

보행 중 인체 슬관절의 3 차원 접촉 모델 개발

김효신*, 박성진**, 문정환#

Development of Three-Dimensional Contact Model of Human Knee Joint During Locomotion

Hyo Shin Kim*, Seong Jin Park** and Joung Hwan Mun#

ABSTRACT

The human knee joint is the intermediate joint of the lower limb that is the largest and most complex joint in the body. Understanding of joint-articulating surface motion is essential for the joint wear, stability, mobility, degeneration, determination of proper diagnosis and so on. However, many studies analyzed the passive motion of the lower limb because of the skin marker artefact and some studies described medial and lateral condyle of a femur as a simple sphere due to the complexity of geometry. Thus, in this paper, we constructed a three-dimensional geometric model of the human knee from the geometry of its anatomical structures using non-uniform B-spline surface fitting as a study for the kinematic analysis of more realistic human knee model. In addition, we developed and verified 6-DOF contact model of the human knee joint using C^2 continuous surface of the inferior region of a femur, considering the relative motion of shank to thigh during locomotion.

Key Words : Contact model(접촉 모델), Knee joint(슬관절), Gait analysis(보행 분석)

1. 서론

슬관절은 인체의 거동에 관여하는 주요 하지 관절 중 하나로 일상 동안의 반복된 사용으로 인한半月판의 마모, 갑작스런 상해로 인한 인대의 손상, 관절염 등 많은 임상적인 문제가 발생함에도 불구하고 구조의 복잡함과 그에 기인한 해석의 어려움으로 인해 끊임없이 연구의 주요 대상이 되어 왔다.¹ 실제로 보행 중 슬관절은 미끄럼(sliding)과 구름(rolling)이 동시에 발생하는 6 자유도 관절이지

만 복잡한 해부학적 구조로 인해 많은 연구들이 대퇴골의 내·외측과를 구로 가정하거나 일부만을 모델링하고 점접촉(single point-of-contact)이 발생한다고 가정하였다.^{1,2} 또한 슬관절의 운동을 분석한 대부분의 연구들이 피부에 부착한 마커로 인한 오차를 최소화하기 위해 수동적인(passive) 운동 조건에서 분석하였다.^{3,4,5}

임상적인 측면에서 관절을 구성하고 있는 인대나 근육, 관절 표면을 통해 전달되는 힘이나 모멘트의 경로를 예측하는 것은 상해나 질병의 진단,

* 접수일: 2005 년 3 월 3 일; 게재승인일: 2005 년 8 월 9 일

* 성균관대학교 생명공학부 바이오메카트로닉스학과

** 가톨릭대학교 의과대학 정형외과

교신저자: 성균관대학교 생명공학부 바이오메카트로닉스학과

E-mail jmun@skku.ac.kr Tel. (031) 290-7827

재활의 평가를 위해 중요한 의미를 갖는다. 하지만 이러한 힘들을 직접적으로 구할 수 없기 때문에 피부에 마커를 부착함으로써 그 위치 정보를 이용하여 간접적으로 역동역학적 분석(inverse dynamic analysis)을 하는 것이 일반적인 분석 방법이다.¹ 최근에 보고된 Mun⁶의 연구에서는 이러한 피부 마커에 의한 오차를 최소화하는 방법을 개발·적용하여 보행 중 슬관절에서의 힘의 전달 경로를 예측하였다. 그러나 Mun⁶의 슬관절 모델 역시 시상면에서 촬영한 두 장의 CT 영상을 측방향으로 확장하여 내·외측과를 구성하였다는 점에서 실제 형상을 반영하지 못한 한계가 있다.

이처럼 슬관절 표면의 기하학적 형태는 관절의 기능을 이해하기 위한 중요한 요소로써 보다 실제에 가까운 관절의 형상을 반영하는 모델의 개발이 필수적이다. 이를 위해 성균관대학교 의공학연구소에서는 non-uniform B-spline 을 이용하여 대퇴골의 하단부를 근사하는 새로운 수학적 모델링 기법을 제안하였고 그 결과 2 차 도함수까지도 연속이면서 실제에 가까운 대퇴골을 모델링하였다.⁹

따라서 본 연구는 상해나 질병의 진단, 재활의 평가와 같은 임상적 적용이 가능한 보다 실제에 가까운 슬관절의 접촉 모델을 개발하기 위한 연구로써 구체적인 목적은 다음과 같다. (1) 해부학적 형상을 반영하는 대퇴골의 하단부 모델을 토대로 6 자유도의 슬관절을 구성하고 대퇴부에 대한 하퇴부의 상대 운동을 고려한 슬관절의 접촉 모델을 개발하여 (2) 광학 마커를 이용한 인체의 보행 데이터를 적용함으로써 보행 중 슬관절에서 발생하는 접촉의 변화를 통해 개발된 슬관절의 접촉 모델을 검증하고자 한다.

2. 무릎 모델링 및 접촉 모델 개발

2.1 무릎 모델링

슬관절을 구성하는 대퇴골의 하단부와 같이 자유 표면 형상을 가진 대상체의 경우 실제 해부학적 형상을 반영하도록 모델링을 하기 위한 방법으로 원하는 차수의 도함수까지도 연속인 표면의 모델링이 가능한 B-spline 을 이용한 근사나 보간 방법이 주로 사용된다. 이 중 일반적으로 추출점이 많은 경우에는 보간보다는 근사를 사용한다.^{7,8} 보다 실제에 가까운 대퇴골을 모델링하기 위해 본 연구에서는 Kim 등⁹이 제안한 방법을 채택하였다.

모델링 과정은 크게 data-set, contour alignment, 표면 근사로 나누어 진행되고 간략하게 설명하면 먼저 data-set 을 구성하기 위해 좌·우 가지로부터 동일한 수의 점을 추출하여 data-set 의 내부 좌우에 나란히 정렬하되 초기 기준점을 기준으로 가장 안쪽에 가지의 말단 슬라이스상의 점들을 정렬하고 다음 슬라이스의 기준점을 선택하여 그 슬라이스의 점들을 외부에 차례로 정렬하였다. 그런 후 가지가 발생하기 전 슬라이스로부터의 점들을 양 가지로부터의 점들 외부에 정렬함으로써 data-set 을 완성하였다.

다음으로 예기치 않은 구부러짐이나 꼬임을 방지하기 위해 contour alignment 를 적용하여 초기 기준점을 기준으로 다음 슬라이스들의 가장 가까운 점을 각 슬라이스의 기준점으로 자동 선택한 후 초기 상태의 점들을 재정렬하였다.

마지막으로 3 차원 형상 복원을 위해 data-set 의 각 점들은 열린 3 차 tensor product B-spline 표면 맞춤으로 근사하였다. 근사에 의해 얻어진 표면의 오차는 사용된 제어점의 수에 대한 추출점과 근사된 면 간의 차의 총합의 평균으로 표현하였다.¹⁰

본 연구에서 사용한 무릎의 영상은 서울 삼성병원의 방사선과로부터 획득한 CT 영상으로 각 슬라이스의 간격은 0.125mm 이고 이 값은 z 축의 위치 정보로 반영된다. 무릎 모델링에 사용된 슬라이스는 총 18 장이고 data-set 을 구성하는 점의 수는 46×48 으로 각 점은 x 와 y, z 값으로 구성되어 있다.

2.2 무릎 접촉 모델의 개발

인체 하지는 좌·우 대퇴부와 하퇴부, 족부로 구성되어 있고 이 중 무릎은 상부의 대퇴골과 하부의 경골의 중간에 위치한 관절로 인체 중에서도 가장 크고 그 구조가 복잡하다.¹¹ 이러한 슬관절의 접촉 모델을 구성하기 위해서는 먼저 무릎을 중심으로 대퇴부와 하퇴부의 거동을 알아야 한다. 이를 위해 고관절과 슬관절, 족관절의 중심을 구하고 해부학적 축을 생성한 후 축을 중심으로 한 대퇴부와 하퇴부의 상대적인 운동을 파악하였다.

선행 연구들^{12,13}을 토대로 고관절의 중심을 구하기 위해 Table 1 에 기술한 4 개의 광학 마커(LASI, RASI, LPSI, RPSI)로부터 LASI 와 RASI, SAC(LPSI 와 RPSI 의 중심)의 위치 벡터를 구한

후 Fig. 1 에서와 같이 원점을 SAC 에 두고 SAC 와 LASI, RASI 가 이루는 삼각면에 수직하도록 w 축을 생성하였다. v 축은 RASI 에서 LASI 로 향하는 벡터와 일치시키고 오른손 법칙에 의해 u 축은 v 축과 w 축이 이루는 평면에 수직하도록 uvw 참조 좌표계를 생성하였다. 이 좌표계를 기준으로 식(1)의 회귀방정식에 대입하여 좌·우 고관절의 중심 C_{Hip} 을 계산하였다. 여기서 \pm 는 좌측(+)과 우측(-)의 고관절을, P_{SAC} 는 SAC 의 위치 벡터를, $ASIS_breadth$ 는 LASI 와 RASI 사이의 거리를 의미한다.

$$C_{Hip} = P_{SAC} + (0.598) \times (ASIS_breadth)u \pm (0.344) \times (ASIS_breadth)v - (0.290) \times (ASIS_breadth)w \quad (1)$$

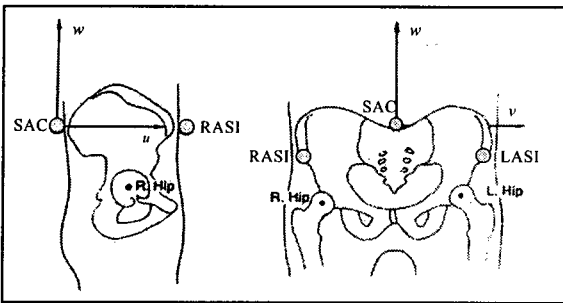


Fig. 0 uvw reference coordinate system at the hip

다음으로 슬관절과 족관절의 중심은 Frigo 와 Rabuffetti¹⁴ 가 제안한 바에 따라 각각 RNKE 와 RME, RANK 와 RMM 의 중간값으로 구하였다. 각 마커의 이름과 부착 위치는 Table 1 과 같다.

Table 1 Symbol and position of anatomical landmarker

Joint	Marker	Position
Hip	LASI	Left anterior superior iliac spine
	RASI	Right anterior superior iliac spine
	LPSI	Left posterior superior iliac spine
	RPSI	Right posterior superior iliac spine
Knee	RKNE	Lateral epicondyle
	RME	Medial epicondyle
Ankle	RANK	Distal apex of the lateral malleolus
	RMM	Distal apex of the medial malleolus

각 관절의 중심을 기준으로 Chao¹⁵, Grood 와 Suntay¹⁶가 제시한 방법에 따라 식 (2)~(7)을 이용하여 Fig. 2 에서와 같이 대퇴부($i_1j_1k_1$)와 하퇴부($i_2j_2k_2$)에서의 참조 좌표계를 생성하였다. 식에서 $C_{R.Hip}$ 과 $C_{L.Hip}$ 는 오른쪽과 왼쪽 고관절의 중심을, $C_{R.Knee}$ 와 $C_{R.Ankle}$ 는 오른쪽 슬관절과 족관절의 중심을 의미한다. 그리고 P_{RME} 와 P_{RMM} 은 RME 와 RMM 의 위치 벡터이다.

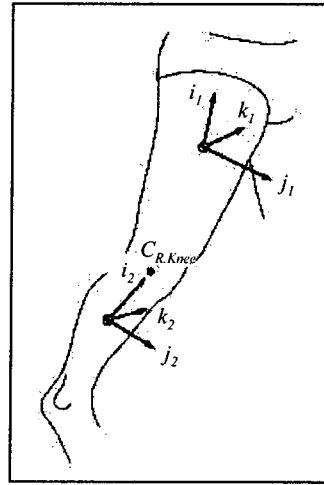


Fig. 0 Anatomical axes

$$i_1 = \frac{(C_{R.Hip} - C_{R.Knee})}{|C_{R.Hip} - C_{R.Knee}|} \quad (2)$$

$$j_1 = \frac{(P_{RME} - C_{R.Knee}) \times (C_{R.Hip} - C_{R.Knee})}{|(P_{RME} - C_{R.Knee}) \times (C_{R.Hip} - C_{R.Knee})|} \quad (3)$$

$$k_1 = i_1 \times j_1 \quad (4)$$

$$i_2 = \frac{(C_{R.Knee} - C_{R.Ankle})}{|C_{R.Knee} - C_{R.Ankle}|} \quad (5)$$

$$j_2 = \frac{(P_{RMM} - C_{R.Ankle}) \times (C_{R.Knee} - C_{R.Ankle})}{|(P_{RMM} - C_{R.Ankle}) \times (C_{R.Knee} - C_{R.Ankle})|} \quad (6)$$

$$k_2 = i_2 \times j_2 \quad (7)$$

대퇴부와 하퇴부의 참조 좌표계는 Fig. 2 와 같이 해부학적 축으로 사용되고 이를 이용하여 대퇴부와 하퇴부의 상대각을 측정하였다. 3 차원 공간상에서 무릎을 중심으로 한 해부학적 상대각으로는 굴곡/신전($\alpha_{R.Knee}$)과 외전/내전($\beta_{R.Knee}$), 내회전/외회전($\gamma_{R.Knee}$)이 있는데 이는 Chao¹⁵, Grood 와 Suntay¹⁶가 제시한 방법에 따라 다음 식에 의해 계산된다. 계산상의 편의를 위해 $l_{R.Knee}$ 를 계산하였다.

$$l_{R.Knee} = \frac{k_1 \times i_2}{|k_1 \times i_2|} \quad (8)$$

$$\alpha_{R.Knee} = -\sin^{-1}[l_{R.Knee} \cdot i_1] \quad (9)$$

$$\beta_{R.Knee} = \sin^{-1}[k_1 \cdot i_2] \quad (10)$$

$$\gamma_{R.Knee} = -\sin^{-1}[l_{R.Knee} \cdot k_2] \quad (11)$$

계산 결과 양의 값은 굴곡과, 외전, 내회전을, 음의 값은 신전과, 내전, 외회전을 의미한다.

다음으로 상대 운동을 고려한 무릎의 접촉 모델을 구성하기 위해 실험을 통해 획득한 광학 마커의 위치 정보를 이용하여 XYZ 전역 좌표계를 대퇴부의 $i_1j_1k_1$ 참조 좌표계로 축변환하고 이 과정에서 계산되는 축변환 행렬을 하퇴부의 $i_2j_2k_2$ 참조 좌표계에 적용하여 대퇴부의 참조 좌표계에 대한 하퇴부의 상대 좌표계를 생성하였다. 이에 앞서 정적 상태에서의 대퇴부의 참조 좌표계에 대한 하퇴부의 상대 좌표계를 계산하여 동적 계산에 앞서 적용함으로써 모델에 초기 조건을 반영하였다. 그리고 Kim¹⁷ 에 따라 경골의 내측 관절면은 내측과 후방으로 동일하게 2°씩 경사진 면으로, 외측 관절면은 외측과 후방으로 각각 2°와 7° 경사진 면으로 표현하였고 그 결과 각각의 i_2 축은 내·외측 관절면에 대한 법선 벡터가 된다.

또한 내·외측 관절면의 법선 벡터에 대응하는 대퇴부 표면에서의 법선 벡터를 구하기 위해 식 (13)과 (14)에서와 같이 u 와 v 방향의 편미분값을 구한 후 식 (15)에서처럼 두 값을 외적함으로써 대퇴부에서의 법선 벡터 N_{Femur} 를 구하였다. 식 (12)에서 $S(u, v)$ 는 $(n+1) \times (m+1)$ 개의 미지의 제어점 $P_{i,j}$ 와 u 와 v 방향의 기저 함수 $N_{i,p}(u)$ 와 $N_{j,q}(v)$ 에 의해 얻어진 대퇴부의 근사면이다.⁷

$$S(u, v) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m N_{i,p}(u) N_{j,q}(v) P_{i,j} \quad (12)$$

$$S_u(u, v) = \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^m N_{i,p-1}(u) N_{j,q}(v) \times \left(p \frac{P_{i+1,j} - P_{i,j}}{u_{i+p+1} - u_{i+1}} \right) \quad (13)$$

$$S_v(u, v) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^{m-1} N_{i,p}(u) N_{j,q-1}(v) \times \left(q \frac{P_{i,j+1} - P_{i,j}}{v_{j+q+1} - v_{j+1}} \right) \quad (14)$$

$$N_{Femur} = S_u \times S_v \quad (15)$$

마지막으로 대퇴골의 내·외측과에서 발생하는 접촉점은 Fig. 3 의 순서도에 제시한 바와 같이 경골 내·외측과의 관절면으로부터 최단거리에 위치하면서 동시에 대퇴골의 하단부를 구성하는 각 점에서의 법선과 경골 내·외측과의 관절면에서의 법선의 외적의 크기가 최소인 점을 자동 추출하였다.

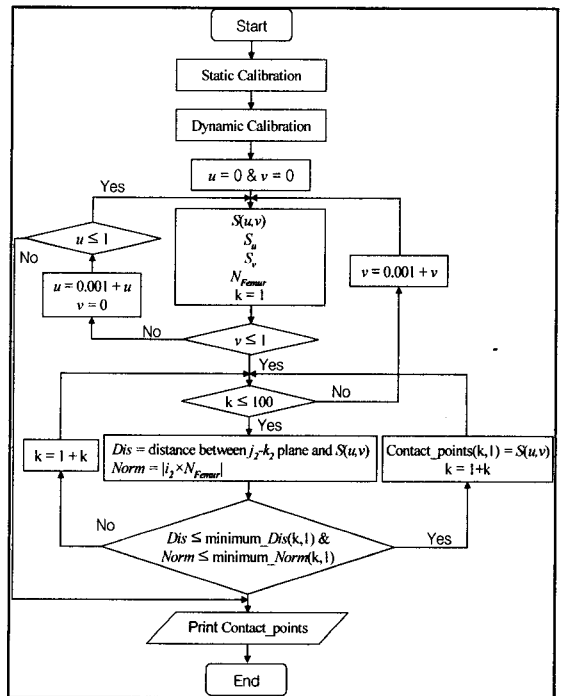


Fig. 0 Flowchart for extracting contact points

무릎 접촉 모델의 검증을 위해 근골격계나 신경계 질환이 없는 신체 건강한 20 대 성인 남자 한 명(179.3cm, 68kg)을 대상으로 보행을 10 회 반복 실시하였고 실험 장비로는 인체에 부착한 광학 마커의 움직임을 포착하기 위한 생체 운동 분석 시스템(Vicon 460, Oxford Metrics, UK)을 사용하였다.

3. 결과 및 고찰

Fig. 4 은 대퇴골의 CT 영상으로부터 추출된 점들을 양방향 3 차 tensor product B-spline 표면에 의해 근사한 후 MATLAB 6.1 을 이용하여 랜더링한 결과이다.

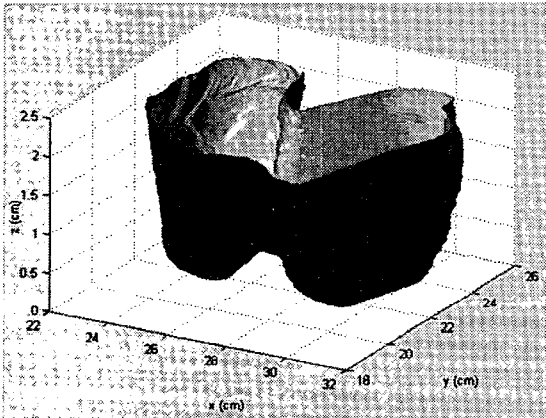


Fig. 4 B-spline surface of inferior region of a femur

면 근사시 제어점들은 최소자승법에 의해 기지점에 최대한 가깝도록 계산되고 일반적으로 제어점의 수가 많을수록 근사된 결과가 향상되지만 제어점이 기지점의 수에 가까워지면 원하지 않는 굴곡이 발생하므로 근사면과 추출점 사이의 평균 오차를 경험적으로 정할 필요가 있다.⁷ 수치적으로 제어점의 수가 많을수록 평균 오차는 작아지지만 적정 제어점의 수를 넘어서면 결과 형상에 왜곡이 발생하기 때문에 근사시 결과 형상을 고려한 적정 평균 오차를 정해야 한다. 평균 오차는 CT 영상으로부터 추출한 점과 근사된 면 간의 차의 총합을 근사 과정에서 사용된 제어점의 수로 나눈 값이다. 본 연구에서는 최대 허용 평균 오차를 0.3 으로 지정하여 오차가 이 값보다 작아지게 되면 자동 종료되도록 프로그램화하였다. 그 결과 총 제어점의

수는 16×19 이고 오차의 총합은 88.2719, 평균 오차는 0.2904 로 지정한 오차 범위를 만족하고 Fig. 4 를 근거로 3 차원 결과 형상에 실제 형상과는 무관한 굴곡이 발생하지 않음을 확인할 수 있다.

무릎을 중심으로 대퇴부와 하퇴부 간의 상대 운동을 파악하기 위해 선행 연구를 토대로 동적인 상태에서의 신전/굴곡, 외전/내전, 내회전/외회전을 계산하였다. Fig. 5 는 보행 한 주기 동안의 대퇴부와 하퇴부 간의 상대각을 그래프로 나타낸 것으로 정상인의 보행시 가장 뚜렷하게 나타내는 신전과 굴곡의 관계를 보이고 있다.

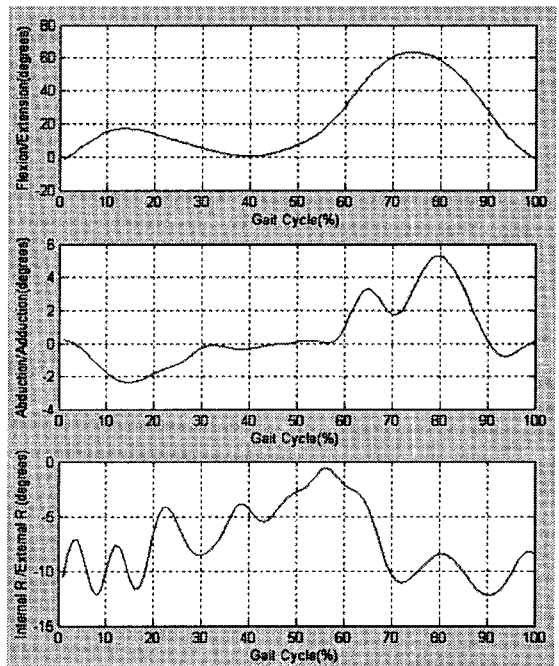


Fig. 5 Anatomical angles during one gait cycle

슬관절에서 발생하는 접촉점을 추출하기 위해서 XYZ 전역 좌표계를 대퇴부의 ij_1k_1 참조 좌표계로 축변환하고 이 과정에서 계산되는 축변환 행렬을 하퇴부의 ij_2k_2 참조 좌표계에 적용하여 대퇴부의 참조 좌표계에 대한 하퇴부의 상대 좌표계를 생성하였다. 하지만 동적인 상태를 고려하기 이전에 피실험자 간의 체형적 특성에 의한 상대 좌표계의 차이를 배제시키고 순수한 경골의 내·외측 관절면에 대한 대퇴골에서의 접촉점의 위치를 파악하기 위해서 정적인 상태에서의 대퇴부와 하퇴

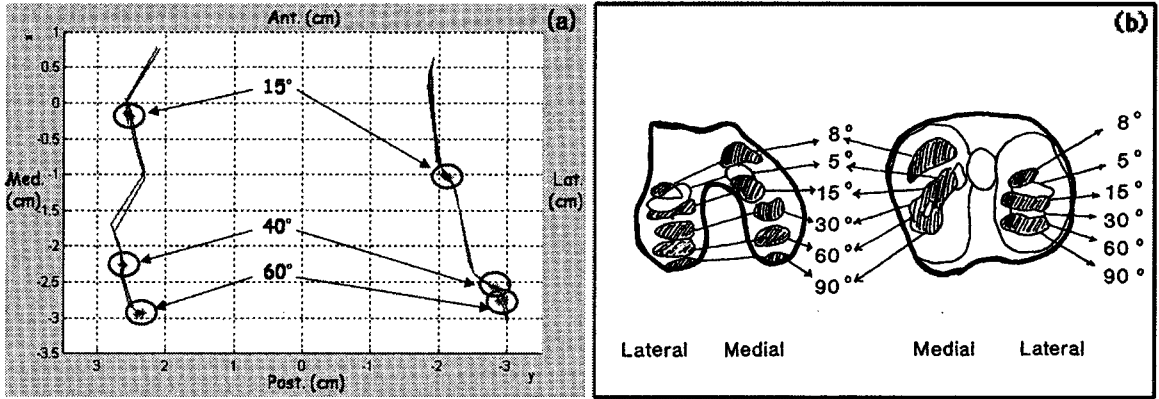


Fig. 6 (a) Trajectory of contact points of tibio-femoral joint-articulating surface during locomotion using contact model, (b) tibio-femoral contact area (scanned picture from Iseki et al. ¹⁹⁾)

부 간의 상대 좌표계를 계산하여 동적 계산에 앞서 적용함으로써 모델에 초기 조건을 반영하였다.

Kim¹⁷ 에 따르면 경골의 내·외측 관절면을 단순히 X-Y 평면에 대해 평행한 면이 아니라 내측관절면은 내측과 후방으로 동일하게 2°씩 경사진 면으로, 외측관절면은 외측과 후방으로 각각 2°와 7° 경사진 면으로 표현함으로써 경골의 형상을 고려하였고 그 결과 내측과 외측에서의 i_2 축의 방향 벡터는 다른 양상을 보였고 각각의 i_2 축은 내·외측 관절면에 대한 법선 벡터로 사용되었다.

슬관절의 생체역학적 분석을 한 대부분의 연구들이 보행 중 피부의 떨림에 의해 발생하는 마커 정보의 오차를 최소화하기 위해 수동적인 운동 조건에서 관절을 분석하였다. 하지만 Mun⁶ 은 피부 마커의 오차를 최소화하는 알고리즘을 추가하여 보행 중의 슬관절에서 발생하는 접촉점과 궤적을 추출하였다. 따라서 본 연구에서 개발한 무릎 접촉 모델을 검증하기 위해 Mun⁶ 과 Iseki 와 Tomatsu¹⁸ 의 연구 결과와 비교하였다.

Fig. 6 의 (a)는 보행 데이터를 무릎 접촉 모델에 적용하여 대퇴골의 횡단면을 위에서 본 결과로 보행 한 주기 동안 발생하는 접촉점들의 궤적에 보행 중 특징적으로 발생하는 굴곡(4 회의 15°와 2 회의 40°, 2 회의 60°) 시의 접촉점들을 추가한 것이다. 그림에서 Ant.와 Med., Lat., Post.는 각각 Anterior(전방), Medial(내측), Lateral(외측), Posterior(후방)을 의미한다. 일반적인 보행의 경우 stance 동안 20° 내외의 굴곡을 보이는데 본 연구에서 접촉 모델을 검증하기 위해 사용한 피험자의 경우 20°보다 작은

굴곡을 보이므로 15°의 굴곡이 발생했을 때의 접촉점들을 표현하였다. 15°와 40°, 60°의 굴곡 시의 접촉점들이 각각 비슷한 위치에 집중적으로 분포하고 있는 것은 보행 중 동일한 굴곡이 발생할 때의 접촉점들이 경골의 관절면 위의 비슷한 지점에 밀집해 있는 Mun⁶ 의 연구 결과와 일치한다. 또한 굴곡이 커지면서 접촉점이 전방에서 후방으로 이동한다는 점에서 센서를 이용하여 특정 굴곡이 발생했을 때의 접촉 면적을 추출한 Iseki 와 Tomatsu¹⁸ 의 연구 결과(Fig. 6 의 (b))와 일치한다.

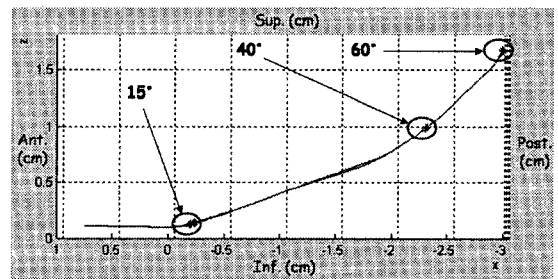


Fig. 7 Trajectory of contact points at the medial condyle (sagittal plane)

Fig. 7 과 8 는 시상면에서 본 내측과 외측과의 접촉 궤적으로 Sup.는 상방(Superior)을, Inf.는 하방(Inferior)을 의미하고 그래프를 통해 굴곡이 커질수록 접촉점이 대퇴골의 내·외측과의 후방에 위치하는 것을 확인할 수 있다. 뿐만 아니라 외측과보다는 내측과에서 각도별 접촉점 간의 거리가

큰 점을 통해 보행 중 내측과에서 더 큰 회전과 구름이 발생하는 것을 확인할 수 있다. 이러한 연구 결과들은 보행 중 동일한 굴곡이 발생하였을 때 외측 관절면보다 내측 관절면에서 더 큰 궤적을 보인다는 선행 연구 결과와 일치하고 이로써 본 연구에서 개발한 무릎 접촉 모델을 검증하였다.

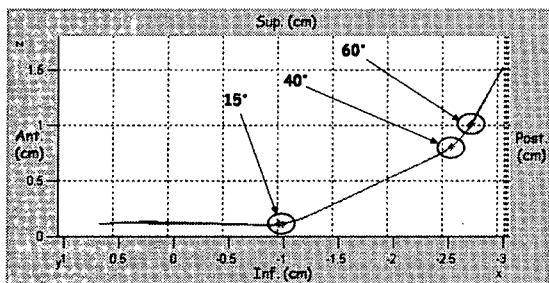


Fig. 8 Trajectory of contact points at the lateral condyle (sagittal plane)

4. 결론

슬관절은 인체의 거동에 관여하는 주요 하지 관절 중 하나로 일생 동안의 반복된 사용으로 인한半月판의 마모, 갑작스런 상해로 인한 인대의 손상, 관절염 등 많은 문제가 발생한다. 이러한 임상적인 측면에서 관절을 구성하고 있는 인대나 근육, 관절 표면을 통해 전달되는 힘이나 모멘트의 경로를 예측하는 것은 상해나 질병의 진단, 재활의 평가를 위해 중요한 의미를 갖는다. 하지만 그 구조의 복잡함으로 인해 끊임없이 연구의 주요 대상이 되어왔다.¹ 즉, 슬관절의 생체역학적 분석에 앞서 표면의 기하학적 형태는 관절의 기능을 이해하기 위해 중요한 요소로 작용하고 보다 실제에 가까운 관절의 형상을 반영하는 모델의 개발이 필수적이다. 또한 관절의 특성상 관절을 통해 전달되는 힘들을 직접적으로 구할 수 없기 때문에 피부에 마커를 부착함으로써 그 위치 정보를 이용하여 간접적으로 역동역학적 분석을 하는 것이 일반적인 분석 방법이다.

따라서 본 연구는 상해나 질병의 진단, 재활의 평가와 같은 임상적 적용이 가능한 보다 실제에 가까운 슬관절의 접촉 모델을 개발하기 위한 연구로서 Kim 등⁹의 모델링 기법을 채택하여 CT 장비로부터 획득한 슬관절의 단면 영상으로부터 대퇴골의 하단부의 3 차원 형상을 복원하였다. 또한 하

퇴부의 상단부의 경우 Kim¹⁷에 따라 경골의 내측 관절면은 내측과 후방으로 동일하게 2°씩 경사진 평면으로, 외측 관절면은 외측과 후방으로 각각 2°와 7° 경사진 평면으로 가정하였다. 많은 선행 연구들^{1,2,3,5,6}에서 알 수 있듯이 슬관절을 구성하는 하퇴부의 형상이 대퇴부의 형상에 비해 접촉 모델에 크게 영향을 미치지 않기 때문에 일반적으로 하퇴부의 관절면은 평면으로 가정한다. 복원된 해부학적 형상을 반영하는 대퇴골의 하단부와 하퇴부 모델을 토대로 6 자유도의 슬관절을 구성하여 인체에 부착한 광학 마커를 이용한 보행 데이터를 적용함으로써 대퇴부에 대한 하퇴부의 상대 운동을 고려한 슬관절의 접촉 모델을 개발·검증하였다.

가. 대퇴골의 CT 영상으로부터 추출된 점들을 양방향 3 차 B-spline 면 맞춤에 의해 근사함으로써 양방향 2 차 미분까지도 연속인 부드러운 면을 형성하였다.

나. 대퇴부에 대한 하퇴부의 상대 운동을 고려한 무릎 접촉 관절을 개발하고 그 결과를 보행 중의 접촉점 및 궤적을 추출한 Mun⁶의 연구 결과와 비교해봄으로써 검증하였다.

다. 보행 중의 동일한 굴곡이 발생하였을 때의 접촉점들을 궤적상에 표현해본 결과 15°와 40°, 60°의 굴곡 시의 접촉점들이 각각 비슷한 위치에 집중적으로 분포하고 있는 것을 확인할 수 있었다.

라. 굴곡이 커질수록 접촉점이 대퇴골의 내·외측과의 후방에 위치하고 동일한 굴곡에 대해 내측과가 외측과보다 상대적으로 큰 운동을 하는 것을 확인할 수 있다.

본 연구에서는 non-uniform B-spline 기법을 이용한 모델링 방법을 통해 보다 실제에 가까운 대퇴골을 모델링하였고 이를 이용하여 보행 중의 슬관절의 접촉 모델을 개발하였다. 이는 향후 진행될 슬관절의 동역학적 분석에 지대한 영향을 미치고 간단한 보행 분석을 통해서도 질병의 진단이나 재활 과정을 평가하는 등의 임상 분야에 적용이 가능할 것으로 사료된다.

후 기

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업 지원에 의해 수행. 02-PJ3-PG6-EV06-0002

참고문헌

1. Wilson, D. and O'Connor, J., "A three-dimensional geometric model of the knee for the study of joint forces in gait," *Gait & Posture*, Vol. 5, pp. 108 - 115, 1997.
2. Abdel-Rahman, E. and Hefzy, M., "Three-dimensional dynamic behaviour of the human knee joint under impact loading," *Medical Engineering & Physics*, Vol. 20, No. 4, pp. 276 - 290, 1998.
3. Blankevoort, L., Kuiper, J., Huiskes, R. and Grootenboer, H., "Articular contact in a three-dimensional model of the knee," *Journal of Biomechanics*, Vol. 24, No. 11, pp. 1019 - 1031, 1991.
4. Ling, Z., Guo, H. and Boersma, S., "Analytical study on the kinematic and dynamic behaviors of a knee joint," *Medical Engineering & Physics*, Vol. 19, No. 1, pp. 29 - 36, 1997.
5. Caruntu, D. and Hefzy, M., "3-D anatomically based dynamic modeling of the human knee to include tibio-femoral and patello-femoral joints," *Transactions of the ASME*, Vol. 126, pp. 44 - 53, 2004.
6. Mun, J. and Lee, D., "Three-dimensional contact dynamic model of the human knee joint during walking," *KSME International Journal*, Vol. 18, No. 2, pp. 211 - 220, 2004.
7. Piegel, L. and Tiller, W., "The NURBS Book," Springer, 1995.
8. Hwang, J., Jung, J. and Jung, Y., "Modeling of a Functional Surface using a Modified B-spline," *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, Vol. 6, pp. 15-22, 2005.
9. Kim, H., Kim, Y., Choe, Y., Kim, S., Cho, T. and Mun, J., "A new modeling method for objects with branching problem using non-uniform B-spline," *Lecture Notes in Computer Science*, Vol. 3039, pp. 1095 - 1102, 2004.
10. Klingensmith, J. and Vince, D., "B-spline methods for interactive segmentation and modeling of lumen and vessel surfaces in three-dimensional intravascular ultrasound," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, Vol. 26, pp. 429 - 438, 2002.
11. Bronzino, J., "The Biomedical Engineering Handbook," IEEE Press, 1995.
12. Vaughan, C., "Forces and moments at the hip, knee, and ankle joints," *Annual Report of the Oxford Orthopaedic Engineering Centre*, Vol. 10, pp. 17 - 18, 1983.
13. Campbell, K., Grabiner, M., Hawthorne, D. and Hawkins, D., "The validity of hip joint center predictions from anatomical landmarks," *Journal of Biomechanics*, Vol. 21, pp. 860, 1988.
14. Frigo, C. and Rabuffetti, M., "Multifactorial estimation of hip and knee joint centres for clinical application of gait analysis," *Gait & Posture*, Vol. 8, No. 2, pp. 91 - 102, 1998.
15. Chao, E., "Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation," *Journal of Biomechanics*, Vol. 13, pp. 989 - 1006, 1980.
16. Grood, E. and Suntay, W., "A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motion: Application to the knee," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 105, pp. 136 - 144, 1983.
17. Kim, S., "Three-dimensional dynamic model of the knee," *KSME Internal Journal*, Vol. 12, No. 6, pp. 1041 - 1063, 1998.
18. Iseki, F. and Tomatsu, T., "The Biomechanics of the Knee Joint with Special Reference to the Contact Area," *Keio Journal of Medicine*, Vol. 25, pp.37-44