

최단 거리 삼각형 패치 형성법을 이용한 무릎 관절의 3차원 형상 모델링과 시뮬레이션

문병영*, 손 권#, 김광훈**, 서정탁***

Modeling and Simulation of Human Knee Joint in Three Dimension By Using the Method of Optimal Triangular Patches

Byung Young Moon*, Kwon Son#, Kwang Hoon Kim** and Jeung Tak Suh***

ABSTRACT

Many people are exposed to accidents by vehicles or sports. The most frequent injuries by these accidents is concerned with a knee joint. The three-dimensional surface model of a knee is needed for dynamic analysis of knee motion and knee reconstruction. three-dimensional motion data of a knee joint were obtained using X-ray and precise magnetic sensors. The surface data of a femur and a tibia were obtained using cross-sectional pictures by CT. The three-dimensional surface models of a femur and a tibia were made by the method of optimal triangular patch. Using obtained motion data, we simulated the motion of three-dimensional knee joint model.

Key Words : Knee joint motion(무릎 관절 운동), Anterior cruciate ligament(ACL: 전십자 인대)

1. 서론

인체 공학에서 무릎 관절은 광범위한 굴곡 신전 운동과 함께 안정성이 요구되는 인체 최대 관절 가운데 하나이다. 무릎 관절에 큰 충격을 야기시키는 교통사고나 스포츠에 의해 무릎 손상이 쉽고 빈번하게 일어난다. 무릎 관절은 불안정한 조직이면서도 인체를 지탱하는 중요한 기관이므로 손상된 관절에 대한 재건 및 재활 방법에 대하여 오랫동안 연구되어왔다¹⁻². 특히 손상된 무릎의 재건과 재활을 위한 무릎 운동의 다각적 해석과 관

절의 3차원 모델 개발에 대한 인식이 높아졌다.

최근에는 무릎 관절의 3차원 모델링과 무릎 운동의 시뮬레이션에 대한 많은 연구가 활발하게 진행되고 있다³⁻⁵. 이는 무릎 관절 운동의 생체역학적 재현을 통한 입체적 분석의 필요가 증가하고 있기 때문이다. 무릎 관절의 모델링 작업은 간단한 기구학적 모델링에서부터 MRI(magnetic resonant image)를 이용한 3차원 모델링작업까지 다양하게 연구되고 있다⁵. 국내에도 2차원 형상정보로 흉추모델에 대하여 3차원 모델링한 연구도 있다⁶. 무릎 관절의 생체역학적 운동 재현과 관절을

접수일: 2003년 4월 3일; 게재승인일: 2003년11월14일

* 부산대 항공우주공학부

교신저자: 부산대학교 기계공학부

E-mail kson@hyowon.pusan.ac.kr Tel. (051) 510-2308

** 부산대 기계설계대학원

*** 부산대 의과대학정형외과

구성하는 인대와 같은 다른 조직에 대한 모델링을 추가하는 것이 쉽지 않다.

본 연구에서는 무릎의 뼈 형상에 대한 단면 데이터를 사체의 무릎 관절을 단층 촬영하여 얻었고, 이를 3차원 형상화하기 위하여 최단거리를 이용한 삼각형 패치 방법을 사용하였다. 이 방법을 사용함으로써 관절을 이루고 있는 뼈의 실제형상에 대해서 큰 손실이 없는 3차원 형상을 얻을 수 있었다. 또한 무릎관절의 움직임을 측정한 자료를 이용하여 3차원 무릎 관절 모델에 적용시켜 시뮬레이션하였다.

2. 무릎 관절의 구조와 운동

2.1 무릎 관절의 해부

무릎 관절은 대퇴골(femur), 경골(tibia), 슬개골(patellar)의 세 개의 뼈들로 구성되어 있으며, 각 뼈들이 인대와 건으로 연결되어 움직임을 지지하는 형태로 이루어져 있다.

Fig. 1에서 보는 바와 같이 무릎 관절의 구조는 대퇴골과 경골이 서로 접하는 관절면이 관절강에서 십자형으로 교차하는 강한 두 개의 인대, 즉 전십자인대(anterior cruciate ligament)와 후십자인대(posterior cruciate ligament)로 연결되어 있다. 대퇴골의 외측 상과와 비골두는 외측측부인대로 연결되어 있고, 내측측부인대는 대퇴골의 내측과에서 전방은 경골에 후방은 내측반월에 연결되어 있다. 슬개골은 경골에는 슬개건으로 연결되어 있고 대퇴골에는 대퇴사두근건으로 연결되어 있다.

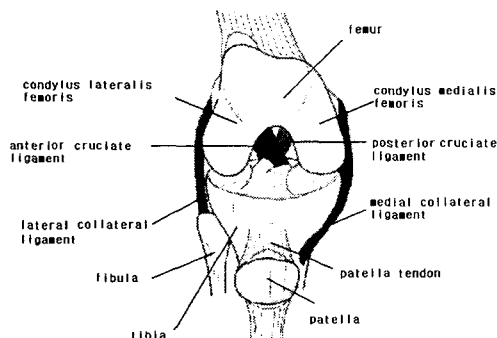


Fig 1. Structure of the knee

2.2 무릎 관절 운동과 인대의 역할

무릎 관절은 인체 대부분의 관절과 같이 활막성 관절이다. 인대, 근육, 건 또는 연결된 뼈에 의해 움직임이 제한된다. 또한 무릎 관절은 주위의 인대에 의해 굴곡과 신전운동으로 그 움직임이 제한되는 경첩관절이다. 그 운동을 제어하는 인대로는 전십자인대, 후십자인대, 내측측부인대, 외측측부인대가 있다.

전십자 인대는 무릎의 중심부에 위치한다. 길이는 약 31.3 ± 3 mm, 평균 강도는 성인이 1730 N으로 무릎 관절의 안정성에 큰 역할을 하고 있다. 그 주된 운동으로는 대퇴골에 대하여 경골이 전방 이동하는 것을 방지하며, 과신전 및 경골의 회전을 제한하여 무릎 관절의 안정성을 유지하는 역할을 한다.

후십자인대는 길이가 30.7 ± 2.6 mm, 평균강도는 전십자인대의 두배 이상 강한 것으로 알려져 있다. 후십자인대의 일차적 기능은 경골의 후방 안정성을 유지하고, 무릎 관절의 나사 회전 운동에 대해 내전과 외전의 안전성에 관여한다. 과도한 신전을 방지하고 경골이 후방으로 전위되는 것을 방지하여 무릎 관절의 후방 안정성에 기여한다.

측부인대는 무릎 관절의 내측과 외측에 각각 고정되어 있다. 무릎 관절의 측면의 움직임을 제한하여 보호하며, 무릎 관절에 가해지는 외전력과 외회전력에 대한 무릎 관절 측부에 일차적인 지지대 역할을 한다. 특히 내측측부인대의 표층섬유는 무릎 관절에 가해지는 외반력 뿐 아니라 외전적에도 상당한 정도의 지지 역할을 하는 것으로 알려져 있다⁷.

3. 무릎 관절의 운동 계측

본 연구 사용된 시편은 사체의 좌측 대퇴 무릎 관절이다. X선 사진에서 변형성 관절 질환이 없다고 확인된 무릎 관절을 사용하였다. 인체의 무릎 관절에 대해 그 해부학적 위치를 X선을 통해 정확히 측정하고, 사체의 무릎 관절에 정밀한 자기 센서를 부착시켜, 신전 운동을 시킴으로써 3차원 무릎 관절 운동에 관한 자료를 얻었다⁸.

3.1 실험 방법

무릎 관절 운동 실험의 개념도를 Fig. 2에 나타내었다. 사체 무릎 관절을 시험기에 그림과 같이 설치한 후 견인하여 무릎을 일정 속도로 신장시키면서 무릎 관절 운동을 측정하였다. 대퇴골과 경골은 플라스틱 포트에 수직으로 고정시킨 후, 센서를 대퇴골과 경골의 플라스틱 포트에 각각 고정하였다. 운동 계측에는 양방향 X선 촬영과 자기 센서를 이용한 3차원 운동 측정 시스템인 3SPACE (Polhemus사)를 이용하였다. 3SPACE에서는 트랜스미터 좌표계와 센서 좌표계가 정의되고, 트랜스 미터 좌표계에 대해서 센서 좌표계의 원점 3차원 좌표와 Z-Y-X 오일러각이 시간에 따라 기록된다.

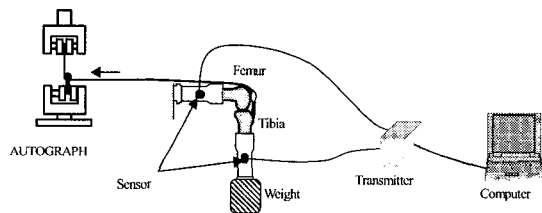


Fig. 2 Experimental setup

대퇴골 장축이 수평이 되도록 비금속 프레임으로 만들어진 장치에 고정하였다. 대퇴 사두근을 500 mm/min의 일정 속도로 AUTOGRAPH (Shimazu)를 이용하여 견인하였고, 무릎 관절의 굴곡각을 90도부터 완전히 신전된 위치인 0도까지 증가시키면서 운동을 측정하였다.

3.2 좌표계 설정 방법

좌표 변환에 관계되어 사용된 좌표계를 Fig. 3에 나타내었다. 그림에서 {fs}는 대퇴골의 센서 좌표계, {ts}는 경골의 센서 좌표계, {D}는 3SPACE의 트랜스미터 좌표계, {fm}는 대퇴골 마커 좌표계, 그리고 {tm}은 경골의 마커 좌표계이다.

대퇴골과 경골에는 금속 마커를 삽입하고, 마커 위치에 근거해 대퇴골 마커 좌표계를 아래와 같이 정의한다.

- (1) 금속 마커 B를 원점으로 설정한다.

- (2) B C 방향을 x축으로 설정한다.

- (3) 평면 ABC에 대한 수직 방향을 y축으로 설정한다.

- (4) 평면 ABC상에서 x축에 수직한 방향으로 z축을 만든다.

경골 마커 좌표계인 {tm}도 대퇴골 마커 좌표계 {fm}과 동일한 방법으로 좌표계를 정의한다. 대퇴골과 경골 각각에 삽입되어 있는 3개의 금속 마커(A,B,C)는 CT의 촬영 단면과 평행이고, 뼈의 표면 좌표는 각각의 마커 좌표계에 있어서 값이 계측된다. 무릎 관절의 운동을 좌표계로부터 계산하기 위해 운동중 트랜스미터 좌표계와 대퇴골과 경골 마커 좌표계 각각의 굴곡 각도에 있어서 동

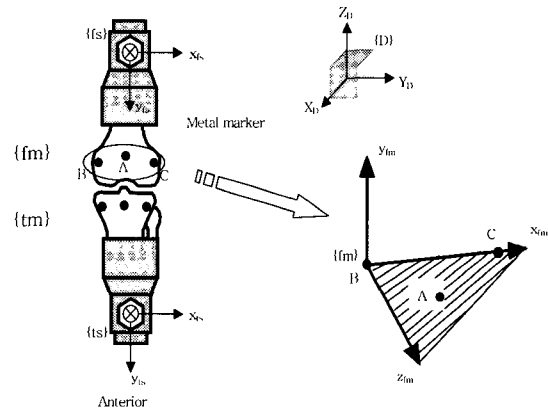


Fig. 3. Definition of coordinate systems

차 변환 행렬 ${}^D_{fm}T$ 와 ${}^D_{tm}T$ 를 구한다. 동차 변환 행렬은 2개 좌표계간의 회전 변환과 병진 이동 변환을 나타내는 4×4의 행렬 연산자이다.

좌표계 {A}와 좌표계 {B}의 동차 변환 행렬은 다음 식과 같다.

$${}^A_BT = \begin{bmatrix} {}^A_BR & {}^A_BP_{ORG} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

여기서 A_BR 은 좌표계 {A}에 대한 좌표계 {B}의 3×3 회전 행렬, ${}^A_BP_{ORG}$ 는 좌표계 {A}에 대한

좌표계 {B}의 3×1 원점 위치 벡터이다. 또 좌표계 {A}에 대한 좌표계 {B}의 Z-Y-X 오일러각을 α , β , γ 라고 하면 ${}^A_B R$ 은 다음과 같다.

$${}^A_B R = \begin{bmatrix} \cos\alpha\cos\beta & \cos\alpha\sin\beta\sin\gamma - \sin\alpha\cos\gamma & \cos\alpha\sin\beta\cos\gamma + \sin\alpha\sin\gamma \\ \sin\alpha\cos\beta & \sin\alpha\sin\beta\sin\gamma + \cos\alpha\cos\gamma & \sin\alpha\sin\beta\cos\gamma - \cos\alpha\sin\gamma \\ -\sin\beta & \cos\beta\sin\gamma & \cos\beta\cos\gamma \end{bmatrix} \quad (2)$$

여기서 c와 s는 각각 cos와 sin를 나타낸다. 그리고 ${}^D_{fm} T$ 와 ${}^D_{tm} T$ 는 각각 다음과 같다.

$${}^D_{fm} T = {}^D_{fs} T {}^{fs}_{fm} T \quad (3)$$

$${}^D_{tm} T = {}^D_{ts} T {}^{ts}_{tm} T \quad (4)$$

여기서 ${}^D_{fs} T$ 와 ${}^D_{ts} T$ 는 관절의 운동과 수반하여 계속 변하는 행렬이다.

3SPACE의 출력인 트랜스미터 좌표계 {D}에 대한 대퇴골 센서 좌표계 {fs}, 경골 센서 좌표계 {ts} 각각의 Z-Y-X 오일러각 및 원점 위치 벡터를 식 (1)과 (2)에 대입하여 구한다.

한편 ${}^{fs}_{fm} T$ 와 ${}^{ts}_{tm} T$ 는 플라스틱 포트에 설치한 센서와 플라스틱 포트에 고정한 뼈와의 위치 관계를 나타내기 때문에 관절 운동중에 있어도 변하지 않는 값이다. ${}^{fs}_{fm} T$ 와 ${}^{ts}_{tm} T$ 는 굴신 운동 계측 후에 양방향 X선 촬영에 의해 결정한다.

3.3 양방향 X선 촬영

양방향 X선 촬영에 의해 ${}^{ts}_{tm} T$ 와 ${}^{fs}_{fm} T$ 를 결정한다. 다음은 ${}^{ts}_{tm} T$ 와 ${}^{fs}_{fm} T$ 의 계산 방법에 대해 자세히 서술한다. 양방향 X선 촬영은 Fig. 4과 같이 촬영면이 3SPACE의 대퇴골 센서 좌표 xy평면, yz평면처럼 되도록 전방 및 측면으로 90도를 이룬 방향으로 각각 촬영한다.

양방향 X선 화상으로 대퇴골 센서 좌표계 {fs}에 근거한 3개의 금속 마커 위치 벡터 ${}^{fs}_A$, ${}^{fs}_B$, ${}^{fs}_C$ 를 구한다. 정면 화상에서 ${}^{fs}_A$, ${}^{fs}_B$, ${}^{fs}_C$ 의 대퇴골 센서 좌표계에 대한 x, y좌표를 얻고 측면

화상에서 z좌표를 얻는다.

${}^{fs}_x x_{fm}$, ${}^{fs}_y y_{fm}$, ${}^{fs}_z z_{fm}$ 을 대퇴골 센서 좌표계 {fs}에 대한 대퇴골 마커 좌표계 {fm}의 주 방향 단위 벡터라고 하면 다음과 같이 각각을 구할 수 있다. 대퇴골 마커 좌표계의 정의에 의해 ${}^{fs}_x x_{fm}$ 은 BC방향 축이므로 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$${}^{fs}_x x_{fm} = \frac{{}^{fs}_C - {}^{fs}_B}{|{}^{fs}_C - {}^{fs}_B|} \quad (5)$$

${}^{fs}_y y_{fm}$ 은 두 벡터 \overrightarrow{BA} 와 \overrightarrow{BC} 가 이루는 외적방향이므로 다음 식과 같이 계산된다.

$${}^{fs}_y y_{fm} = \frac{({}^{fs}_A - {}^{fs}_B) \times ({}^{fs}_C - {}^{fs}_B)}{|({}^{fs}_A - {}^{fs}_B) \times ({}^{fs}_C - {}^{fs}_B)|} \quad (6)$$

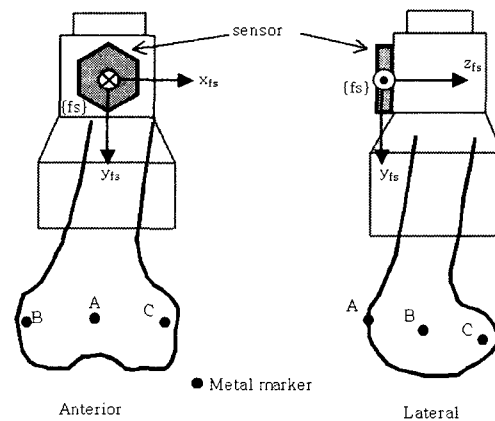


Fig. 4 Two X-ray images from anterior and lateral views

그리고 ${}^{fs}_z z_{fm}$ 은 ${}^{fs}_x x_{fm}$ 과 ${}^{fs}_y y_{fm}$ 이 서로 수직인 방향이기 때문에 다음과 같다.

$${}^{fs}_z z_{fm} = {}^{fs}_x x_{fm} \times {}^{fs}_y y_{fm} \quad (7)$$

이들 3개의 단위 벡터를 이용한다면 ${}^{fs}_{fm} R$ 은

다음과 같이 나타낼 수 있다.

$${}^f R = \begin{bmatrix} {}^f x_{fm} & {}^f y_{fm} & {}^f z_{fm} \end{bmatrix} \quad (8)$$

대퇴골 마커 좌표계는 금속 마커 B가 원점이기 때문에 대퇴골 센서 좌표계에 있어서 원점 위치 벡터 ${}^f P_{ORG}$ 는 다음과 같다.

$${}^f P_{ORG} = {}^f B \quad (9)$$

식 (8)과 (9)를 식 (1)에 대입하여 ${}^f T$ 를 결정한다. 경골측에 있어서도 같은 방법으로 ${}^f T$ 를 결정한다.

4. 무릎 관절의 3차원 모델링

4.1 뼈 형상 계측

무릎 관절의 3차원 형상 모델링을 하기 위해 CT 촬영을 통하여 대퇴골과 경골의 표면 좌표를 계측한다. CT 촬영은 Fig. 5와 같이 뼈속에 삽입된 3개의 금속 마커가 형성한 면에 평행하게 1mm 간격으로 수행하였다. CT 촬영을 통해 얻어진 화상을 화상 해석 소프트웨어인 NIHImage를 사용하여, 대퇴골과 경골 마커 좌표계에 대한 뼈 표면 절점 좌표를 각각 얻어내었다.

4.2 뼈 형상의 3차원 모델링

앞에서 기술했던 방법에 의해 얻어진 대퇴골과 경골의 표면 절점 좌표를 기초로 뼈 형상을 삼각형 패치에 의해 모델링한다. 절점 데이터들은 CT 촬영에 의한 것이어서 그 촬영단면에 대한 평면 형상을 이룬다. 뼈의 중심축방향으로 인접한 단면 윤곽선을 Fig 6과 같이 삼각형 패치를 형성시켜 전체 형상 모델을 작성한다.

뼈 형상의 표면을 큰 오차없이 안정되게 모델링하기 위해, 최단거리를 이용한 삼각형 패치를 형성하는 방법을 사용하였다. 먼저 Fig. 7에 나타난 것처럼 인접한 I 층과 II 층간에 삼각형 패치를 생성한 경우를 생각한다. 최단거리를 이용한

삼각형 패치를 생성하는 순서는 다음과 같다.

- (1) 인접한 두 개의 단면 윤곽선에서 가장 최단 거리에 있는 두 점(P1, Q1)을 선택하고 연결한다.
- (2) 연결된 두 점에서 각각 다른 층의 인접한 점들을 가상으로 연결하고, 그 두 가상선 P1Q2와 P2Q1 중 짧은 것을 선택, 연결하여 삼각형 패치를 형성시킨다.
- (3) 새롭게 연결된 두 점에서 (2)와 같은 방법으로 연결된 두 가상선 P2Q2와 P3Q1 중 짧은 것을 선택, 연결하여 삼각형 패치를 형성시킨다.
- (4) 모든 절점들이 연결될 때까지 같은 방법으로 반복 수행한다.

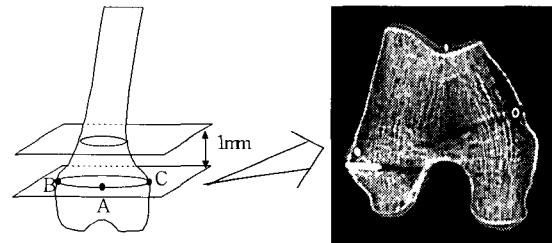


Fig. 5 Cross-sectional pictures by CT

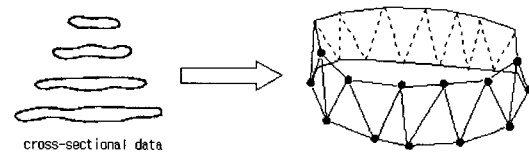


Fig. 6 Making triangular patches

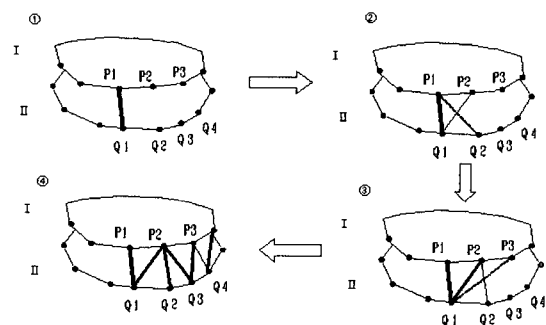


Fig. 7 Method of making triangular patches

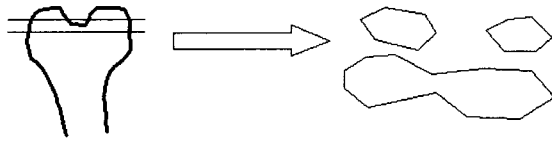


Fig. 8 Photographing of condyli of femur

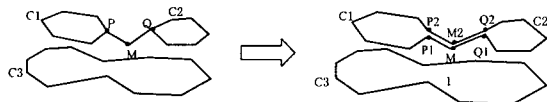


Fig. 9 Expansion of making triangular patches

같은 촬영 단면에 2 개의 단면 형상 윤곽선이 존재하는 경우가 있다. Fig. 8과 같이 대퇴골의 경우 경골과 마주보는 부분은 외과와 내과, 두 개의 단면 형상을 같은 촬영면에 가지게 된다.

이와 같은 형상의 분기층에 있어서는 Fig. 9 (좌)처럼 윤곽선 C1과 C2를 최단 거리로 맺는 선분 PQ 사이에 새로운 특징점 M을 추가한다. 점 M의 위치는 점 P, Q로부터 같은 거리이고, 윤곽선 C1(C1과 C2는 같은 높이)과 윤곽선 C3와의 중간 높이이다. 다음에 Fig. 9(우)처럼 점 P, M, Q와 같은 좌표값을 갖는 점 P1, P2, M1, M2, Q1, Q2를 설정하고 윤곽선 C1, C2를 폐곡선으로서 앞서 기술했던 방법에 의해, 인접한 윤곽선 C3과의 사이에 삼각형 패치를 생성한다.

5. 결과

5.1 뼈 형상 모델

앞에서 기술했던 방법을 이용해 대퇴골, 경골 형상 모델을 작성했다. Fig. 10은 대퇴골 모델, Fig. 11은 경골 모델을 나타낸다. 대퇴골 모델의 경우 총 절점수는 4593개이고, 생성된 삼각형 패치의 수는 9187개이다. 경골 모델의 경우는 총 절점수는 5442개, 삼각형 패치의 수는 10092개이다.

5.2 무릎 관절 모델과 운동 시뮬레이션

3차원 뼈 형상 모델을 이용하여 무릎 관절 모델을 구성하고 운동을 재현하기 위해 앞에서 실험

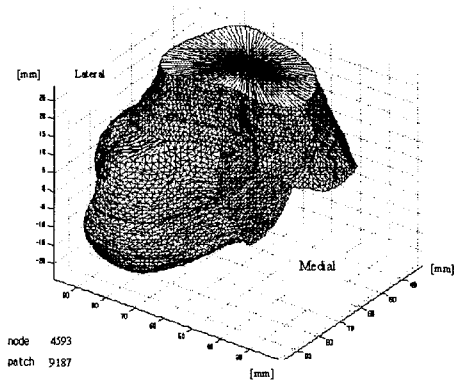


Fig. 10 3-D shape model of a femur

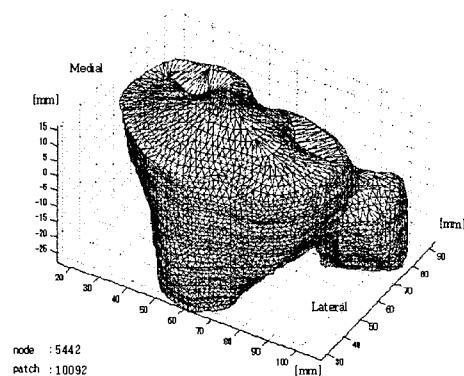


Fig. 11 3-D shape model of a tibia

을 통해 얻어진 운동 계측 데이터를 이용한다. 무릎 관절의 운동을 시뮬레이션 하기 위해서는 계측 장비의 트랜스미터에 대한 무릎 관절의 움직임을 정의해야 한다. 무릎 관절 운동에 대한 트랜스미터 좌표계의 뼈 표면 좌표는 다음 식에 의해 구해진다.

$${}^D P_f = {}^D_{fm} T {}^{fm} P_f \quad (10)$$

$${}^D P_t = {}^D_{tm} T {}^{tm} P_t \quad (11)$$

여기서 ${}^{fm} P_f$ 와 ${}^{tm} P_t$ 는 각각 CT촬영으로부터 얻은 마커 좌표계에 대한 대퇴골과 경골의 표면 좌표이다. ${}^D_{fm} T$ 와 ${}^D_{tm} T$ 은 동차 변환 행렬로

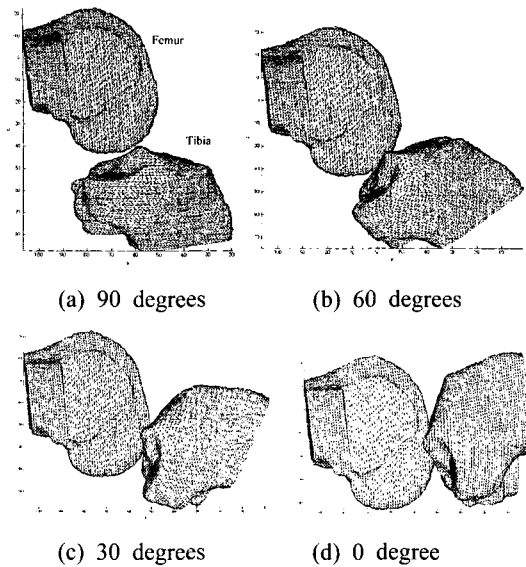


Fig. 12 Simulation of the knee model

서 각각 식 (3), (4)에 의해 그 값이 구해진다. 따라서 식 (10)과 (11)을 통해서 각각 트랜스미터에 대한 대퇴골과 경골의 표면 좌표값을 구할 수 있다.

굴곡각 90도에서 0도까지 10도 간격으로 대퇴골과 경골에 대한 동차 변환 행렬을 식 (10)과 (11)에 대입하여 뼈 표면 좌표를 구하여 무릎 관절 모델을 구성하였고, 대퇴 사두근을 끌어당긴 자동 신장에 의한 무릎 관절의 신장운동을 시뮬레이션을 하였다. Fig. 12는 무릎 관절의 신장운동에 대한 각도별 운동 형태를 도시한 것이다.

본 연구를 통해 개발된 3차원 무릎 관절 모델을 이용하여 무릎 관절의 운동을 3차원으로 해석, 재현할 수 있게 되었다. 또한 무릎 관절을 유한 요소로 모델링하여 해석하는 것이 가능해졌으며, 나아가 대퇴골과 경골에 부착된 무릎 관절의 다른 기관들, 즉 인대들이나 연골, 슬개골 등의 운동이나 변형 등을 시뮬레이션을 통해 해석할 수 있게 되었다.

6. 결론

본 연구에서는 무릎 관절 골격의 단면 형상에 대한 데이터를 이용하여 실제 관절 형상에 근접한 3차원 형상 모델을 구성하였다. 사체 무릎의 CT 촬영을 통해 단면의 수치 데이터를 확보하였으며, 특히 최단 거리를 이용한 삼각형 패치 형성 방법을 제시함으로 보다 실제에 근사한 3차원 모델을 개발하였다. 또한 사체 무릎의 관절운동을 측정한 자료를 이용하여 무릎 관절의 굴신운동을 재현하는 시뮬레이션을 하였다.

향후 과제로 본 연구에서 개발한 3차원 무릎 관절 모델을 이용하여 보행에 따른 전십자인대의 운동 및 변형에 대한 연구와 전십자인대의 재건수술시 최적의 고정 부위를 얻는 연구를 수행할 것이다.

후기

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

참고문헌

1. Marin, F., Allain, J., Diop, A., Maurel, N., Simondi, M. and Lavaste, F., "On the Estimation of Knee Joint Kinematics," Human Movement Science, 18, pp. 613-626, 1999.
2. Banks, S. A. and Hodge, W. A., "Accurate Measurement of Three-Dimensional Knee Replacement Kinematics Using Single-Plane Fluoroscopy," IEEE Transactions on Biomedical engineering, 43, pp. 638-649, 1996.
3. Piazza, S. J. and Delp, S. L., "Three-Dimensional Dynamic Simulation of Total Knee Replacement Motion During a Step-Up Task," Journal of Biomechanical Engineering, 123, pp. 599-606, 2001.
4. Chao, E. Y. S., Lynch, J. D. and Vanderploeg, M. J., "Simulation and Animation of Musculoskeletal Joint System," Journal of

- Biomechanical Engineering, 115, pp. 562-568, 1993.
5. Chen, J. X., Wechsler, H. and Zhu, Y., "Knee Surgery Assistance: Patient Model Reconstruction, Motion Simulation, and Biomechanical Visualization," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 48, No. 9, pp. 1042-1052, 2001.
 6. Park, J. M., Kwon, G. H., Chun, S. J., Chae, S. W., Lee, K. H., Lee, T. S., Suh, J. K. and Park, J. Y., "Tetrahedral Mesh Generation from CT Images of Thoracic Vertebra," KSPE 02S032, pp. 150-153, 2002.
 7. Kim, L. S., The Knee Joint, Gun-Ja Publisher, 2000.
 8. Mitsumasa, M., Takuzo, I., Shozo, K., Shintaro, H., Masahiro, K., Shinichi, Y. and Nobuhiro, T., "Simulation of 3-D Motion of the Knee Joint in Total Knee Arthroplasty," Proceedings of the Asia-Pacific Vibration Conference '99, Vol. 2, pp. 718-723, 1999.