

인체 무릎 관절의 굴신 운동 해석 기법

문병영*, 손권#, 박정홍**, 서정탁***

A Method to Describe and Analyze Human Knee Joint Motion

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

ABSTRACT

Three dimensional joint motion data were obtained using X-ray and precise magnetic sensors. Six metal markers were inserted on the femur and the tibia to set the coordinate system. Two magnetic position sensors were used to record motion data and these positions were transformed into the knee motion. The quadriceps muscle was extended in an automatic manner by an extraction machine. Results of the knee joint motion were the same as the clinical data. The proposed method is found to be reasonable in describing the knee motion so that these motion data can be used to simulate the normal knee joint.

Key Words : knee joint motion(슬관절 운동), anterior cruciate ligament(전십자 인대)

1. 서론

인체 공학에서 무릎 관절은 광범위한 굴곡 신전 운동과 함께 안정성이 요구되는 인체 최대 관절 가운데 하나이다. 큰 관절 하중으로 인해 인대 손상,半月판 파열 등의 질환이 무릎 관절에 발생하기 쉽다. 또한 교통 사고나 스포츠에 의한 외상으로 무릎 관절의 운동을 제어하고 있는 인대의 파열 손상이 발생하기도 한다.

파열된 인대는 재건을 통하여 관절의 정상적인 운동과 제동 능력이 이전과 같도록 복구시킨다. 재건 인대의 고정 부위는 수술이 끝난 후 회복과 재활에 있어 중요한 요소 중 하나이다. 즉 재건술에 있어 부적절한 부위에 재건 인대를 고정하면 무릎

관절의 굴곡과 신전 운동이 일어날 때마다 재건 인대에 과대한 길이의 변화가 생기고 이로 인하여 관절이 느슨해질 수 있다. 반대의 경우에는 관절의 가동영역이 제한되어 정상적인 운동을 하지 못하도록 방해할 수 있다. 임상에서 인대 재건술을 성공하기 위해서는 그 고정부위가 매우 중요하지만 실제로는 이식 조각의 형상이나 물성이 슬개 대퇴골 인대와는 서로 달라서 고정부위에 대한 확립된 이론이나 방법이 아직 없는 실정이다. 또한 인대 재건술시의 슬개 대퇴골 접촉력에 대한 검토가 되어 있지 않아 경험에 의존하고 있는 실정이다.

기존의 무릎 관절에 대한 생체역학 연구에서는 관절 특정 위치의 피부 표면에 마커를 부착하고 광학 계측 장비를 이용하여 그 움직임에 대한 3차원 자

접수일: 2003년 3월 4일; 게재승인일: 2003년 7월 11일
* 부산대학교 항공우주공학과
교신지자: 부산대학교 기계공학부
E-mail: kson@pusan.ac.kr, Tel: (051) 510-2308
** 부산대학교 기계설계대학원
*** 부산대학교 의과대학 정형외과

료를 획득하여 처리함으로써 무릎 관절의 운동을 정량적으로 평가하는 것이 일반적이었다.^{1,2} 그리고 관절 축을 기준으로 자기 센서를 이용한 운동 계측 방법을 고안하여 근골격계의 운동을 시뮬레이션하고자 하는 연구가 수행되었다.³ 한편 전십자인대의 역학적 해석을 위하여 수학적인 무릎 관절 모델링과 실험을 통한 모델의 검증을 시도한 연구⁴가 있었으나 무릎 관절의 모델을 단순화하여 실제 인체와는 거리가 있었다.

따라서 본 연구의 목적은 최적 재건 인대 고정부위의 도출하기 위한 역학적 이론을 정립하고 검증하기 위해 무릎 관절의 생리적인 굴신(flexion-extension) 운동을 측정하고 해석하는데 있다. 이를 위해 일차적으로 사체의 무릎 관절을 이용한 운동 및 형상계측에 의한 무릎 관절의 운동 시뮬레이션을 수행하였다. 무릎 관절의 운동은 회전각(rotation angle), 내반-외반각(varus-valgus angle), 굴곡각(flexion angle), 원근위 방향(distal-proximal), 전후 방향(anterior-posterior), 내외측 방향 이동량(medial-lateral)의 파라미터로 기술하였다.

2. 무릎 관절의 운동 계측

먼저 본 연구 사용된 시편은 사체의 좌측 대퇴 무릎 관절이며 실험을 위해 X선 사진에서 변형성 관절 질병이 없어 결과적으로 안정하다고 확인된 무릎 관절을 사용하였다. 인체의 무릎 관절에 대해 그 해부학적 위치를 X-ray를 통해 정확히 측정하고 사체의 무릎 관절에 정밀한 자기 센서를 부착시켜 신전 운동을 시킴으로써 3차원 무릎 관절 운동에 관한 자료를 얻었다.

2.1 실험 방법

무릎 관절 운동 실험의 개념도를 Fig. 1에 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, 트랜스미터 좌표계에 대해서 센서 좌표계의 원점 3차원 좌표와 Z-Y-X

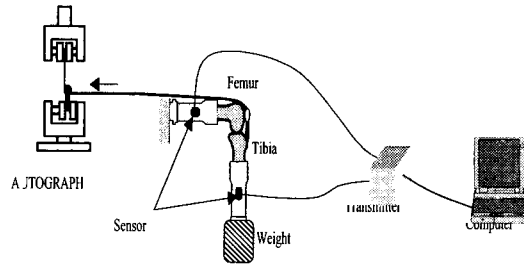


Fig. 1 Experimental setup

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

2.2 좌표계 설정 방법

좌표 변환에 관계되어 사용된 좌표계를 Fig. 2에 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 마커B를 원점으로 설정한다.
- (2) BC방향을 x축으로 설정한다.
- (3) 평면 ABC에 대한 수직 방향을 y축으로 설정한다.
- (4) 평면 ABC상에서 x축에 수직인 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 계속된다. 무릎 관절의 운동을 좌표계로부터 계산하기 위해 운동중 트랜스미터 좌표계와 대퇴골과 경골 마커 좌표계 각각의 굴곡 각도에 있어서 동차 변환 행렬 ${}^D_{fm} T$ 와 ${}^D_{tm} T$ 를 구한다.

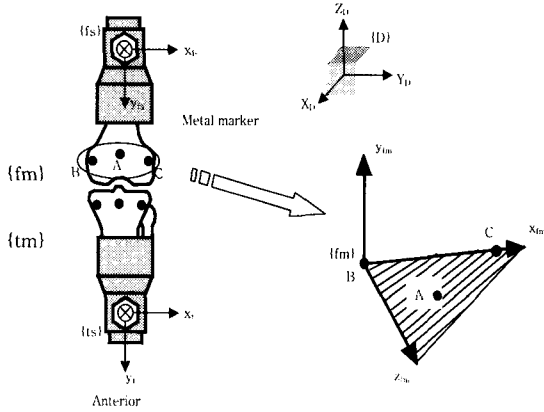


Fig. 2 Definition of five coordinate systems

동차 변환 행렬은 2개 좌표계간의 회전 변환과 병진 이동 변환을 나타내는 4×4의 행렬 연산자이며, 좌표계 {A}와 좌표계 {B}의 동차 변환 행렬은 다음 식과 같이 나타내어진다.

$${}^A_B T = \begin{bmatrix} {}^A_B R & {}^A_B P_{ORG} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

여기서 ${}^A_B R$ 은 좌표계 {A}에 대한 좌표계 {B}의 3×3 회전 행렬, ${}^A_B P_{ORG}$ 는 좌표계 {A}에 대한 좌표계 {B}의 3×1원점 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.

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

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

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

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

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 벡터 식 (1)과 (2)에 대입하여 구한다.

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

2.3 양방향 X선 촬영

양방향 X선 촬영에 의해 ${}^s_{tm} T$ 와 ${}^s_{fm} T$ 를 결정한다. 다음은 ${}^s_{tm} T$ 와 ${}^s_{fm} T$ 의 계산 방법에 대해 자세히 서술한다. 양방향 X선 촬영은 Fig. 3과 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 ${}^s A, {}^s B, {}^s C$ 를 구한다. 정면 화상에서 ${}^s A, {}^s B, {}^s C$ 의 대퇴골 센서 좌표계에 대한 x와 y좌표를 얻고, 측면 화상에서 z좌표를 얻는다. 경골의 센서 좌표계 {ts}에 대한 금속 마커의 위치 벡터 ${}^t A, {}^t B, {}^t C$ 도 이와 같은 방법으로 구한다. 구해진 자료는 Table 1에 나타내었다.

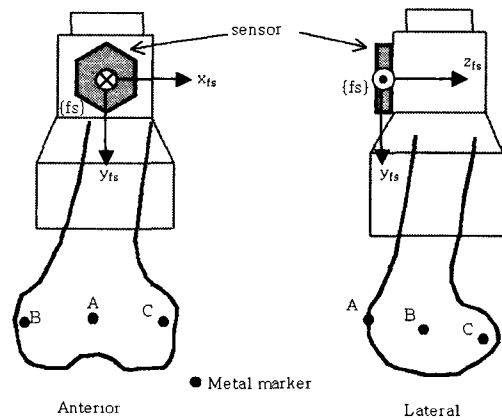


Fig. 3 Two X-ray images from anterior and lateral views

Table 1 Marker positions relative to the sensor (mm)

Marker	x	y	z
${}^f A$	-17.7	211.0	4.3
${}^f B$	-53.0	210.0	40.2
${}^f C$	28.9	209.0	34.6
${}^t A$	1.31	-130.0	32.3
${}^t B$	-48.2	-100.0	60.1
${}^t C$	29.5	-108.0	59.1

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

$${}^f x_{fm} = \frac{{}^f C - {}^f B}{|{}^f C - {}^f B|} \quad (5)$$

${}^f y_{fm}$ 은 \overline{BA} 와 \overline{BC} 두 벡터가 이루는 외적 방향이므로 다음 식과 같이 계산된다.

$${}^f y_{fm} = \frac{({}^f A - {}^f B) \times {}^f x_{fm}}{|({}^f A - {}^f B) \times {}^f x_{fm}|} \quad (6)$$

그리고 ${}^f z_{fm}$ 은 ${}^f x_{fm}$ 와 ${}^f y_{fm}$ 이 서로 수직인 방향이기 때문에 다음과 같다.

$${}^f z_{fm} = {}^f x_{fm} \times {}^f y_{fm} \quad (7)$$

이들 3개의 단위 벡터를 이용한다면 ${}^f R$ 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. 경골축에 있어서도 같은 방법으로 ${}^t T$ 를 결정한다.

3. 무릎 관절 운동 분석

앞에서 굴신 운동을 표현하는 무릎 관절의 좌표계 설정에 관하여 설명하였다. 본 절에서는 그 다음 단계인 무릎 관절의 운동 분석을 실시한다. 운동 분석을 위해 먼저 무릎 관절의 운동을 나타내는 방법에 대하여 기술하고, 생리학적인 타당성을 확인하고자 하였다. 타당성의 확인 방법으로서 대퇴골과 경골의 굴신 운동에 동반되는 상대적인 움직임을 평가하고자 하였다.

3.1 무릎 관절 운동을 나타내는 파라미터

무릎 관절의 운동 형태를 나타내는 파라미터의 정의와 구하는 방법은 아래와 같다. Fig. 4와 같이 대퇴골 좌표계 {fm}와 경골 좌표계 {tm}에서 대퇴골과 경골의 원위 방향을 +X축, 전방을 +Y축, 외측 방향을 +Z축으로 설정한다. 설정된 좌표계를 통하여 굴신 운동에 수반한 대퇴골과 경골의 상대적인 움직임을 나타낸다. 무릎 관절의 운동은 굴곡각, 회전각, 내-외번각, 원근위 방향, 전후 방향, 내외측 방향의 이동량을 운동 파라미터로 설정한다. 각 파라미터의 정의는 대퇴골 좌표계에 대한 경골 좌표계의 Z-Y-X 오일러각을 각각 굴곡각-내-외번각-회전각으로 정의한다. 그리고 대퇴골 좌표계에 있어서 경골 좌표계 원점의 위치 벡터 x 성분을 원근위, y 성분을 전후, z 성분을 내외측 방향 이동량으로 정의한다.

대퇴골 좌표계 {fm}와 경골 좌표계 {tm}의 변환 행렬은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$${}^f T_{tm} = {}^f T_{fs} {}^f T_D {}^D T_{ts} {}^t T_{tm} \quad (10)$$

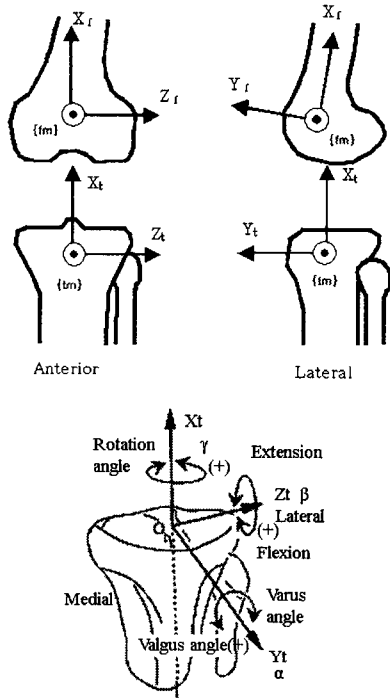


Fig. 4 Coordinate systems of the femur and the tibia

식 (10)은 3SPACE의 출력과 식 (1)과 (2)에 의해 구한다. 그리고 ${}^{fm}_{fs} T$ 와 ${}^{tm}_{tm} T$ 는 대퇴골과 경골 각각의 양방향 X선 촬영에 의하여 구한다.

식 (10)으로부터 ${}^{fm}_{tm} T$ 를 구한 후, 식 (1)에 의해 ${}^{fm}_{tm} R$, ${}^{fm}_{tm} P_{ORG}$ 로 나눈다. 여기에서 ${}^{fm}_{tm} P_{ORG}$ 의 x, y, z 성분이 원근위, 전후, 내외측 방향 이동량이 된다. 또 ${}^{fm}_{tm} R$ 의 성분은 다음과 같이 둔다.

$${}^{fm}_{tm} R = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} \quad (11)$$

Fig. 4에 표시된 것과 같이 대퇴골 좌표계에 대한 경골 좌표계의 Z-Y-X 오일러각 α (굴곡각), β (내외번각), γ (회전각)은 각각 다음과 같이 나타난다.

$$\alpha = \tan^{-1} \left(-\frac{r_{21}}{r_{11}} \right) \quad (12)$$

$$\beta = \tan^{-1} \left(-\frac{r_{31}}{\sqrt{r_{11}^2 + r_{21}^2}} \right) \quad (13)$$

$$\gamma = \tan^{-1} \left(-\frac{r_{32}}{r_{33}} \right) \quad (14)$$

3.2 무릎 관절 운동 계측 결과

앞 절에서 기술한 무릎 관절 운동 계측 방법을 이용하여 무릎 관절의 자동 신장 운동을 계측한 결과를 Figs. 5~9에 나타내었다. 각각의 그림에서 가로축은 굴곡각을 나타내며 세로축은 계측 파라미터를 나타낸다. 운동은 90도로 굽힌 상태에서 시작하여 완전신전 상태인 굴곡각 0도까지 진행된다.

Fig. 5는 무릎 관절의 중심에서 전후방향 축인 Y축(Fig. 4의 Yt)을 중심으로 굴곡 신전시 일어나는 경골의 내번-외번각의 변화량을 나타낸 것이다. 세로축 양의 값은 외번을, 음의 값은 내번 운동을 나타내며, 굴곡을 할수록 대퇴골에 대해서 경골이 서서히 내번 운동을 함을 볼 수 있다. 반대로 굽힌 상태에서 신전 운동을 시작할 경우는 서서히 외번 운동을 함을 알 수 있다.

Fig. 6은 대퇴골의 중심에서 장축 방향(Fig. 4의 Xt)으로의 회전각을 나타낸다. 세로축 양의 값이 내측 회전(internal rotation) 운동을 나타내며 음의 값은 외측 회전(external rotation)을 나타낸다. Fig. 6에서는 무릎 관절의 신전 운동에 따라 경골이 내측 방향으로 회전하는 운동 형태가 계속되고 있다. 특히 굴곡각 20도 부근에서부터 완전 신전 위치까지 경골이 내회 현상(screw home movement)을 볼 수 있다. 이것은 전십자 인대가 정상인 경우 무릎 관절이 완전히 신장될 때 인대의 길이가 늘어남으로써 장력이 발생하여 경골을 내측 방향으로 회전시키는 현상을 보여주는 것이다.

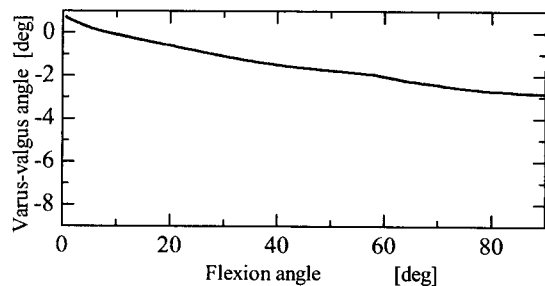


Fig. 5 Varus-valgus angle during extension

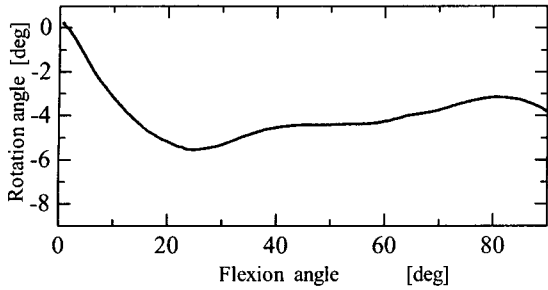


Fig. 6 Rotation angle during extension

Fig. 7에는 경골의 원근위 방향의 이동량을 나타내었다. 세로축의 양의 값이 근위 방향이며 결과와 같이 신전 운동에 따라 경골이 원위 방향으로 이동함을 알 수 있다.

Fig. 8은 경골의 전후 방향에 대한 이동량을 나타낸 것으로 Fig. 7과 같이 세로축의 양의 값은 전방을 나타낸다. Fig. 8은 신전과 더불어 경골이 전방으로 이동함을 볼 수 있다. Fig. 9는 경골의 내외측 이동량을 나타낸 그림으로 신전 운동시에도 내외측 방향의 이동이 거의 일어나지 않음을 알 수 있다.

위와 같은 계측 결과는 임상적으로 기술되고 있

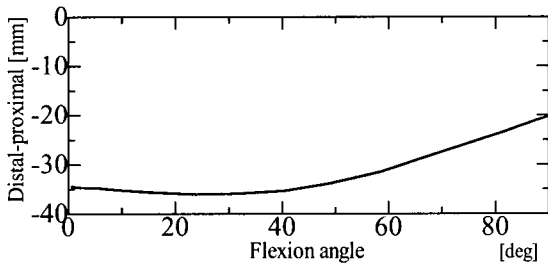


Fig. 7 Distal-proximal displacement during extension

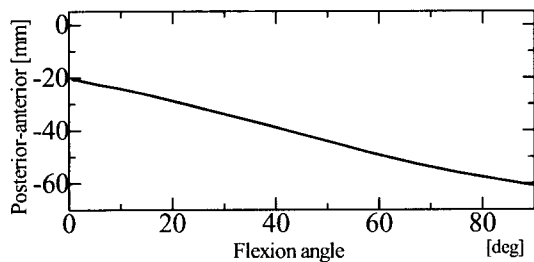


Fig. 8 Posterior-anterior displacement during extension

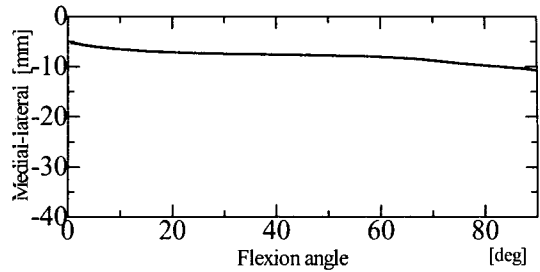


Fig. 9 Medial-lateral displacement during extension

는 무릎 관절 운동을 정량적으로 나타내고 있으며 니회 현상은 임상 연구 결과 (5)와 매우 일치하고 있다.

따라서 본 연구에서 제안한 연구 방법을 통한 무릎의 생리적 관절 운동 분석 방법과 이를 통한 운동의 재현이 가능함을 확인할 수 있었다.

4. 결론

본 연구에서는 생리학적인 굴신 운동을 재현할 수 있는 재건 인대 고정부위를 도출하기 위하여 역학적 이론을 정립하고자 하였다. 이를 위해서 사체 무릎 관절을 이용한 무릎 관절의 해부학적인 위치를 바탕으로 형상 계측 및 운동에 대한 실험을 수행하였다. 운동 범위를 계측하기 위한 실험 방법을 고안하였고, 사체 무릎 관절을 이용하여 신전 운동에 대한 3차원 자료를 얻을 수 있었다. 이를 위해 X선 사진을 통하여 해부학적인 관절의 형상에 대해서 정확한 좌표계를 정하였으며, 정밀 자기 센서들을 부착한 후 경골 대퇴골의 좌표계를 설정하여 운동을 계산하였다. 이를 통하여 손상된 무릎 관절을 저건하는 수술을 할 때 인대 고정부위를 구할 수 있는 정상 운동 자료를 얻을 수 있었다.

본 연구에서 제안한 연구 방법을 통해 사체 무릎 관절을 이용한 신전 운동은 임상적인 연구결과와 일치함을 보였으며, 이러한 연구 방법을 통하여 무릎 관절 운동에 대한 정량적인 표현이 가능하였고 이에 대한 정확한 자료를 얻을 수 있었다. 본 연구에서 제안한 무릎 관절의 운동을 표현하는 방법은 무릎 관절의 정확한 기술을 위해 타당한 운동 자료로 사용될 수 있다. 그리고 장하지 보조기를 이용하여 환자의 보행이 정상에 가까운지를 판단할 수 있는 자료로 활용될 수 있다.⁶

후 기

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. Bulgheroni, P., Bulgheroni, M. V., Andriani, L., Guffanti P. and Castelli, C. "Walking in Anterior Cruciate Ligament Injuries," The Knee 4, pp. 159-165, 1997.
3. 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.
4. Loch, D. A., Luo, Z., Lewis, J. L. and Stewart, N. J., "A Theoretical Model of the Knee and ACL: Rheory and Experimental Verification," Journal of Biomechanics, 25(1), pp. 81-90, 1991.
5. Freeman, M. A. R., "How the Knee Moves," Current Orthopaedics, 15, pp. 444-450, 2001.
6. Kang, S. J., Kim, Y. H., "Gait Improvement of Polio Patients Using an Electromechanical KAFO," J. of the KSPE, Vol. 20, No. 1, pp. 36-42, 2003.