F_{lc} , 내측 측부 인대의 장력 F_{mc} , 경골과 대퇴골의 외과측 접촉력 F_{ql} , 내과측 접촉력 F_{qm} , 슬개건의 장력 F_{pt} , 하퇴부의 중력 mg 에 의한 경골축 주위의 비틀림 모멘트이다. 각 관절 모서리에서 접촉 조건식 (1)-(3)과 힘, 모멘트, 토크의 평형식 (5)-(10)을 동시에 만족할 때 경골과 대퇴골의 상대적인 위치관계가 결정된다.

2.3 해석 방법

2.3.1 경골, 대퇴관절 접촉 조건의 결정방법

경골과 대퇴골을 접촉시키기 위해서는 2.2.2절에 기술했던 두 개의 조건을 만족해야 한다. 여기에서 두 번째의 조건을 만족하기 위해서는 다음의

두 가지 수단이 고려되어진다. 하나는 경골의 접촉점을 내과 외과와 함께 이동시키는 것이며 다른 하나는 경골에 내외 반각(varus-varus angle, 경골대퇴골의 축 회전의 회전 각)을 부여하는 것이다. 본 해석에서는 이 두 개를 동시에 만족하는 접촉 방법을 고안하였다. 그 방법을 다음에 기술한다.

먼저 초기 상태로 경골의 내외반각을 0°로 설정한다. 그 후에 경골 내, 외과에 가상의 접촉점을 결정하고, 법선 벡터 n_{il} , n_{im} 과 내과의 접촉 위치를 연결하는 위치 벡터 n_{iml} 을 결정한다. 다음으로 첫 번째 조건을 만족하는 대퇴골 내과, 외과의 접촉 위치를 구한다. 그리고 대퇴골의 내외과의 접촉 위치를 연결하는 위치 벡터 n_{rim} 을 구한다. 다음으로 두 번째 조건을 만족하는지를 판별해 n_{iml} 과 n_{rim} 이 일치한다면 접촉 위치가 결정되지만, 다른 경우에는 n_{iml} 과 n_{rim} 의 각 성분을 비교해서 x, y 성분이 다른 경우에는 내, 외과 모두 경골의 접촉 위치를 이동시킨다. z 성분이 다른 경우는 경골에 내반과 외반각을 조금씩 더한다. 이 방법을 되풀이하여 대퇴골과 경골의 접촉 위치를 구한다.

2.3.2 관절에 작용하는 힘과 모멘트의 평형

경골과 대퇴골의 접촉이 완료된 후 무릎 관절에 작용하는 힘과 모멘트의 평형을 구한다. 먼저 접촉이 완료되었다면 일시적으로 경골과 대퇴골의 상대적인 위치 관계가 결정된다. 따라서 각 인대에 작용하는 장력도 결정할 수 있다. 이때 식 (5)~(10)을 동시에 만족하도록 한번 더 경골과 대퇴골의 상대 위치를 변화시킨다. 이동 가능한 자유도는 x, y 방향 병진 이동과 z축 주위의 회전 이동이 있다. 즉 식 (5), (6), (10)을 만족하도록 이 3자유도를 조정한다. 계산상 3자유도를 한번에 맞추는 것은 곤란하므로 본 해석에서는 1자유도씩 평형을 맞추어 최종적으로 3자유도가 동시에 평형을 이루도록 한다.

3. 해석결과

3.1 인대의 특성

전십자인대, 후십자인대, 내측 측부인대, 외측 측부인대가 인대의 변형이 증가함에 따라 탄성 계수가 커지게 된다. 인대가 비선형 탄성의 특성을 가진다고 하면 인대 섬유에 가해지는 장력 f 는 다음과 같이 제안할 수 있다.

Table 1 Value of coefficients and initial lengths of ligaments

	A	B	l_0
ACL	930	9.21	35.5
PCL	515	5.43	38.5
LCL	30.7	12.8	56
MCL	50.7	12.8	66

$$f = A \exp[B l - (l - l_0)/l_0] \quad (l \geq l_0) \quad (11)$$

$$f = 0 \quad (l < l_0) \quad (12)$$

여기서 A, B는 각 인대의 계수이고, l_0 는 인대의 초기 길이, l 은 각 관절각에서 인대의 길이이다. 인대의 길이가 초기 길이보다도 짧은 경우에는 인대가 느슨해져 있는 것이라 판단하여 장력을 0으로 설정하였다. 슬개건의 장력 F_{pt} 는 사체의 무릎을 이용한 대퇴사두근력의 신전운동 실험으로부터 다음 식과 같이 근사화하였다.

$$F_{pt}(\theta) = 5.49 \times 10^{-7} F_{\mu}(0)(\theta - 45)^3 + 0.5 F_{\mu}(0) \quad (13)$$

Table 1은 여러 인대에 대해 A, B, l_0 값을 나타낸다.

3.2 정상 무릎 관절

해석 모델의 검증을 위해 건강한 29세 남성의 왼쪽 하지를 대상으로 해석을 행하였다. Fig. 3에 각 관절각에서의 내과, 외과의 경골 관절면과의 접촉점의 궤적, 경골축 주위의 회전각(rotation angle), 내반-외반각(varus-valgus angle) 및 십자인대의 장력을 표시하였다. 그림에서 황축은 무릎 관절의 굴곡 각도를 나타낸다. Fig. 3(a)에 경골 관절면 중앙을 기준으로 경골과 대퇴골의 접촉점의 위치를 표시하였다. Fig. 3(b)에 회전각, Fig. 3(c)에 내외반각의 변화를 표시하였다. 양의 값은 내선과 내반을 나타내고, 음의 값이 외선과 외반을 나타낸다.

Fig. 3(a)의 정상무릎 관절의 접촉위치 궤적을 보면 정상 무릎은 굴곡부위에서 약 40도 부근까지는 내, 외과 모두 경골의 접촉점의 이동은 없고 같은 위치에서 미끄러지며 신전하는 것을 알 수 있

다. 그리고 약 40도 부근에서는 신전에 따라 내, 외과가 모두 전방으로 경골의 접촉점이 이동하고 구름을 포함한 운동으로 변함을 알 수 있다. 본 해석의 이동량은 정상 무릎의 병진 이동량보다 7~8 mm 정도 크다. 이 차이는 경골 관절면 형상에 반월판을 제거한 형상데이터를 입력했기 때문이라 생각된다. 내과측의 관절면 형상은 평형하고 외과측은 요철같은 형상이다. 이런 경골 관절면 형상은 대퇴골의 전후방향의 운동을 억제하는 기능이 부족하기 때문이라고 생각된다.

Fig. 3(b)에 회전각, 내번~외번각의 궤적을 나타낸다. 회전각은 굴곡부위에서 약 20도 부근까지는 완전히 회전하지는 않지만, 20도 부근에서 신전에 따라 외전하였다. 이것은 일반적으로 보고되고 있는 정상 무릎 관절의 외전(screw home movement)가 일어나고 있는 것으로 생각할 수 있다. 내외 반각에 관해서는 정상적으로 외반을 나타낸다. 이것은 대퇴골의 형상이 내과 쪽이지만 외과보다 크기 때문에 일어나는 것이라고 생각된다.

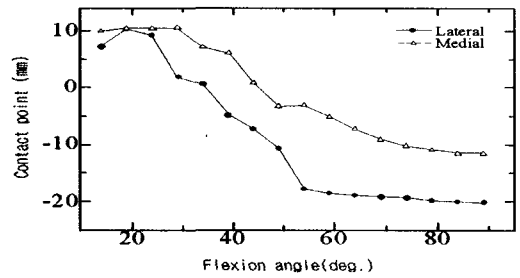
Fig. 3(c)의 십자인대의 장력을 보면 전십자인대는 신전부위에서 최대 장력이 발생하고 후십자인대는 80도 굴곡위 부근에서 최대가 된다. 그래서 신전위 15~20도 부근에서는 장력이 발생하는 이외에는 움직임이 없다. 이 십자인대에 작용하는 장력의 변화도 실제로 보고되고 있는 것과 같은 경향을 나타낸다.

위와 같이 정상 무릎의 운동 경향은 본 연구에서 구축한 모델에 의한 해석에서도 나타나고 있어 사용된 모델과 해석이 유용함을 알 수 있다.

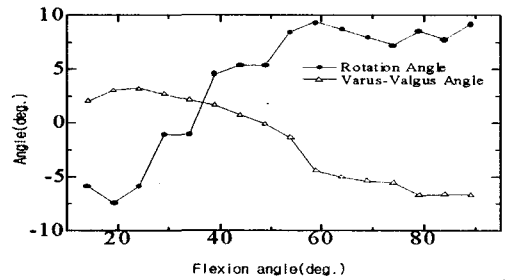
3.3 인공 무릎 관절

대퇴골 성분이 경골 관절면을 따라 이동하는 것에 의해 인대의 장력이 커지게 되어 관절의 안정성이 높아진다는 것을 고려해 경골 성분의 곡률이 필요하다 고 생각된다. 여기에서는 경골 성분의 UHMWPE의 형상이 다른 세 종류의 모델에 대해 해석하였다. UHMWPE의 형상은 y 방향으로 변화하지 않는 2차원 형상으로 하고, 그 모델의 측면도를 Fig. 4에 표시하였다. 타입 1은 Fig. 4(a)에 표시된 것처럼 성분의 후방(posterior)이 다른 타입과 비교해 평탄하지만, 전방(anterior)은 완만한 곡선을 이루고 있다. 타입 2는 Fig. 4(b)에 나타난 것처럼 성분의 후방이 타입 1과 비교해 완만한 경사를 이루고 있다. 전방은 타입 1과 같은 형상이다. 타입 3

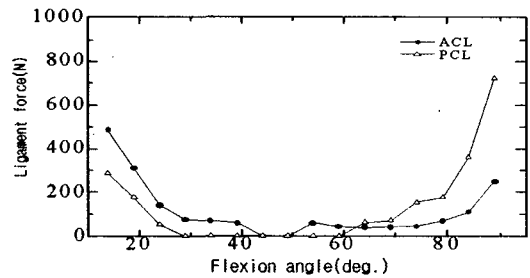
은 Fig. 4(c)에 나타난 것처럼 성분의 후방은 타입 2와 같은 형상이지만, 전방은 다른 타입보다 경사가 급하다. 세 모델 모두 내외측 측부의 형상은 일정하다. 해석은 정상 무릎의 해석과 마찬가지로 각 관절각에서의 전후방향의 접촉점의 궤적, 경골의 회전, 내외반각, 인대장력의 변화 및 관절면에 작용하는 접촉력을 조사하였다.



(a) Contact point normal knee



(b) Rotation angle of normal knee



(c) Ligament forces of normal knee

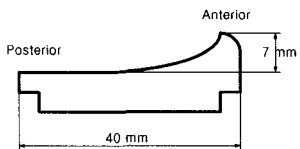
Fig. 3 Three-dimensional motion and forces on normal knee

3.3.1 세 타입의 인공 관절의 운동 및 인대 장력의 비교

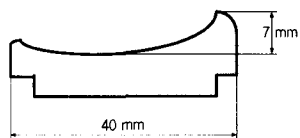
Figs. 5~7에 각 타입에서의 접촉점의 궤적, 회선각, 내외 반각, 장력, 접촉력을 나타내었다. 접촉점의 이동에 관해서 세 타입 모두 이동량은 작고 굴곡부위에서 40도 부근까지 거의 미끄럼 운동만으로 신전 하는 것을 알 수 있다. 30도에서 신전부위까지는 차이가 있다. 타입 1에서 대퇴골의 구름 운동은 미소하지만 내과와 외과 모두 전방으로 이동한다. 그러나 타입 2와 타입 3은 외과측의 이동량이 내과측 보다도 크고 실제 무릎과 반대 경향을 나타낸다. 경골은 회선으로 힘의 평형이 맞춰진다고 생각된다.

회선각에 관해서는 세 타입 모두 신전부위에서의 외선이 나타나고 있지만 가장 현저히 나타나는 타입은 타입 2이다. 타입 1은 굴곡부위에서는 내선하고 있다. 각 인대의 장력에 관해서는 세 타입 모두 같은 경향의 장력이 발생하는 것이 확인되었다. 장력의 절대량이 가장 작았던 것은 타입 1이고 가장 컸던 것은 타입 2였다.

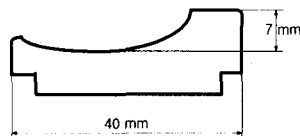
관절면에 작용하는 접촉력은 세 타입 모두 같은 경향이다. 내과에 작용하는 접촉력이 외과에 작용하는 접촉력 보다 크고, 접촉력에 기울기가 있는 것이 확인되었다. 접촉력의 기울기 비율이 가장 작았던 타입은 타입 2이고 반대로 가장 컸던 타입은 타입 1임을 알 수 있다.



(a) Type 1 (flat)

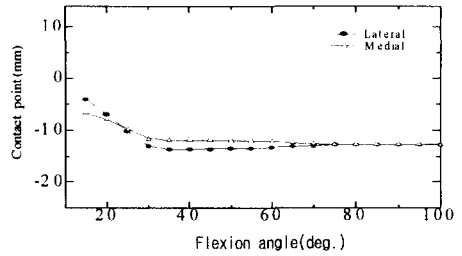


(b) Type 2 (semicurved)

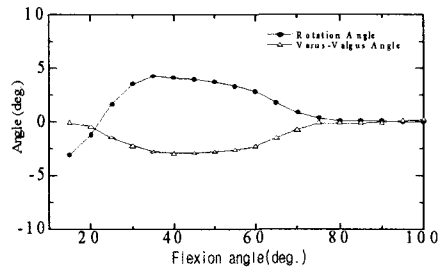


(c) Type 3 (curved)

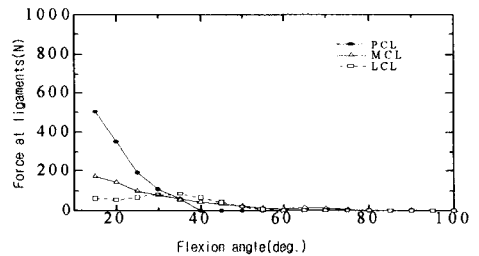
Fig. 4 Tibial component types



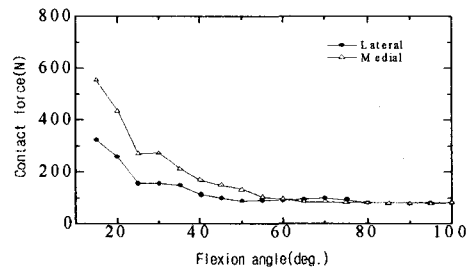
(a) Contact point



(b) Rotation and varus-valgus angles

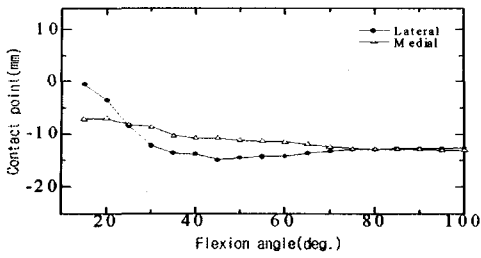


(c) Ligament forces

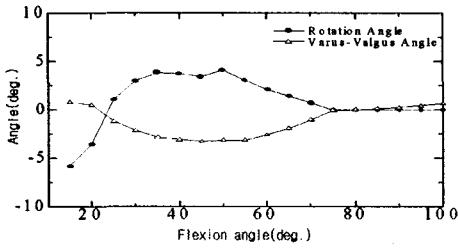


(d) Contact forces

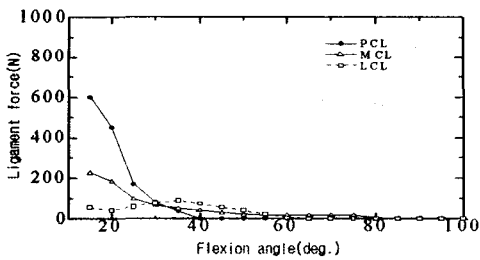
Fig. 5 3-D motion and forces on TKA knee with flat-type tibial component



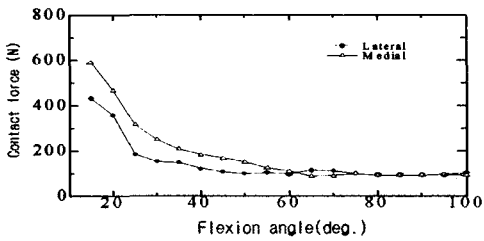
(a) Contact point



(b) Rotation and varus-valgus angles

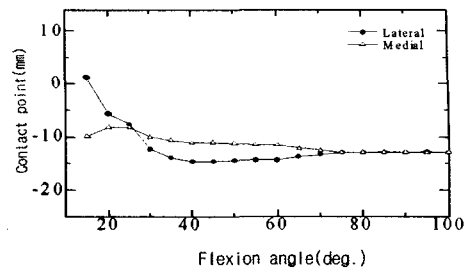


(c) Ligament forces

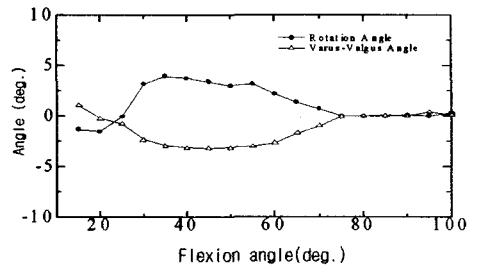


(d) Contact forces

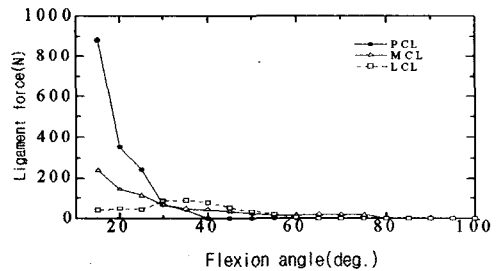
Fig. 6 3-D motion and forces on TKA knee with semicurved type tibial component



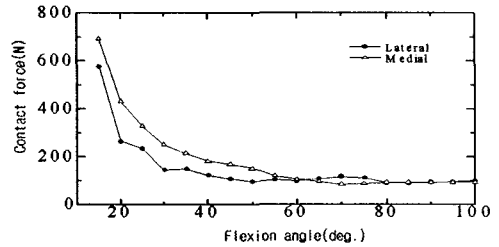
(a) Contact point



(b) Rotation and varus-valgus angles



(c) Ligaments forces



(d) Contact forces

Fig. 7 3-D motion and forces on TKA knee with curved type tibial component

4. 결론

본 연구에서는 무릎 관절 단면 CT를 기초로 골격, 십자인대, 측부인대 등을 고려해 3차원 무릎 관절 모델을 제안하였다. 모델의 구성요소로 경골 및 대퇴골은 강체, 각 인대는 비선형성을 가진 탄성체로 가정하였다. 내과와 외과의 2점 동시 접촉 및 힘, 모멘트 및 토크, 세 가지가 동시에 평형을 이루게 하는 방법을 고안하였다. 구축한 모델을 가지고 정상 무릎과 세 종류의 형상이 다른 인공 관절의 운동을 해석하였다.

위의 연구 결과로 얻어진 결론은 다음과 같다.

- (1) 정상 무릎 관절에서 접촉점의 이동 및 신전 위치에서의 외선현상이 본 연구에서 제안한 모델에서 동 나타났다.
- (2) 세 타입의 인공 관절에서 정상 무릎과 비교할 때 접촉점의 이동량이 작은 것을 확인하였다. 인공 관절도 신전부위에서 외선 현상이 발생하는 것을 확인하였다.
- (3) 세 타입의 인공 관절의 운동을 비교해 보면 접촉점의 이동은 신전부위 부근에서 그 차이가 명확하게 나타났다. 접촉면에 작용한 접촉력이 내과와 외과에서 기울기가 있음을 확인하였다.

위의 결과로 본 연구에서 제안한 모델이 유용함과 인공 관절의 형태에 따른 특징을 알 수 있었다. 그러나 더욱 정확한 정상 관절과의 비교를 위해 해부학적 위치에 따라 각기 다른 인공 관절 삽입 위치에 대한 해석이 필요함을 알 수 있었다.

후 기

본 연구는 한국과학재단 특정기초연구(R01-2002-000-00120-0(2002))의 지원에 의해 수행되었습니다.

참고문헌

1. Wismans, J., Veldpaus, F., Janssen, J., Huson, A. and Struben, P., "A Three-Dimensional Mathematical Model of the Knee Joint," J. Biomechanics, Vol. 13, pp. 677-685, 1980.
2. Blankvoon, L., Kuiper, J. H., Huiskes, R. and Grootenboor, H. J., "A Three-Dimensional Model of the Knee," J. Biomechanics, Vol. 24, pp. 1019-1031, 1991.
3. Essinger, J. R., Leyvraz, P. F., Heegard, J. H. and Robertson, D. D., "A Mathematical Model for Evaluation of the Behaviour during Flexion of Condylar-Type Knee Prostheses," J. Biomechanics, Vol. 22, pp. 1229-1241, 1989.
4. Kurosawa, H., Walker, P. S., Abe, S., Garg, A. and Hunter, T., "Geometry and Motion of the Knee for Implant and Orthotic Design," J. Biomechanics, Vol. 18, pp. 487-499, 1985.
5. Garg, A. and Walker, P. S., "Prediction of Total Knee Motion Using a Three-Dimensional Computer Graphics Model," J. Biomechanics, Vol. 23, pp. 45-58, 1990.
6. Grood, E. S. and Suntay, W. J., "Biomechanics of the Knee-Extension Exercise," Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 66-A, pp. 725-733, 1984.