

인공 무릎 관절의 3차원 운동 시뮬레이션

김기범*(부산대 기계설계대학원), 손 권(기계공학부), 문병영(항공우주공학과)

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

K. B. Kim(Department of Mechanical Design Engineering, Pusan National University),
K. Son(School of Mechanical Engineering), B. Y. Moon(Department of Aerospace Engineering)

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 motions 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 while it showed only rotation for other flexion angles. Physiologic external rotation of the tibia near full extension 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 motions as well as different contact forces.

Key Words : Biomechanics, Biomaterials, Tensile Properties, Total Knee Arthroplasty, Balance of Tension and Movement

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 무릎관절증이나 만성관절 류마티스와 같이 관절 파괴가 커서 적절한 치료가 불가능한 질환의 경우에는 금속 혹은 폴리에틸렌, 세라믹스 등을 사용해 관절면을 치환하고 재건하는 인공 관절 치환술이 적용된다.

여러 연구에서 인공 관절의 운동은 정상 무릎의 운동과 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 발표되지 않았다.

본 연구에서는 무릎 관절의 3차원 모델을 제안하고 수치 시뮬레이션을 통해 인체 관절의 하중과 운동을 해석하였다. 해석을 위해 무릎 관절에 작용하

는 인대의 장력, 균력 및 하중과 모멘트 평형으로 경골과 대퇴골의 상대 위치를 결정하는 3차원 무릎 관절 모델을 제안하였다. 그리고 여러 종류의 인공 경골(tibial component)형상이 인공관절의 운동 형태에 미치는 영향을 정상 무릎과 비교해 살펴보았다.

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 동작은 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)와 외과(lateral condyle)는 모두 한 점씩 두 점에서 접촉한다. 마지막으로 각 인대는 질량을 가지지 않는 비선형 탄성체로 가정한다.

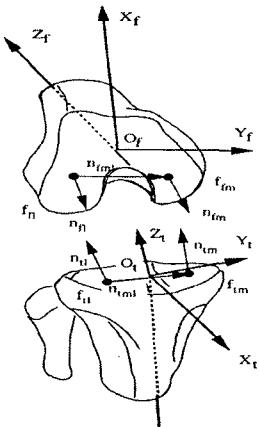


Fig. 1 Femoral and tibial coordinates

2.2 경골과 대퇴골의 접촉조건

Fig. 1과 같이 무릎 관절 내에 2개의 좌표계 $O_f - X_f, Y_f, Z_f$ 와 $O_t - X_t, Y_t, Z_t$ 가 있다. 대퇴골 관절면 형상에 대하여 내과와 외과를 각각 f_{fm} , f_n 이라고 하고, 경골 관절면 형상에서 내과와 외과를 각각 f_{tm} , f_l 이라고 한다. 그림에서 f_{fm} , f_n , f_{tm} , f_l 의 접촉점에서 범선 벡터를 n_{fm} , n_n , n_{tm} , n_{fn} 이라 한다. 내과와 외과가 동시에 접촉하기 위해서는 대퇴골 내과와 외과의 접촉점에서의 범선 벡터가 각각 일치해야 한다. 그리고 대퇴골 내과와 외과의 접촉점을 연결하는 위치 벡터가 경골 내과와 외과의 접촉점을 연결하는 위치 벡터와 일치해야 한다.

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

$$n_n = d_2 n_n \quad (2)$$

$$n_{fnl} = n_{tm} \quad (3)$$

여기서 d_1 와 d_2 는 정수이다.

경골과 대퇴골을 접촉시키기 위해 위의 조건을 만족해야 한다. 본 해석에서는 이 조건을 만족하는 독자적인 접촉 방법을 고안하였으며, 그 방법은 다음과 같다.

먼저 초기 상태로 경골의 내외반각을 0° 로 설정한다. 다음으로 경골 내, 외과에 가상의 접촉점을 결정하고, 범선 벡터 n_d , n_{tm} 과 내과의 접촉 위치를 연결하는 위치 벡터 n_{lm} 을 결정한다. 다음으로 첫 번째 조건을 만족하는 대퇴골 내과, 외과의 접촉 위치를 구한다. 그리고 대퇴골의 내외과의 접촉위치를 연결하는 위치 벡터 n_{fnl} 을 구한다. 그 후에

두 번째 조건을 만족하는지를 판별해 n_{tm} 과 n_{fnl} 이 일치한다면 접촉위치가 결정되지만, 다른 경우에는 n_{tm} 과 n_{fnl} 의 각 성분을 비교해서 x, y성분이 다른 경우에는 내, 외과 모두 경골의 접촉위치를 이동시킨다. z 성분이 다른 경우는 경골에 내반과 외반각을 조금씩 더한다. 이 방법을 되풀이하여 대퇴골과 경골의 접촉위치를 구한다.

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. 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.

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

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

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

하퇴부의 중력 mg 는 y방향으로는 힘을 가지지 않는다. 또 경골과 대퇴골의 접촉력은 각 인대에 작용하는 장력의 반력이다. 접촉력의 z방향 성분이 각 인대의 장력의 z방향 성분의 합력과 평형을 이루다고 하면 평형식은 다음과 같다.

$$F_a^z + F_p^z + F_{lc}^z + F_{mc}^z + F_{ql}^z + F_{qm}^z + F_{pt}^z + mg^z = 0 \quad (8)$$

접촉력의 방향은 접촉점에서 범선의 방향과 같다. 내과와 외과에 작용하는 접촉력은 경골의 내외반대방향의 모멘트와 평행하게 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} 각각 경골에 작용하는 힘들에 의한 경골 내외반대방향의 모멘트이다. 각 관절 모서리에서 경골축 주위

의 비틀림 모멘트도 평형을 이루고 있기 때문에 다음의 식이 성립한다.

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

여기서 T_a , T_p , T_k , T_{mc} , T_{ql} , T_{qm} , T_{pt} , T_{mg} 는 각각 경골에 작용하는 힘들에 의한 경골축 주위의 비틀림 모멘트이다.

접촉이 완료되었다면 일시적으로 경골과 대퇴골의 상대적인 위치관계가 결정된다. 각 인대에 작용하는 장력도 결정할 수 있다. 이때 식 (5)~(10)을 동시에 만족하도록 한번 더 경골과 대퇴골의 상대 위치를 변화시킨다. 가능한 자유도는 x, y방향 병진 이동과 z축 주위의 회전 이동이 있으므로 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

인대의 변형이 증가함에 따라 탄성 계수도 커지게 된다. 인대가 비선형 탄성의 특성을 가진다고 하면 인대 섬유에 가해지는 장력 f 는 다음과 같이 된다.

$$f = A \exp[B(l - \frac{l - l_0}{l_0})] \quad (l > l_0) \quad (11)$$

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

여기서 A 와 B 는 각 인대의 계수이고, l_0 는 인대의 초기길이, l 은 각 관절각에서 인대의 길이이다.

슬개문의 장력 F_{pt} 는 사체술을 이용한 대퇴 사두근의 신전운동 실험으로부터 다음과 같이 근사화하였다.

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

Table 1 Values 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

Table 1은 여러 인대에 대해 A , B , l_0 값을 나타낸다.

3.2 정상 무릎 관절

해석 모델의 검증을 위해 건강한 29세 남성의 원쪽 하자를 대상으로 해석을 행하였다. Fig. 2에 각 관절각에서의 내과, 외과의 경골 관절면과의 접촉점의 궤적, 경골축 주위의 회전각(rotation angle), 내번-외번각(varus-valgus angle) 및 십자인대의 장력을 표시하였다. 횡축은 무릎 관절의 굴곡각도를 나타낸다.

Fig. 2와 같이 정상 무릎의 운동 경향은 본 연구에서 구축한 모델에 의한 해석에서도 나타나고 있어 사용된 모델과 해석이 유용함을 알 수 있다.

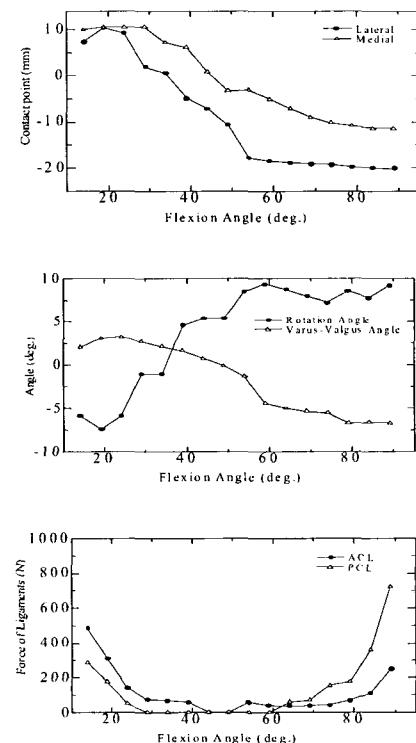


Fig. 2 Three-dimensional motion and forces on normal knee

3.3 인공 관절 치환술

본 연구에서는 경골 성분의 UHMWPE(high molecular weight poly ethylene)의 형상이 다른 세 종류의 모델에 대해 관절면에 작용하는 접촉력을 조사하였다. 또 각 관절 모서리에서 전후방향의 접촉점의 궤적, 경골의 회전, 내외반각, 인대장력의

변화를 조사하였다. 모델의 측면도를 Fig. 3에 표시하였다.

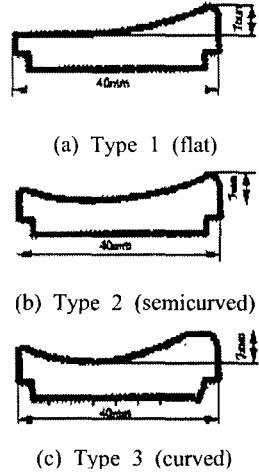


Fig. 3 Tibial component types

3.4 세 인공 관절의 운동 및 인대 장력의 비교

세 인공관절에 대한 해석 결과를 Figs. 4, 5, 6에 나타내었다.

Figs. 4(a), 5(a), 6(a)은 접촉점의 이동에 관한 결과이다. 모두 이동량은 작고 굴곡부위에서 40도 부근까지 거의 접촉점의 이동 없이 미끄럼운동만으로 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 보다 크고 생체슬파 반대 경향을 나타낸다.

Figs. 4(b), 5(b), 6(b)의 회선각에 관해서는 모두 신전부위에서의 외선이 나타나고 있지만 가장 현저히 나타나는 타입은 타입 2이다. 타입 1은 굴곡부위에서는 내선하고 있다.

Figs. 4(c), 5(c), 6(c)의 인대 장력에 관해서는 모두 같은 경향의 장력이 발생하는 것이 확인되었다. 장력의 절대량이 가장 작았던 것은 타입 1이고, 가장 커던 것은 타입 2였다.

Figs. 4(d), 5(d), 6(d)에서 관절면에 작용하는 접촉력은 모두 같은 경향을 나타냈다. 각 인대의 장력과 마찬가지로 접촉력의 절대량이 가장 작은 타입은 타입 1이고, 가장 큰 타입은 타입 2였다. 따라서 접촉력의 기울기 비율이 가장 작았던 타입은 타입 2이고, 반대로 가장 커던 타입은 타입 1임을 알 수 있었다.

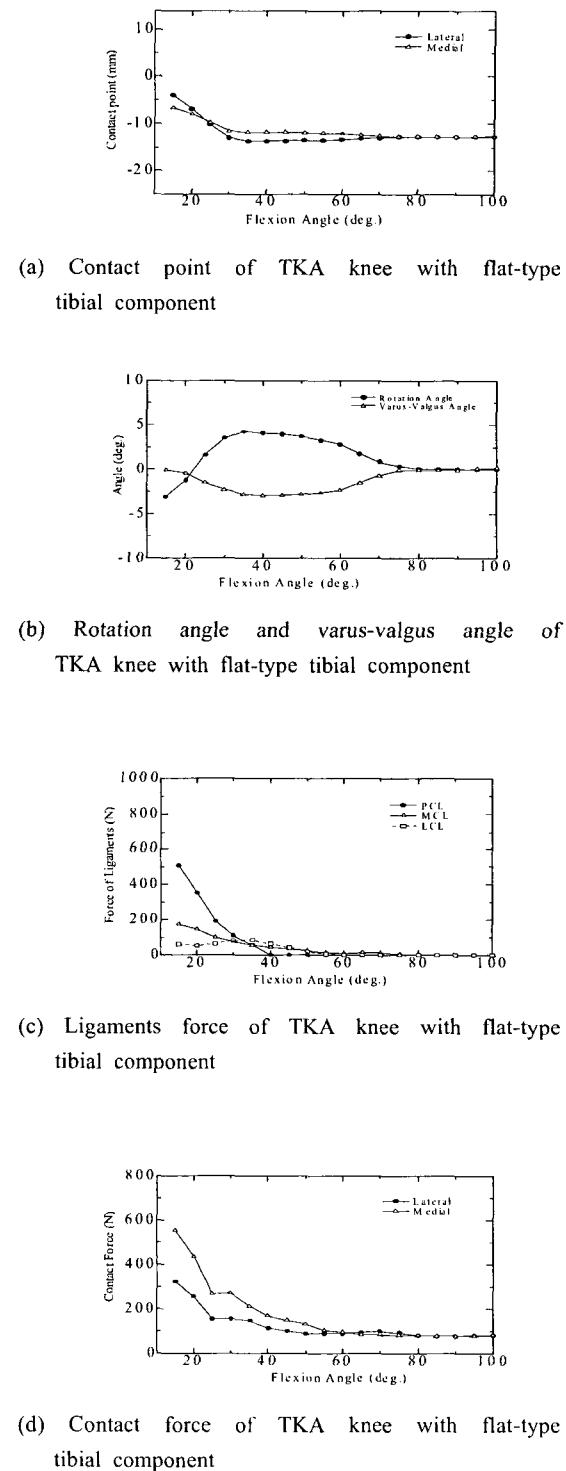
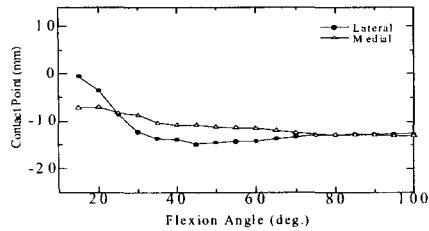
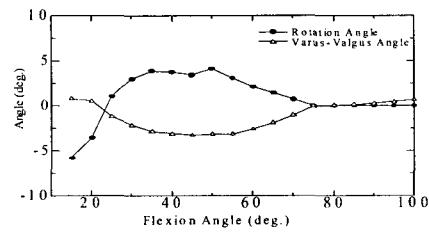


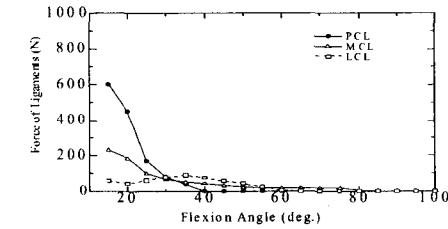
Fig. 4 Three-dimensional motion and forces on TKA knee with flat-type tibial component



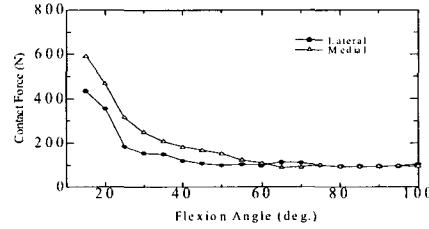
(a) Contact point of TKA knee with semicurved-type tibial component



(b) Rotation angle and varus-valgus angle of TKA knee with semicurved-type tibial component

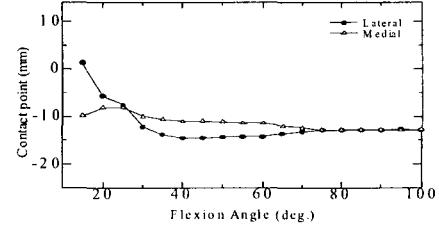


(c) Ligaments force of TKA knee with semicurved-type tibial component

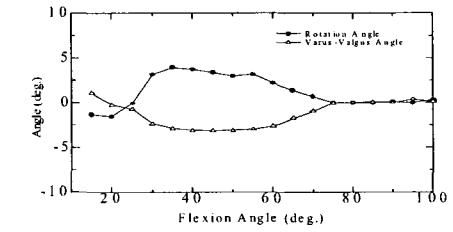


(d) Contact force of TKA knee with semicurve-type tibial component

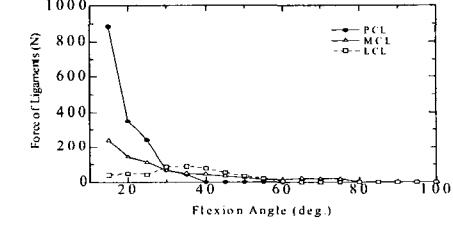
Fig. 5 Three-dimensional motion and force on TKA knee with semicurved-type tibial component



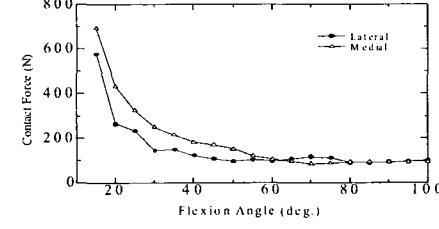
(a) Contact point of TKA knee with curved-type tibial component



(b) Rotation angle and varus-valgus angle of TKA knee with curved-type tibial component



(c) Ligaments force of TKA knee with curved-type tibial component



(d) Contact force of TKA knee with curved-type tibial component

Fig. 6 Three-dimensional 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 인공 관절이 정상적인 경우와 다른 경우에서 인공 관절의 운동을 해석하였다.

위의 연구 결과로 얻어진 결론은 다음과 같다.

- (1) 정상 무릎 관절의 해석 결과, 접촉점의 이동 및 신전위치에서의 외선현상이 본 연구에서 제안한 모델에서도 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 위해서는 해부학적 위치에 따라 각기 다른 인공 관절 삽입 위치에 대한 해석이 필요함을 알 수 있었다.

후기

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. Blankvoort, L., Kuiper, J. H., Huiskes, R., and Grootenhuis, H. J., "Articular Contact in 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., 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., Suntay, W. J., "Biomechanics of the Knee-Extension Exercise," *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 66-A, pp. 725-73, 1984.
7. Girgis, F. G., Marshall, J. L., Monajem, A. R. S., "The Cruciate Ligaments of The Knee Joint," *Clinical Orthopaedics and Related Research* Vol. 106, pp. 216-231, 1975.