

전십자 인대 재건시 등장위치에 관한 연구

박정홍*(부산대학교 기계설계 대학원), 손 권(부산대학교 기계공학부),
김광훈(부산대 기계설계 대학원), 문병영(부산대학교 기계기술연구소),
서정탁(부산대학교 의과대학)

A study of isometric position of the knee during anterior cruciate ligament reconstruction

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

ABSTRACT

The isometric position of the anterior cruciate ligament was calculated during flexion-extension. Flexion-extension motion data of the knee joint were obtained by Fastrak, a three-dimensional motion measurement system. A subject was seated on a flat table and the tibia sensor position was measured with the femur fixed at the table. A three-dimensional knee model was constructed using a graphic tool to simulate the knee motion. Three surgical positions of the femoral tunnel were selected and the distances between the determined tibial tunnel and each femoral tunnel were calculated. The maximum elongation position was found to be in the ten thirty direction of clock.

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

1. 서론

전십자 인대는 교통사고나 운동시 부상에 의하여 빈번히 손상을 입는 인체 부위이다. 전십자 인대가 파열되면 심한 통증과 함께 기능적으로 무릎 관절의 안정성을 잃게 되어 정상적인 보행이나 활동을 할 수 없게 된다. 이러한 경우 다른 인체부위의 인대를 적출하여 전십자 인대 위치에 이식하는 전십자 인대 재건술을 시행하게 된다. 전십자 인대를 재건할 경우 중요한 것은 전십자 인대의 본래 기능인 운동 안정성을 확보할 수 있는 위치에 전십자 인대를 재건하는 것이다.

전십자 인대는 해부학적으로 기시부가 경골의 과간용기에 전후 방향으로 넓게 부착되어 있으며 종지부는 대퇴골의 외측과에 부착되어 있다. 전십자 인대의 길이는 31 ± 3 mm, 넓이는 10 ± 2 mm², 두께는 5 ± 1 mm, 부피는 2.3 ± 0.4 ml 로 알려져 있다¹. 전십자 인대는 기능적으로 나누어 부착면적이 넓은 AMB(anteromedial band)와 상대적으로 좁은 PLB(posterolateral band)로 구분한다. 일반적으로 무

릎 관절이 신전운동을 하면 AMB 와 PLB 는 장력을 받으며, 굴곡운동을 하면 PLB 가 장력을 받고 AMB 는 이완되어 전십자 인대다발이 꼬이는 현상을 보이게 된다. 정상적인 전십자 인대는 AMB 와 PLB 의 역할로 인해 무릎의 굴곡/신전 운동시에 전반적으로 장력을 유지하게 되어 무릎 관절을 구속함으로써 무릎의 안정성을 확보하게 된다. 무릎 관절에 있는 여러 가지 인대 가운데 전십자 인대는 주로 과도한 무릎 신전 운동을 제한하는 기능을 담당하고 있다.

전십자 인대는 무릎의 신전시에 장력이 최대가 되며 이로 인해 무릎의 과도한 전방운동을 제한한다. 전십자 인대가 받는 장력은 인대의 길이 변화를 유발하는데 인대의 최대 길이방향 신장률은 6% 이내이다². 이 값을 넘게 되면 인대의 탄성범위를 벗어나 수축력을 잃게 되는 상태가 되고 더 큰 길이변화가 일어날 경우 전십자 인대는 파열된다. 따라서 인대의 길이가 최대 신전이 이루어진 시점에서 전십자인대는 인대의 최대 신장률을 넘지 않아야 한다. 그리고 전반적인 운동에서 인대의 길이변

화는 작아야 한다.

이러한 조건을 만족하기 위해서는 전십자 인대를 재건할 때 길이변화가 작은 위치인 등장위치를 찾아서 그 위치에 시술하여야 한다. 본 연구에서는 전십자 인대 재건시 등장위치가 될 수 있는 위치를 컴퓨터 시뮬레이션을 통하여 구하고자 한다.

2. 무릎 운동 측정과 관절 모델

2.1 굴곡/신전 운동 측정

무릎의 굴신 운동 측정에 자기 센서를 이용한 3차원 운동 측정 시스템 Fastrak(3SPACE®, Polhemus)을 이용하였다. 피시험자는 자기 센서에 간섭을 주지 않기 위하여 나무로 만들어진 견고한 테이블 위에 앉은 자세에서 굴신 운동을 하도록 하였다. 운동시 근육의 움직임에 따라 발생할 수 있는 오차를 줄이기 위하여 대퇴부 근육이 테이블과 맞닿는 부위의 테이블 면을 제거하였으며 굴신 운동이 가능한 상태에서 무릎 관절을 고정하였다. 운동을 기록하기 전에 초기 무릎 관절의 자세를 알기 위하여 Fastrak 센서를 무릎 관절의 주요 특징점에 접촉시켜 각 부위의 3차원 위치값을 얻었다. 특징점은 3차원 무릎 모델의 위치를 결정하는데 사용한다.

특징점 기록 후 대퇴부를 고정한 상태에서 대퇴축과 측정기의 트랜스미터 좌표계를 수평이 되도록 앉은 자세에서 운동을 측정하였다. 무릎 관절의 운동은 대퇴 사두근이 수축함으로써 관절의 굴곡각이 90도부터 완전히 신장된 위치까지 운동을 재현하였다. 운동을 하는 피시험자는 일정한 속도를 가지고 굴신 운동을 할 수 있도록 10회의 사전 운동을 하였으며, 그 후 3회의 운동을 측정 시스템을 통하여 기록하였다. 운동의 기록을 위해 센서는 Fig. 1과 같이 경골에 센서를 고정하였다. Fastrak에서는 자기 신호를 검출하는 트랜스미터의 좌표계와, 위치신호를 보내는 센서 좌표계의 원점 3차원 좌표와 X-Y-Z 회전각이 초당 120회 기록된다.

2.2 3차원 무릎 관절 모델과 좌표계

무릎관절은 대퇴골, 경골, 슬개골의 세 개의 뼈들로 구성되어 있으며, 각 뼈들이 인대와 건으로 연결되어 움직임을 지지하는 형태로 이루어져 있다. 컴퓨터 시뮬레이션을 위하여 본 연구에서는 성인 남자의 무릎 관절을 CT 촬영하여 얻은 한국인의 우측 무릎 관절을 모델링하였다. CT 영상은 2.5 mm 간격으로 촬영되었으며 각 단면 영상을 3차원으로 적층하여 3차원 형상을 구축하였다³.

무릎 관절 운동을 기술하기 위하여 좌표계를 다음과 같이 설정하였다. 대퇴골 내외측상과 중심을

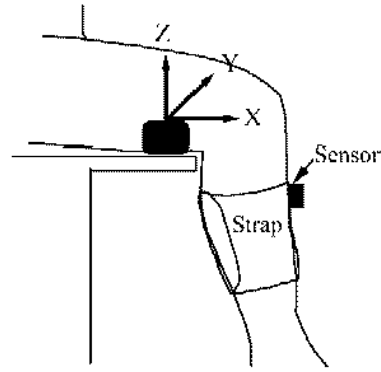


Fig. 1 Experimental setup

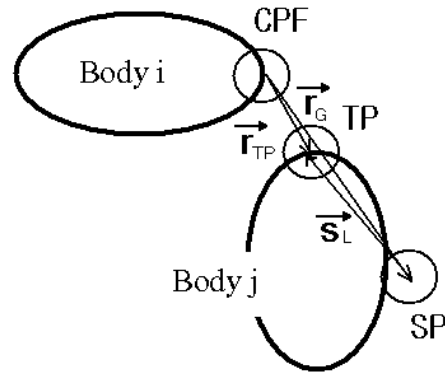


Fig. 2 Knee joint modeling

원점, 전방을 X 축, 내측방향을 Y 축, 위쪽을 Z 축으로 하였다. Fig. 2에서 물체 i는 대퇴골, j는 경골, CPF(center point of femur)는 대퇴골의 내외측상과 중심, SP(sensor position)는 경골에 부착된 센서의 측정된 위치, TP(target point)는 경골의 파간 용기의 위치이다. 특히 TP는 대퇴골에 대한 경골의 상대적 움직임을 나타내는 지점으로 전십자 인대의 기시부가 부착되는 지점이다. 대퇴골의 CPF를 전체 좌표계의 중심으로 잡으면 경골은 그에 대한 상대운동을 하게 된다. 이때 경골의 굴곡각에 따른 TP의 움직임을 획득함으로써 무릎관절의 이동량을 계산할 수 있다.

본 연구에서는 경골의 파간 용기점을 찾기 위해 3차원 모델링 프로그램인 라이노(Rhino)에서 모델을 불러들여 각 노드점을 활성화시킨 후에 3차원 좌표값을 획득하였다. 획득한 파간 용기 좌표값을 적용하여 대퇴골에 대한 경골의 TP 값을 얻는 식은 다음과 같다.

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

여기서 \vec{r}_G 는 전체 좌표계의 표현으로 CPF 에서 SP 까지의 변위, \vec{s}_L 은 국소 좌표계의 표현으로 SP 에서 TP 까지의 변위, \vec{s}_G 는 \vec{s}_L 의 전체 좌표계의 표현이다. $A(\Phi)$ 는 국소 좌표계를 전체 좌표계로 변환하는 변환행렬로서 회전각으로는 브라이언트각 (Φ) 을 사용하였다. 여기서 \vec{s}_L 은 변하지 않는 값이며, 전체 좌표계의 값을 알고 있으므로 초기 회전각으로 구성된 변환행렬에 의해 그 값을 구할 수 있다. 이 값을 통해 시간에 따라 변하는 굴신 각도에 따른 값을 구할 수 있다. 센서로부터 획득한 운동 자료를 이용하여 원하는 위치 즉, 경골의 과간 융기부의 운동 자료를 얻었다.

3. 전십자 인대 재건시의 해석조건

3.1 인대 재건술

전십자 인대 재건술은 먼저 재건할 인대를 인체의 다른 부위에서 떼어낸 다음 경골 중심과 대퇴골을 잇는 터널을 뚫어 여기에 재건 인대를 이식하게 된다. 임상적으로 재건 인대는 일반적으로 슬개건과 반건양건을 많이 사용하며, 두께는 8 mm, 폭은 10 mm, 길이는 30~35 mm 를 사용한다. 인대의 재건시 고려할 사항으로는 재건 인대가 굴신 운동에 의하여 대퇴골과 경골에 눌러지지 않도록 무릎 관절의 해부학적인 형상을 고려해야 한다. 그리고 등장 위치에 인대를 부착하여 재건술 후 정상적인 무릎 관절의 안정성 및 운동성을 할 수 있도록 하여야 한다.

전십자 인대 재건위치는 자연적인 원래 인대의 위치에 가깝도록 시술한다. 임상적으로 대퇴골의 정면에서 보았을 때 우측 무릎인 경우 대략 시계방향으로 11 시 방향의 위치를 등장위치라고 가정한다. 그리고 재건술시에 이 위치에 인대를 이식한 후 무릎을 굴신시켜 2 mm 정도의 인대 길이 변화가 발생하도록 인대를 조절하여 고정시킨다.

3.2 등장위치 해석

본 연구에서는 전십자 인대 재건술의 상황을 시뮬레이션하여 시술 가능한 대퇴골 영역에서 3 지점을 정하여 등장위치를 해석하였다. 임상적으로 전십자 인대 재건시 경골 터널의 위치는 Fig. 3 과 같다. 경골 터널은 폭방향으로는 과간 융기점 사이에 위치하며 전후방향으로는 전방에서 45~50 % 되는 위치에 시술한다. 대퇴골 터널은 임상적으로 등장위치라 생각하는 위치로 시계방향 11 시를 기준으로 하여 시술한다. 본 연구에서는 11 시 방향을 기준으로 15 도 아래인 10 시 30 분 방향과 위로 15 도 방향인 11 시 30 분 방향을 해석 위치로 정하였다. Fig. 4 는 10 시 30 분, 11 시, 11 시 30 분 방향으로 대퇴골

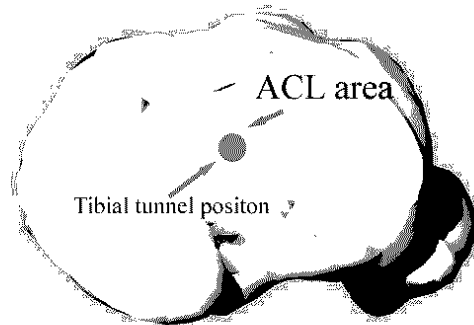


Fig. 3 Tibial tunnel position on the tibia

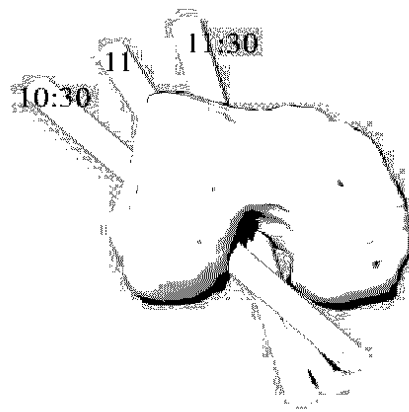


Fig. 4 Three directions of the femoral tunnel

퇴골 터널을 뚫게 될 경우를 라이노에서 형상화한 것이다. 세 방향의 터널 위치에 해당하는 점의 좌표를 각각 3 개씩 선택하여 이 위치에서 무릎 관절의 운동 자료를 이용하여 움직인 궤적을 따라 대퇴골과 경골의 인대 부착위치간의 길이 변화를 판측하였다.

컴퓨터 시뮬레이션을 위해 Visual C++를 사용하여 계산 및 3 차원 가시화를 위한 시뮬레이션 프로그램을 구성하였다. 구성된 프로그램에 Fastrak 에서 측정된 굴신 운동 자료를 입력받고 TP 의 위치를 계산하여 최종적으로 경골부와 대퇴골 사이의 상대적인 길이 변화를 계산할 수 있도록 하였다. Fig. 5 는 사용한 프로그램상에서 무릎의 굴신 운동을 가시화하였을 때의 그림이다.

3.3 해석 결과

해석은 위치별로 선택한 3 점의 길이 변화를 평균하여 각 위치별 길이 변화를 구하였다. 초기 무릎 관절은 앉은 자세에서 시작하기 때문에 무릎이 90 도 각도로 굽혀진 자세가 초기 자세이고 무릎이 완전 신전된 상태가 굴신 각도로는 0 이다. Fig. 6 은 시뮬레이션을 통하여 얻은 길이 변화 그래프이다.

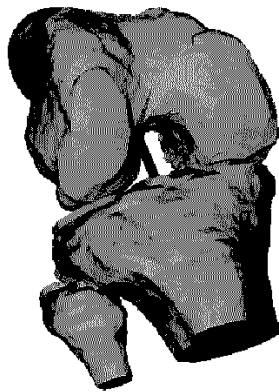


Fig. 5 Visualization of reconstructed ACL

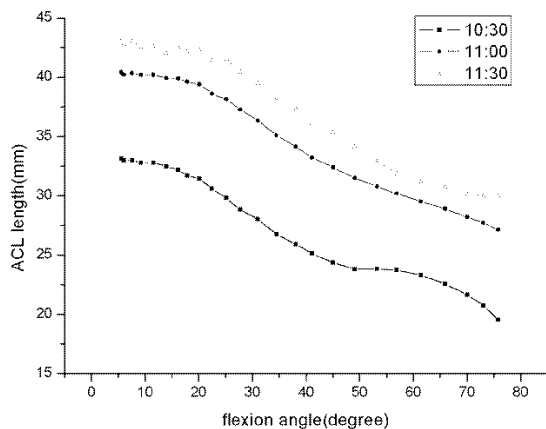


Fig. 6 ACL length vs. flexion angle

여기서 10:30은 10시 방향, 11:00은 11시 방향, 그리고 11:30은 11시 30분 방향을 나타낸다.

Fig. 6에서 10시 30분 방향에서의 최대 신장 길이는 33.15 mm, 11시 방향은 40.44 mm, 그리고 11시 30분 방향에서는 43.26 mm로 나타났다. 실제 인대의 길이가 31 mm 정도이며 재건술시 경골과 대퇴골 터널의 사이의 거리가 30~35 mm인 것을 고려했을 때 길이 변화가 가장 작은 것은 10시 30분 방향이다. 이때 31 mm를 기준으로 보았을 때 6.9% 길이가 늘어났 것이다.

전십자 인대 재건시 경골과 대퇴골 사이의 거리는 30~35 mm이나 이것은 고정시에 거리를 얼마나 주는가에 따라 바뀔 수 있다. 이러한 상황을 고려하여 전십자 인대가 신전시 20~30° 범위에서부터 신전을 제한하는 힘을 발휘한다고 가정해 보았을 때 길이변화를 Table 1에 정리하였다.

신전 각도가 30°부터 재건 인대가 신장된다고 하면 모든 위치에서 신장률이 6%를 넘어 인대 파열이 발생하게 된다. 신전 각도가 25°인 경우 10

Table 1 ACL elongation (%) during flexion/extension

	Tibial tunnel directions		
	10:30	11:00	11:30
20	5.34	2.60	2.25
25	11.14	6.02	4.16
30	18.29	11.21	9.52

시 30분 방향은 11.14%의 신장률을 보여 파열을 예상할 수 있지만 11시와 11시 30분 방향은 인대의 정상 기능 범위 안에 있다. 그리고 신전 각도가 20°부터 장력을 받는 경우는 모든 각도에서 정상 신장을 범위 안에 들게 된다.

4. 결론

본 연구에서는 전십자 인대 재건시에 인대의 최적 재건 위치를 알아보기 위한 시뮬레이션을 수행하였다. 수행 결과 신장률의 변화가 작은 위치는 11시 30분, 11시, 10시 30분 방향 순이었다. 인대가 파열되지 않는 범위에서 인대가 기능을 수행하기 위해서는 신전 각도 25°부터 신장이 되도록 인대의 장력과 길이를 조절하는 것이 적절하다고 판단된다. 신전 각도 25°에서 11시 방향보다 아래 방향으로 내려갈수록 신장률이 커져 위험하며 11시 방향과 그 위로 시술할 경우 신장률은 줄어들을 알 수 있다.

본 연구에서는 선형적으로 경골 터널과 대퇴골 터널의 중심에서의 상대 거리를 계산하여 직선으로 나타내었다. 따라서 실제 인대가 장력을 받지 않을 경우 느슨하여지는 현상을 재현할 수 없는 한계가 있다.

후기

본 연구는 한국과학재단 특정기초연구(R01-2002-000-00120-0(2004))에 의해 수행되었습니다.

참고문헌

1. Amoczky S.P., "Anatomy of the anterior cruciate ligament," Clinical Orthopaedics, No. 172, pp. 19~25, 1983.
2. Muller W., "The knee: form, function, and ligament reconstruction," Springer-Verlag, New York, 1983.
3. 박기봉, 손권, 서정탁, 문병영, "한국인의 3 차원 무릎 관절 모델," 정밀공학회 생체공학부문 학술대회 논문집, pp. 105~109, 2004.