

## 무릎 굴신 운동과 전십자 인대의 등장위치 해석

박정홍\*(부산대학교 기계설계 대학원), 손 권(부산대학교 기계공학부),  
문병영(동남권부품소재산학협력혁신사업단), 서정탁(부산대학교 의과대학)

### Analysis of Isometric Position of the Anterior Cruciate Ligament During the Knee Flexion-Extension

J. H. Park(Mech. Design Eng. Dept. PNU), K. Son(School of Mech. Eng., PNU),  
B. Y. Moon (ILIC, PNU), J. T. Suh(Medical School, PNU)

#### ABSTRACT

The isometric area of the anterior cruciate ligament was calculated during knee flexion-extension. Flexion-extension motion data of the joint were obtained using Fastrak and a three-dimensional motion measurement system. A total of five subjects were seated on a flat table and the tibia sensor position was measured with the femur fixed on the table. A three-dimensional knee model was constructed using a graphic tool to simulate the knee motion. Twenty seven positions of the tibia region and forty two positions of the femur region were selected and the distances between the determined tibial and femoral points were calculated. Highly isometric areas were found and displayed as three dimensional aspects.

**Key Words :** Isometric position(등장위치), Anterior cruciate ligament(전방십자인대), Knee joint(무릎 관절), Ligament reconstruction(인대 재건술)

#### 1. 서 론

전방십자인대는 교통사고나 운동시 부상에 의하여 빈번히 손상을 입는 인대이다. 전방십자인대가 파열되면 심한 통증과 함께 기능적으로 무릎 관절의 안정성을 잃게 되어 정상적인 보행이나 활동을 할 수 없게 된다. 이러한 경우 자가 또는 동종의 인대를 사용하여 전방십자인대 위치에 이식하는 재건술을 시행하게 된다.

전방십자인대를 재건할 경우 본래와 같이 넓은 부위에 인대를 재건하기 어렵기 때문에 일정한 크기의 이식인대를 사용하여 운동시 경골의 전방이동을 억제할 수 있도록 시술하여야 한다. 전방십자인대를 이식할 때에는 무릎 관절 사이에서 이식인대가 다른 구조물에 의하여 눌리지 않는 위치에 부착하여야 하며, 수술 이후 재건된 인대가 과도하게 늘어나서 그 가능을 잃지 않도록 하여야 한다. 인대의 과도한 신장을 방지하기 위하여 경골과 대퇴

골의 재건위치 가운데에서 길이변화가 작은 위치를 찾아 그 부위에 이식하게 되는데 이를 등장위치라고 한다. 임상적으로 재건인대는 무릎의 굽곡-신전운동에서 길이변화가 2 mm 이내가 되도록 시술하고 있다.

전방십자인대의 등장성을 해석하기 위해 사체를 이용한 연구결과는 많지만 실제 인체의 무릎 운동을 이용한 연구 결과는 거의 없다[1,2]. 본 연구는 부착 가능한 경골과 대퇴골의 영역을 선택하여 무릎의 굽곡-신전 운동시 3 차원 운동자료를 획득하고 각 부위의 길이변화를 전산해석을 통하여 구함으로써 전방십자인대의 등장성을 분석하고자 하였다.

#### 2. 무릎 관절의 운동 측정

##### 2.1 무릎 관절의 굽곡-신전운동 측정방법

본 연구에서는 운동 측정의 효율성과 정확성을

고려하여 무릎 관절의 운동 측정에 자기 센서를 이용한 3 차원 운동 측정 시스템 Fastrak(3SPACE®, Polhemus)을 이용하였다. Fastrak은 자기 신호를 검출하는 트랜스미터의 좌표계가 전역좌표계가 되며, 위치신호를 수신하는 센서의 지역 좌표계로 3 축 회전 및 이동값이 측정된다. Fastrak 시스템은 3 차원 병진좌표와 X-Y-Z 회전각이 초당 120 회 기록되도록 설정하였다.

피실험자는 남성 5 명이었으며 오른쪽 무릎 관절의 운동을 측정하였다. 피실험자에 관한 자료는 Table 1에 나타내었다. 자기 센서에 간섭을 주지 않기 위하여 앉는 실험 테이블은 나무로 만들어진 견고한 테이블을 사용하였으며, 주변에 자기장에 영향을 미칠 수 있는 금속 물질을 제거하였다. 운동을 기록하기 전에 초기 무릎 관절의 위치를 알기 위하여 Fastrak 센서를 무릎 관절의 주요 특징점에 접촉시켜 각 부위의 3 차원 위치를 얻었다. 특징점은 경골 상부 5 곳과 대퇴골 5 곳을 Fig. 1과 같이 선정하였다. 이곳은 각각 경골과 대퇴골에서 뼈가 직접 만져질 수 있는 부위로서 이 특징점을 기준으로 내부에 있는 경골과 대퇴골의 위치를 보다 정확히 알 고자 하였다.

특징점 기록 후 대퇴부를 피실험자의 자력으로 하퇴를 들어 올리고 내리는 동작을 5 회 반복하도록 하였다. 무릎 관절의 운동은 대퇴사두근이 수축함으로써 관절의 굴곡각이 90 도부터 완전히 신장된 위치까지 운동을 재현하였다. 운동을 하는 피실험자는 대퇴사두근이 수축할 때 일어날 수 있는 떨림이나 급격한 무릎 관절의 운동변화가 일어나지 않도록 운동 기록전에 10 회의 사전 운동을 실시하였다. 그 후 5 회의 운동을 기록하였다.

경골에 부착한 센서의 위치는 굽곡-신전시 근육이나 주위의 피부 이동에 영향을 받지 않는 경골 조면 아래 약 2 cm 지점으로 정하였다. 센서를 피부 표면에 부착할 경우 센서에 의한 피부의 움직임이 발생할 수 있기 때문에 이를 최소화하기 위하여 본 연구에서는 Fig. 2와 같이 발목 관절의 내과

**Table 1** Anthropometric measurements for five subjects

ID	Age (years)	Height (cm)	Weight (kg)	Femur width (mm)	Tibia width (mm)
1	31	163	60	86	85
2	32	170	80	91	88
3	25	169	65	90	87
4	25	168	85	94	91
5	26	174	70	84	82

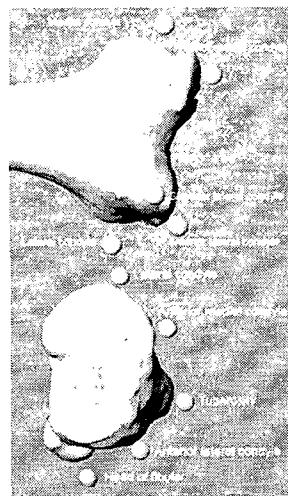


Fig. 1 Control points for initial body position

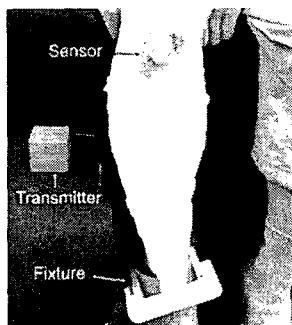


Fig. 2 Attachment of tibia sensor and tibia fixture

(medial malleolus)와 외과(lateral malleolus)를 연결하여 경골을 하나의 강체 운동으로 고려할 수 있도록 나무로 된 고정기구를 제작하였다. 이 고정기구 상단에 센서를 고정하고 굽곡-신전 운동을 측정하였다.

## 2.2 무릎 관절 모델

전산 시뮬레이션을 위하여 본 연구에서는 성인 남자의 무릎 관절을 CT 촬영하여 얻은 한국인의 우측 무릎 관절 형상을 사용하였다[3]. CT 영상은 2.5 mm 간격으로 촬영하였으며, 각 단면 영상을 3 차원으로 쌓아 올려 3 차원 형상을 구축하였다. 구축된 3 차원 대퇴골과 경골의 형상은 5 명의 피실험자의 운동 측정에서 초기 위치를 측정한 자료를 사용하여 5 명의 피실험자의 크기에 맞도록 각각 스케일링하여 대퇴골과 경골의 크기를 정하였다.

## 2.3 재건 인대의 부착 위치

경골과 대퇴골에 모두 69 개의 지점을 설정하였

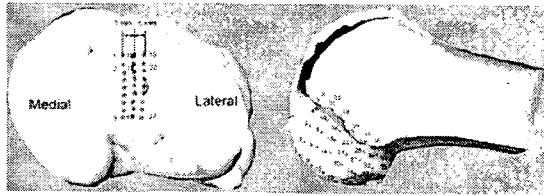


Fig. 3 Tibia and femur insertion points

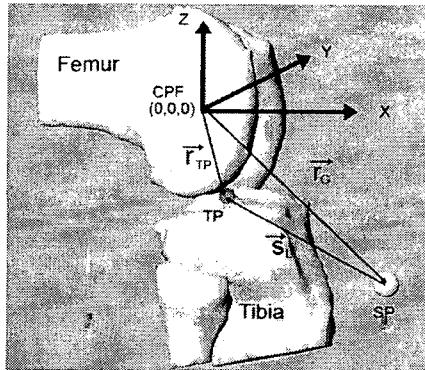


Fig. 4 Target point calculation

다. 경골 상단의 부착 위치는 실제 전방십자인대의 부착위치를 고려하여 Fig. 3 과 같이 전후방향으로 9 개의 지점을 설정하고 내외측으로 5 mm 떨어진 위치의 점을 설정하여 총 27 개 지점을 설정하였다. 대퇴골 역시 실제 전방십자인대의 부착위치인 대퇴골 외측과의 내측면을 기준으로 총 42 개의 지점을 설정하였다(Fig. 3).

### 2.3 굴곡-신전에 따른 경골 부착위치의 계산

무릎 관절 운동을 기술하기 위하여 좌표계를 다음과 같이 설정하였다. 전방을 X 축, 내측방향을 Y 축, 위쪽을 Z 축으로 하였다(Fig. 4). Fig. 4 에서 CPF(center point of femur)는 대퇴골의 내측상과(medial epicondyle)와 외측상과(lateral epicondyle)의 중심, SP(sensor position)는 경골에 부착 된 센서의 측정된 위치이다. TP(target point)는 대퇴골에 대한 경골의 상대적 움직임을 나타내는 지점으로 전방십자인대의 부착점이다. 대퇴골의 CPF 를 전체 좌표계의 중심으로 잡으면 경골은 그에 대한 상대운동을 하게 된다. 이때 경골의 굴곡각에 따른 TP 의 움직임을 획득함으로써 전방십자인대의 길이변화를 계산할 수 있다. 본 연구에서는 경골의 부착점의 3 차원 좌표값을 얻기 위해 3 차원 모델링 프로그램인 라이노(Rhino)에서 모델을 불러들여 각 노드점을 활성화시킨 후에 좌표값을 획득하였다. 획득한 경골 부착점의 좌표값을 적용하여 대퇴골에 대한 경골의 TP 값을 얻는 식은 다음과 같다.

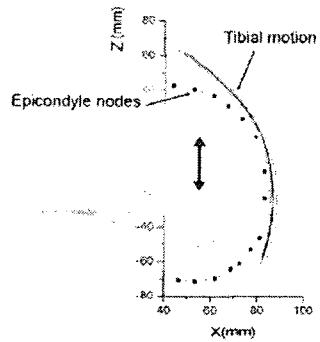


Fig. 5 Femoral movement during knee flexion-extension

$$\vec{r}_{TP} = \vec{r}_G + \vec{s}_G = \vec{r}_G + A(\Phi) \times \vec{s}_L$$

여기서  $\vec{r}_G$  는 전체 좌표계의 표현으로 CPF에서 SP 까지의 변위,  $\vec{s}_L$  은 지역 좌표계의 표현으로 SP에서 TP 까지의 변위 그리고  $\vec{s}_G$  는  $\vec{s}_L$  의 전체 좌표계의 표현이다.  $A(\Phi)$  는 지역 좌표계를 전체 좌표계로 변환하는 변환행렬로서 회전각으로는 브라이언트각  $\Phi$  를 사용하였다. 여기서  $\vec{s}_L$  은 변하지 않는 값이며, 전체 좌표계의 값을 알고 있으므로 초기 회전각으로 구성된 변환행렬에 의해 그 값을 구할 수 있다.

### 2.4. 굴곡-신전에 따른 대퇴골의 운동 보정

실제 인체 무릎 관절의 운동을 측정할 때 굴곡-신전시 대퇴부의 근육이 수축, 팽창함으로써 생기는 대퇴골의 움직임이 발생하게 된다. 경골이 신전되어 올라올 때 대퇴부의 근육이 팽창하여 대퇴골이 위로 들리는 운동은 오차에 해당하기 때문에 이를 보정할 필요가 있다. 이 문제를 해결하기 위하여 경골은 대퇴골 내외측과의 표면을 따라 구른다는 가정을 두고 대퇴골의 움직임을 보정하였다(Fig. 5).

경골에서 측정한 운동 궤적은 대퇴골 내외측과의 표면을 따라 형성된다고 가정하였기 때문에 내외측과의 형상을 따라 시상면(sagittal plane)에서의 움직임을 보정하였다. 대퇴골 내외측과의 형상은 내외측과의 중심선에 해당하는 노드들을 취하여 임의의 값을 구할 수 있도록 보간법(Matlab, interp1, spline 함수 이용)을 사용하였다. 보간법을 통하여 계산된 보간함수에 경골의 X 와 Z 방향의 궤적값을 입력하여 대퇴골이 이동된 만큼의 새로운 궤적값을 구하였다. 이때 구해진 이동량 만큼을 대퇴골에 적용하여 무릎 관절의 운동이 정상적으로 재현될 수 있도록 하였다.

무릎 관절 모델의 운동을 가시화하고 경골과 대

퇴골의 인대 부착점에 대한 길이를 계산하기 위하여 Microsoft Visual C++ 프로그래밍 툴로 해석 프로그램을 구축하였다.

### 3. 등장성 해석 결과

#### 3.1 부착점들의 길이변화

모든 점들에 대한 부착 위치별 길이 변화는 구축된 프로그램을 통하여 굴곡-신전이 일어나는 동안 계산하여 파일로 저장하였다. 길이(D)는 대퇴골과 경골의 부착점을 직선으로 이을 때의 거리로 다음과 같다.

$$D = \sqrt{(x_f - x_i)^2 + (y_f - y_i)^2 + (z_f - z_i)^2}$$

여기서  $x_f$ ,  $y_f$ ,  $z_f$ 는 대퇴골의 부착점 좌표이고,  $x_i$ ,  $y_i$ ,  $z_i$ 는 경골 부착점의 좌표이다.

경골 27 개의 점과 대퇴골 42 개의 점을 각각 연결하여 굴곡-신전 운동에서 길이변화를 계산한 결과 최소길이 변화는 1.9~5.8 mm(평균  $3.5 \pm 1.4$  mm) 였다. 부착점을 모든 경우에 대하여 연결하였기 때문에 길이변화가 최소가 될 때의 경골과 대퇴골의 부착점은 서로 다른 위치였다.

#### 3.2 등장성 해석 결과

경골과 대퇴골의 부착점의 길이변화가 각각 다르기 때문에 1134 개의 모든 경우에서 등장성을 판별하는 것이 어려우며 임상적 관점에서 큰 의미를 지니지 못한다. 본 연구에서는 전방인대를 재건할 수 있는 경골 부위를 먼저 선정하고 이에 대한 대퇴골 부착 위치에 대한 길이변화를 계산함으로써 등장성을 해석하고자 하였다.

경골에 이식 인대를 삽입하여 고정하기 위해 터널을 뚫게 되는데 터널의 중심이 위치할 수 있는 곳을 본 연구에서는 경골 12~17 번으로 선정하였다. 12~17 번은 대퇴골의 전후방 방향에 대하여 40~55%지점에 해당한다.

경골 12~17 지점에서 대퇴골 42 개의 위치에 대한 길이변화를 피실험자 5 명에 대하여 평균하여 평균 길이변화를 계산하였다. Fig. 6 은 그 중 경골 15 번에 대한 결과를 Tecplot(Amtech Engineering Inc.) 프로그램을 사용하여 나타내었다. Fig. 6 에서 후방 피질골면을 따라 전방으로 대각선 영역이 등장성이 높음을 알 수 있다. Hefzy 등[1]은 사체를 이용하여 무릎의 굴곡-신전을 일으켜 등장성을 연구하였다. 그 결과 본 연구에서 등장성이 높은 대각선 형태의 영역이 길이변화가 2 mm 이내인 등장위치임을 보였

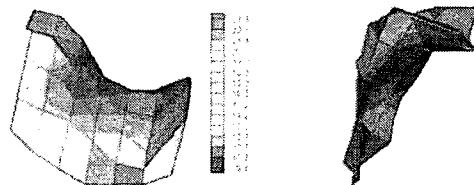


Fig. 6 Length changes on femoral insertion sites at tibia point number 15(Medial-Lateral, Anterior-Posterior view)

다. Sidles 등[2]도 사체에 대하여 자기센서를 이용하여 굴곡-신전 운동시 인대의 등장성을 연구한 결과 등장성 영역이 Hefzy 와 유사하였다.

### 4. 결 론

본 연구의 결과를 요약하면 다음과 같다.

(1) 정상인의 무릎 굴곡-신전 운동을 측정하고 이를 3 차원 무릎 모델에 적용하여 무릎 운동을 가시화함으로써 무릎 관절의 운동에 대한 전산 해석 모델을 구축할 수 있었다.

(2) 등장성이 높은 영역은 대퇴골 후방 피질골 후면으로부터 전방으로 대각선 영역으로 나타났다.

본 연구 결과를 통해 등장성이 높은 영역을 고려하여 임상적으로 인대 재건 수술시에 적용할 수 있는 자료로 활용될 수 있을 것이다.

### 후 기

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

### 참고문헌

- Hefzy, M. S., Grood, E. S. and Noyes, F. R., "Factors affecting the region of most isometric femoral attachments: Part II: The anterior cruciate ligament," *The American Journal of Sports Medicine*, Vol. 17, No. 2, pp. 208-216, 1988.
- Sidles, J. A., Larson, R. V., Joseph, G. L., Downey, D. J. and Matsen III, F. A., "Ligament Length Relationships in the Moving Knee," *Journal of Orthopaedic Research*, No. 6, pp. 593-610, 1988.
- 박기봉, 김기범, 손권, 서정탁, 문병영, "한국인의 3 차원 무릎관절 구축 및 형상측정," *대한기계학회논문집(A)*, 제 28 권, 제 11 호, pp. 1664-1671, 2004.