

< 기술논문 >

전방십자인대의 최적 재건을 위한 등장성 해석

박정홍* · 손 권† · 서정탁** · 문병영***
(2005년 5월 11일 접수, 2006년 2월 23일 심사완료)

Analysis of Isometry of the Anterior Cruciate Ligament for Optimal Ligament Reconstruction

Jung Hong Park, Kwon Son, Jeung Tak Suh and Byung Young Moon

Key Words: Anterior Cruciate Ligament(전방십자인대), Flexion-Extension(굴곡-신전), Knee Joint(무릎관절), Ligament Reconstruction(인대 재건술), Isometry(등장성)

Abstract

The anterior cruciate ligament (ACL) is liable to a major injury that often results in a functional impairment requiring surgical reconstruction. The success of reconstruction depends on such factors as attachment positions, initial tension of ligament and surgical methods of fixation. The purpose of this study is to find isometric positions of the substitute during flexion/extension. The distance between selected attachments on the femur and tibia was computed from a set of measurements using a 6 degree-of-freedom magnetic sensor system. A three-dimensional knee model was constructed from CT images and was used to simulate length change during knee flexion/extension. This model was scaled for each subject. Twenty seven points on the tibia model and forty two points on the femur model were selected to calculate length change. This study determined the maximum and minimum distances to the tibial attachment during flexion/extension. The results showed that minimum length changes were 1.9~5.8 mm (average 3.6±1.4 mm). The most isometric region was both the posterosuperior and anterior-diagonal areas from the over-the-top. The proposed method can be utilized and applied to an optimal reconstruction of ACL deficient knees.

1. 서론

전방십자인대는 해부학적으로 종지부가 경골의 과간융기에 전후 방향으로 넓게 부착되어 있으며 기시부는 대퇴골의 외측과에 부착되어 있다.⁽¹⁻⁴⁾ 그리고 전방십자인대의 길이는 31±3 mm, 두께는 5±1 mm, 넓이는 10±2 mm², 부피는 2.3±0.4 ml 로 알려져 있다.⁽³⁾ 전방십자인대는 기능적으로 나누어 전내측대(AMB, anteromedial band)와 후방 외

측에 부착되어 있는 후외측대(PLB, posterolateral band)로 구분한다.

무릎 관절이 신전 운동을 하면 PLB가 장력을 받으며, 굴곡 운동을 하면 AMB가 장력을 받고 PLB는 이완되어 꼬이는 형상을 하게 된다. 정상적인 전방십자인대는 AMB와 PLB의 역할로 인해 무릎의 굴곡-신전시에 전반적으로 장력을 유지하게 되어 무릎 관절을 구속함으로써 무릎의 안정성을 확보하게 된다. 무릎 관절에 있는 여러 인대 가운데 전방십자인대는 일차적으로 과도한 무릎 신전 운동을 제한하는 힘의 87%를 담당하고 있다.⁽⁵⁾

전방십자인대는 교통사고나 운동으로 인해 부상이 빈번하게 일어나는 부위이다. 전방십자인대가 파열되면 심한 통증과 함께 기능적으로 무릎

† 책임저자, 회원, 부산대학교 기계공학부

E-mail : kson@pusan.ac.kr

TEL : (051)510-2308 FAX : (051)512-9835

* 부산대학교 기계설계대학원

** 부산대학교 의과대학 정형외과

*** 부산대학교 동남권부품소재 산학협력혁신사업단

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 부착시키는 것은 어렵다. 따라서 일정한 크기의 이식인대를 사용하여 운동시 경골의 전방이동을 억제할 수 있도록 고정한다. 전방십자인대를 이식할 때에는 무릎 관절 사이에서 이식인대가 다른 구조물에 의하여 눌리지 않는 위치에 부착되어야 하며, 수술 이후 재건된 인대가 과도하게 늘어나서 그 기능을 잃지 않아야 한다. 인대의 과도한 신장을 방지하기 위하여 경골과 대퇴골의 재건위치 가운데에서 길이 변화가 없는 위치인 등장점(isometric point)을 찾아 그 부위에 이식하게 된다. 실제로 길이 변화가 없는 부위는 없으나 변화가 거의 없는 인대의 등장성(isometry)을 확보하게 되면, 재건에 따른 과도한 변형을 막고 신전 운동시 적절한 장력을 지속적으로 유지시켜 정상적인 전방십자인대의 기능을 수행할 수 있게 된다. 임상적으로 재건인대의 등장 위치는 무릎의 굴곡-신전 운동에서 길이 변화가 2 mm 이내가 되는 위치로 보고 있다.

무릎은 굴곡-신전을 일으키는 내외축(mediolateral axis)에서 가장 큰 운동이 일어난다. 그리고 굴곡-신전이 일어날 때 경골의 장축으로 내-외회전이 동반되어 일어나며 무릎의 전후축을 기준으로 내외변의 자유도를 가진다. 회전뿐 아니라 3축 방향으로 약간의 이동도 있기 때문에 6자유도를 모두 고려할 경우 매우 복잡한 운동을 한다.⁽⁶⁾ 전방십자인대의 등장성은 무릎 관절의 운동과 직접적으로 연관되어 있기 때문에 이를 해석하기 위하여 정밀 3차원 운동 측정과 인대의 길이 변화에 관한 연구가 여러 연구자에 의해 수행되었다.^(7-8,10-15)

정밀한 무릎 관절의 운동을 측정하기 위해 근육을 제거한 사체를 대상으로 한 인대의 등장성 연구 결과는 많으나 실제 인체 무릎의 운동을 측정하여 등장성을 연구한 결과는 거의 없다. 따라서 본 연구에서는 실제 정상인의 무릎을 대상으로 자동 굴곡-신전(active flexion-extension)을 측정하고, 재건 인대가 부착될 수 있는 경골과 대퇴골면의 여러 지점을 선정하여 길이 변화를 계산함으로써 전방십자인대의 등장성을 분석하고자

하였다.

2. 인체 무릎 관절의 운동 측정

2.1 3차원 무릎 관절의 굴곡-신전운동 측정

본 연구에서는 무릎 관절 운동 측정의 효율성과 정확성을 고려하여 자기 센서를 이용한 3차원 운동 측정 시스템 Fastrak(3SPACE®, Polhemus)을 사용하였다. Fastrak 시스템은 자기 신호를 송신하는 트랜스미터와 수신을 위한 수신 센서 그리고 중앙 제어부로 구성되어 있으며, 컴퓨터와 연결되어 프로그램상에서 운동 데이터를 저장할 수 있다. Fastrak은 자기 신호를 검출하는 트랜스미터의 좌표계가 전역 좌표계가 되며, 위치 신호를 수신하는 센서의 지역 좌표계가 3축 회전 및 이동값이 측정된다. Fastrak 시스템에서 3차원 병진 좌표와 X-Y-Z 회전각이 초당 120회 기록되도록 설정하였다.

피실험자는 5명의 남성이었으며 오른쪽 무릎 관절의 운동을 측정하였다. 피실험자에 관한 자료는 Table 1에 나타내었다. 자기 센서에 간섭을 주지 않기 위하여 얇은 실험 테이블은 나무로 만들어진 견고한 테이블을 사용하였고, 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 3차원 위치를 얻었다. 특징점은 경골 상부 5곳과 대퇴골 5곳을 Fig. 1과 같이 선정하였다. 이곳은 각각 경골과 대퇴골에서 뼈가 직접 만져질 수 있는 부위로서 이 특징점을 기준으로 내부에 있는 경골과 대퇴골의 위치를 보다 정확히 알고자 하였다.

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

경골에 부착한 센서의 위치는 굴곡-신전시 근육이나 주위의 피부 이동에 영향을 받지 않는 경

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

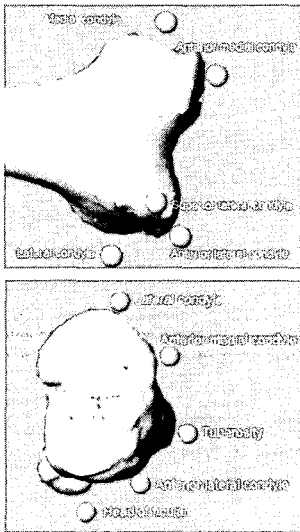


Fig. 1 Control points for initial body position

폴 조면 아래 약 2 cm 지점으로 정하였다. 이 위치에 센서를 직접 피부 표면에 부착할 경우에도 피부의 움직임이 발생할 수 있기 때문에 이를 최소화하기 위하여 본 연구에서는 Fig. 2와 같이 발목 관절의 내과(medial malleolus)와 외과(lateral malleolus)를 연결하여 경골을 하나의 강체로 고려할 수 있도록 나무로 된 고정기구를 제작하였다. 이 고정기구 상단이 경골에 부착할 센서의 위치이며 이 지점에서 굴곡-신전을 측정하였다.

2.2 3차원 무릎 관절 모델

전산 시뮬레이션을 위하여 본 연구에서는 성인 남자의 무릎 관절을 CT 촬영하여 얻은 한국인의 우측 무릎 관절 형상을 사용하였다.⁽¹⁰⁾ CT 영상은 2.5 mm 간격으로 촬영하였으며 각 단면 영상을 3차원으로 쌓아올려 3차원 형상을 구축하였다.

구축된 3차원 대퇴골과 경골의 형상은 5명의 피실험자의 뼈를 측정하고 운동 측정에서 초기 위

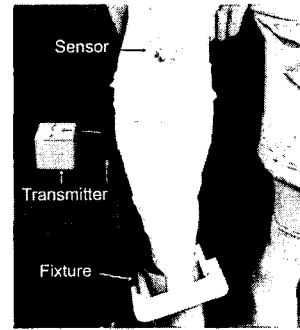


Fig. 2 Attachment of tibia sensor and fixture

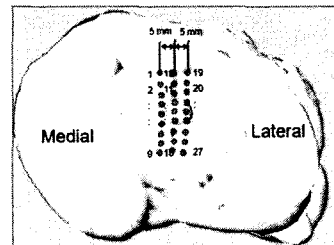


Fig. 3 Tibial insertion points

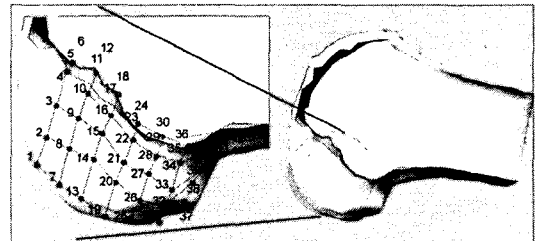


Fig. 4 Femoral insertion points

치를 측정할 자료를 이용하여 5명의 피실험자 크기에 맞도록 각각 스케일링하였다. 스케일링을 통하여 각 사람마다 대퇴골과 경골 크기가 다른 해석 모델을 구축하였다.

2.3 재건 인대의 부착 위치

전산 해석을 위해 경골과 대퇴골에 모두 69개의 지점을 설정하였다. 경골 상단의 부착 위치는 실제 전방십자인대의 부착 위치를 고려하여 Fig. 3과 같이 전후방향으로 9개의 지점을 설정하고 내외측으로 5 mm 떨어진 위치의 점을 설정하여 총 27개 지점을 설정하였다. 대퇴골 역시 대퇴골 외측과의 내측면을 기준으로 총 42개의 지점을 설정하였다(Fig. 4). 각 지점은 내측면을 이루고 있는 사각형 면 요소의 꼭지점을 전후방향으로 아래면에서 윗면 순서대로 번호를 부여하였다.

2.4 굴곡-신전에 따른 경골 부착위치의 계산

무릎 관절 운동을 기술하기 위하여 좌표계를 Fig. 5와 같이 설정하였다. 전방을 X축, 내측방향을 Y축, 위쪽을 Z축으로 하였다. Fig. 5에서 CPF(center point of femur)는 대퇴골의 내측상과(medial epicondyle)와 외측상과(lateral epicondyle)의 중심, SP(sensor position)는 경골에 부착된 센서의 측정 위치이다. TP(target point)는 대퇴골에 대한 경골의 상대적 움직임을 나타내는 지점으로 전방십자인대의 부착점이다. 대퇴골의 CPF를 전체 좌표계의 중심으로 잡으면 경골은 그에 대한 상대 운동을 하게 된다. 이때 경골의 굴곡각에 따른 TP의 움직임을 획득함으로써 전방십자인대의 길이 변화를 계산할 수 있다.

경골의 부착점의 3차원 좌표값을 얻기 위해 3차원 모델링 프로그램인 라이노(Rhino)에서 모델을 불러들여 각 노드점을 활성화시킨 후에 좌표값을 획득하였다. 획득한 경골 부착점의 좌표값을 적용하여 대퇴골에 대한 경골의 TP값을 계산하는 방법은 다음과 같다.

$$\vec{r}_{TP} = \vec{r}_G + \vec{s}_G = \vec{r}_G + A(\Phi) \times \vec{s}_L \tag{1}$$

여기서 \vec{r}_G 는 전체 좌표계의 표현으로 CPF에서 SP까지의 변위, \vec{s}_L 은 지역 좌표계의 표현으로 SP에서 TP까지의 변위 그리고 \vec{s}_G 는 \vec{s}_L 의 전체 좌표계의 표현이다. $A(\Phi)$ 는 지역 좌표계를 전체 좌표계로 변환하는 변환 행렬로서 회전각으로는 브라이언트각 (Φ)를 사용하였다. 여기서 \vec{s}_L 은 변하지 않는 값이며, 전체 좌표계의 값을 알고 있으므로 초기 회전각으로 구성된 변환 행렬에 의해 그 값을 구할 수 있다. 이 값을 통해 시간에 따라 변하는 경골 인대 부착점의 좌표값을 구할 수 있다. 센서로부터 획득한 운동 자료를 이용하여 원하는 위치 즉, 경골의 부착점에 대한 운동 자료를 계산하였다.

2.5 대퇴골의 운동 보정

본 연구에서는 실제 인체 무릎 관절의 운동을 측정하였기 때문에 굴곡-신전시 대퇴부의 근육이 수축, 팽창함으로써 생기는 대퇴골의 움직임이 발생하게 된다. 경골이 신전되어 올라올 때 대퇴부의 근육이 팽창하여 대퇴골이 위로 들리는 움

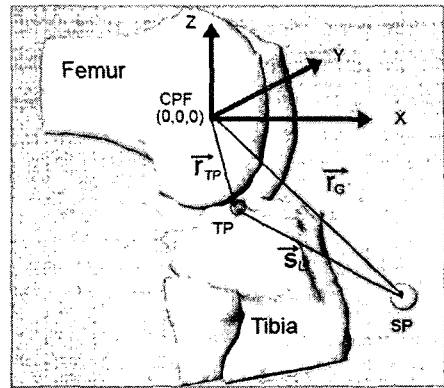


Fig. 5 Target point calculation

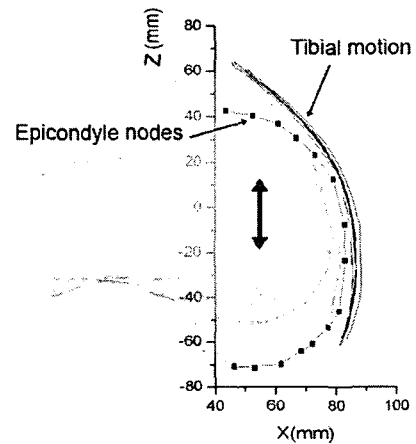


Fig. 6 Femoral movement during knee flexion-extension

직임은 오차에 해당하기 때문에 이를 보정할 필요가 있다. 이 문제를 해결하기 위하여 경골은 대퇴골 내외측과의 표면을 따라 구른다고 가정하여 대퇴골의 움직임을 보정하였다(Fig. 6).

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 X와 Z방향의 궤적값을 입력하여 대퇴골이 이동된 만큼의 새로운 궤적값을 구하였다. 이때 구해진 이동량 만큼을 대퇴골에 적용하여 오차를 보정하였다.

2.6 해석 프로그램과 길이 변화 계산

무릎 관절 모델의 운동을 가시화하고 경골과 대퇴골의 인대 부착점에 대한 길이를 계산하기 위하여 Microsoft Visual C++ 프로그램 툴로 해석 프로그램을 구축하였다(Fig. 7). 무릎 관절 모델의 가시화를 위해서는 OpenGL 라이브러리를 이용하여 다면체로 형성된 대퇴골과 경골의 형상을 3차원으로 나타내었다. 3차원 모델을 가시화함으로써 무릎 관절 운동이 정확히 묘사되고 있는지를 확인할 수 있으며 부착하고자 하는 위치에서의 인대 길이 변화를 가시적으로 나타낼 수 있다.

등장성을 해석하기 위하여 경골 27개 점과 대퇴골 42개의 점을 선으로 이어 길이 변화를 구하였다. 무릎 관절의 운동은 총 5회의 굴곡-신전 운동 가운데 중간 3회에 대한 운동값을 이용하여 총 1134 경우(27x42)에 대해 길이 변화를 구하였다.

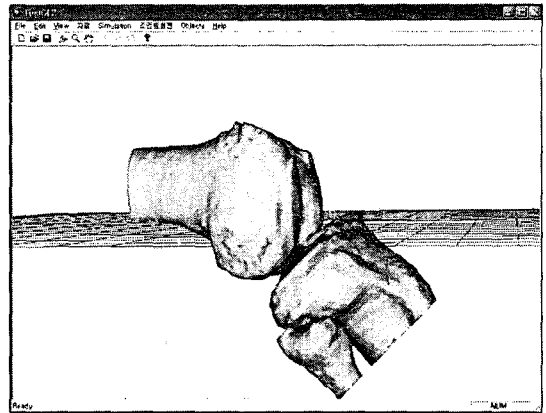


Fig. 7 Visualization of knee motion

3. 등장성 해석 결과

3.1 굴곡-신전 운동

무릎의 운동은 Fig. 8과 같이 Y축을 중심으로 회전하는 굴곡-신전 운동이 가장 두드러진다. 정상적인 무릎 관절의 운동에서 무릎을 90도로 굽힌 상태에서 하퇴를 들어 올릴 때 내회전이 일어나며, 완전 신전상태에 이르러서는 다시 외회전하게 되는 나사 회전 운동(screw home movement)이 나타난다. Fig. 8의 X축을 중심으로 한 회전이 이를 나타내고 있음을 확인할 수 있었다. Z축 주위의 회전은 내전과 외전을 나타내며, 무릎의 굴곡-신전시에 하퇴가 10도 범위내에서 움직이는 것을 알 수 있다.

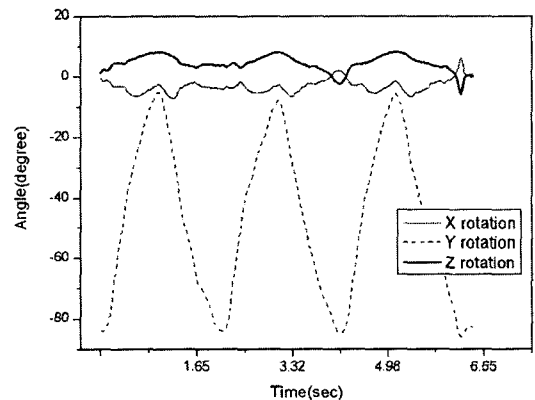


Fig. 8 Rotation data of tibial motion

3.2 부착점들의 길이 변화

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

$$D = \sqrt{(x_f - x_t)^2 + (y_f - y_t)^2 + (z_f - z_t)^2} \quad (2)$$

여기서 x_f, y_f, z_f 는 대퇴골의 부착점 좌표이고, x_t, y_t, z_t 는 경골의 부착점 좌표이다.

경골 27개의 점과 대퇴골 42개의 점을 각각 연결하여 굴곡-신전 운동에서 길이 변화를 계산하여 그 값이 최소인 점을 Table 2에 나타내었다. Table 2에 길이 변화가 최소인 경우의 경골과 대퇴골의 부착점을 나타내었고, 그 지점에서 최소 길이 변화는 1.9~5.8 mm(평균 3.6 mm, 표준편차 1.4 mm)로 나타났다. Hefzy 등⁽¹¹⁾과 Veselko 등⁽¹²⁾은 길이 변화가 없는 완전한 등장점은 존재하지 않는다고 보고했기 때문에 본 연구에서도 등장점에 가장 가까운 위치를 파악하고자 하였다.

3.3 등장성 해석 결과

경골과 대퇴골의 부착점의 길이 변화가 사람마다 다르기 때문에 총 1134 경우에 대해 등장성을 판별하는 것이 어려우며 임상적 관점에서 큰 의미를 지니지 못한다. 본 연구에서는 전방인대를 재건할 수 있는 경골 부위를 먼저 선정하고 그에 대응하는 대퇴골 부착 위치에 대한 길이 변화를

Table 2 Minimum length changes during knee flexion-extension

ID	Tibial number	Femoral number	Min. length (mm)	Max. length (mm)	Min. difference (mm)
1	8	36	40.2	42.1	1.9
2	8	29	32.1	37.9	5.8
3	26	15	23.9	27.3	3.4
4	18	5	23.9	27.8	3.9
5	15	40	36.0	39.0	3.0

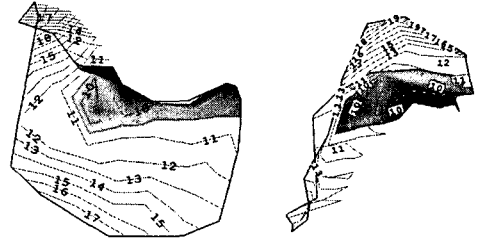
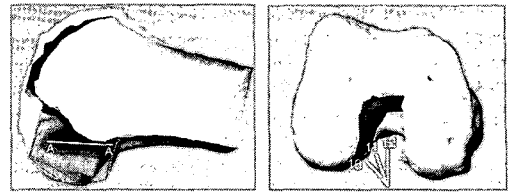
계산함으로써 등장성을 해석하고자 하였다.

경골에 이식 인대를 삽입하여 고정하기 위해 터널을 뚫게 되는데 터널의 중심이 위치할 수 있는 곳을 경골점 12~17로 선정하였다. 경골점 12~17은 대퇴골의 전후방 방향에 대하여 40~55% 지점에 해당한다. Fig. 9는 계산된 경골점 12~17에서 세 지점(12, 14, 16)의 평균 길이 변화를 Tecplot(Amtech Engineering Inc.) 프로그램을 사용하여 윤곽선으로 나타내었다. 윤곽선 중에서 등장성이 가장 높은 영역(평균 길이 변화 10.5 mm 이하)을 음영으로 나타내어 3차원 윤곽선 형태로 확인할 수 있다.

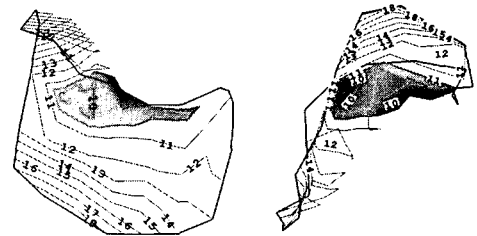
임상적으로 인대 재건위치는 대퇴골 외과의 후방 피질골면(over-the-top)에서 7 mm 전방이며, 여기에 직경 8~10 mm의 터널을 만들어 대퇴골에 고정한다. Fig. 9에서는 후방 피질골면을 따라 전방으로 대각선 영역이 등장성이 높은 것을 알 수 있다. 이 영역은 Hefzy 등⁽¹¹⁾과 Sidles 등⁽¹³⁾이 해석한 결과와 유사한 영역이다. Hefzy는 사체를 이용하여 무릎의 굴곡-신전을 일으켜 등장성을 연구하였으며, 대퇴골 부착점인 A-A(Fig. 9)를 잇는 직선에서 길이 변화가 2 mm 이내인 경우를 등장위치로 해석하였다.

Fig. 10은 대퇴골의 부착지점 가운데 등장성 해석을 위한 선택지점과 방향을 나타내었다. Fig. 10에서 대퇴골점 23-29-35-41은 등장성이 높은 영역 가운데 전후방향에 해당하는 지점들이다. 이 지점들이 경골점 12에서 17로 옮겨질 때 길이 변화를 계산한 결과는 Fig. 11과 같다. Fig. 11을 통해 경골 지점이 전후방향으로 이동할 때 대퇴골점 23-29-35-41에서 길이 변화는 크지 않음을 알 수 있다.

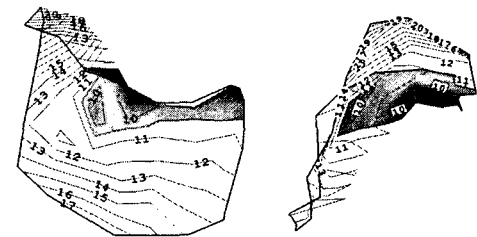
Fig. 10의 시계방향(O'clock direction)에서 보았을 때 등장성이 높은 영역은 시계방향으로 10시



(a) Isometry contour at tibial point 12



(b) Isometry contour at tibial point 14



(c) Isometry contour at tibial point 16

Fig. 9 Length changes on femoral insertion sites for various tibial points(Anterior-posterior and O'clock direction)

방향으로부터 12시 방향에 이르기까지 걸쳐있다 (Fig. 9). 시계방향에 대한 등장성을 해석하기 위하여 Fig. 10의 대퇴골점 15-21-27을 평균하여 10:40 방향, 그리고 대퇴골점 17-23-29을 평균하여 11:40 방향으로 설정하였다. 이 두 방향에 대하여 경골점이 13에서 16으로 이동할 때 길이 변화를 Fig. 12에 나타내었다. 경골점이 13~16으로 이동함에 따라 10:40 방향과 11:40 방향의 길이 변화율은 각각 3.8과 5.2%였다. Hame 등⁽¹⁴⁾은 시계방향으로 10, 11, 12시에 해당하는 위치에 전방

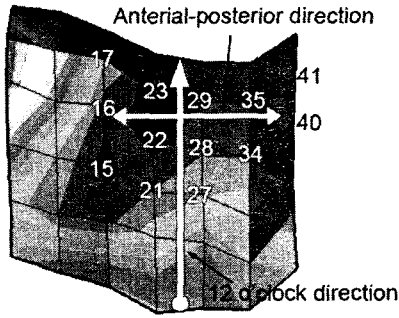


Fig. 10 Analysis points of the femur

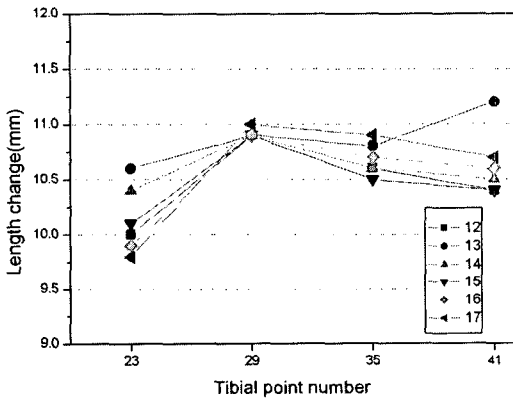


Fig. 11 Length changes in AP direction

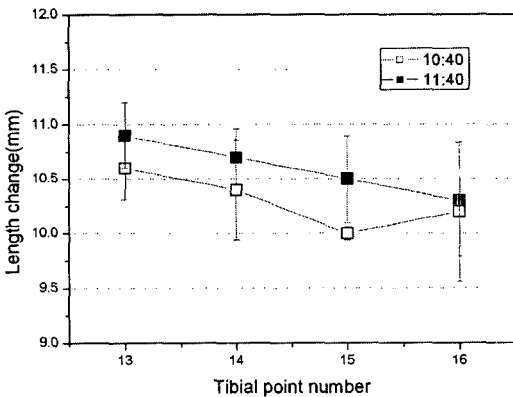


Fig. 12 Length changes in O'clock direction

십자인대를 재건하여 길이 변화 센서를 삽입하고 길이 변화를 측정된 결과, 모든 방향에서 등장성에 대한 유의한 차이를 발견하지 못하였다. Markolf 등⁽¹⁵⁾은 시계방향으로 10~11시 위치와 전후방향에서 재건인대의 이완 정도와 힘을 측정하였는데, 그 결과 시계방향보다 전후방향의 위치가 더 중요하다고 보고하였다.

4. 결론

본 연구에서는 전방십자인대 재건시에 최적 재건 위치를 알아보기 위하여 부착위치에 대한 등장성을 해석하였다. 그 결과 대퇴골에서 등장성이 높은 영역은 경골의 전후방향 위치에 상관없이 후방 피질골 후면으로부터 전방으로 대각방향임을 알 수 있었다. 대퇴골을 시계방향으로 기술할 때 10:40 방향과 11:40 방향의 길이 변화율은 각각 3.8, 5.2%로 큰 차이를 보이지 않았다. 본 연구 결과는 사체 무릎을 이용한 결과와 유사했으며, 임상적으로 대퇴골 터널을 뚫는 위치가 해석 결과에서 등장성이 높은 영역과 일치하였다.

본 연구에서는 근육을 제거한 사체를 대상으로 해석한 기존의 연구와는 달리 정상인의 실제적인 상태의 무릎 관절에 대한 등장위치를 해석할 수 있었다. 반면에 근육의 팽창-수축으로 인하여 대퇴골의 움직임을 정확하게 측정할 수 없는 한계에 부딪혀 정확도에 있어서는 사체 실험에 비하여 낮았다. 정확도를 더욱 향상시키기 위해 3차원 X선 조영술을 이용하여 대퇴골과 경골의 움직임을 측정하고 자기공명영상(MRI) 장비를 이용하여 연조직인 인대의 길이 변화를 계속하는 방법과 시스템을 개발이 요구된다. 이러한 시스템이 개발된다면 향상된 정확도를 가지고 수술 시나 수술 후에 정량적인 등장성을 쉽게 판별할 수 있을 것으로 사료된다.

후 기

본 논문은 한국과학재단 특정기초연구(R01-2002-000-00120-0)의 지원에 의하여 연구되었습니다.

참고문헌

- (1) Girgis, F. G., Marshall, J. L. and Al Monajem, A. R. S., 1975, "Cruciate Ligaments of the Knee Joint: Anatomical, Functional and Experimental Analysis," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, No. 106, pp. 216-231.
- (2) Arnoczky, S. P., 1983, "Anatomy of the Anterior Cruciate Ligament," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, No. 172, pp. 19-25.
- (3) Odenstein, M. and Gillquist, J., 1985,

- "Functional Anatomy of the Anterior Cruciate Ligament and a Rationale for Reconstruction," *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 67-A, pp. 257~262.
- (4) Anderson, A. F., Dome, D. C., Gautam, S., Awh, M. H. and Rennert, G. W., 2001, "Correlation of Anthropometric Measurements, Strength, Anterior Cruciate Ligament Size, and Intercondylar Notch Characteristics to Sex Differences in Anterior Cruciate Ligament Tear Rates," *The American Journal of Sports Medicine*, Vol. 29, No. 1, pp. 58~66.
- (5) Piziali, R. L., Seering, W. P., Nagel, D. A. and Schurman, D. J., 1980, "The Function of the Primary Ligaments of the Knee in Anterior-posterior and Medial-lateral Motions," *Journal of Biomechanics*, Vol. 13, pp. 777~784.
- (6) Woo, S. L-Y., Debski, R. E., Withrow, J. D. and Janaushek, M. A., 1999, "Biomechanics of Knee Ligaments," *American Orthopaedic Society for Sports Medicine*, Vol. 27, No. 4, pp. 533~543.
- (7) Blacharski, P. A., Somerset, J. H. and Murray, D. G., 1975, "A Three-dimensional Study of the Kinematics of the Human Knee," *Journal of Biomechanics*, Vol. 8, pp. 375~384.
- (8) van Dijk, R., Huiskes, R. and Selvik, G., 1979, "Roentgen Stereophotogrammetric Methods for the Evaluation of the Three Dimensional Kinematic Behaviour and Cruciate Ligament Length Patterns of the Human Knee Joint," *Journal of Biomechanics*, Vol. 12, pp. 727~731.
- (9) Fu, F. H., Bennett, C. H., Lattermann, C. and Ma C. B., 1999, "Current Trends in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction," *The American Journal of Sports Medicine*, Vol. 27, No. 6, pp. 821~830.
- (10) Park, K. B., Kim, K. B., Son, K., Suh, J. T. and Moon, B. Y., 2004, "Construction and Measurement of Three-dimensional Knee Joint Model of Koreans," *Trans. of KSME(A)*, Vol. 28, No. 11, pp. 1664~1671.
- (11) Hefzy M. S., Grood E. S. and Noyes F. R., 1988, "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.
- (12) Veselko, M. and Godler, I., 2000, "Biomechanical Study of a Computer Simulated Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament(ACL)," *Computers in Biology and Medicine*, No. 30, pp. 299~309.
- (13) Sidles, J. A., Larson, R. V., Joseph, G. L., Downey, D. J. and Matsen III, F. A., 1988, "Ligament Length Relationships in the Moving Knee," *Journal of Orthopaedic Research*, No. 6, pp. 593~610.
- (14) Hame, S. L., Markolf, K. L., Hunter, D. M., Oakes, D. A. and Zoric, B., 2003, "Effects of Notchplasty and Femoral Tunnel Position on Excursion Patterns of an Anterior Cruciate Ligament Graft," *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, Vol. 19, No. 4, pp. 340~345.
- (15) Markolf, K. L., Hame, S., Hunter, D. M., Oakes, D. A., Zoric, B., Gause, P. and Finerman, G. A. M., 2002, "Effects of Femoral Tunnel Placement on Knee Laxity and Forces in an Anterior Cruciate Ligament Graft," *Journal of Orthopaedic Research*, No. 20, pp. 1016~1024.