

< 논문 >

## 마디모를 이용한 전방십자인대 기능 시뮬레이션 모델

박정홍\* · 손권†

(2006년 3월 24일 접수, 2006년 8월 24일 심사완료)

### A Simulation Model of the ACL Function Using MADYMO

Jung Hong Park, Kwon Son

**Key Words :** Anterior Cruciate Ligament(전방십자인대), Knee Model(무릎 모델), Dynamic Model(동역학 모델), MADYMO(마디모)

#### Abstract

A mathematical knee model was constructed using MADYMO. The purpose of this study is to present a more realistic model of the human knee to reproduce human knee motion. Knee ligaments were modeled as line elements and the surrounding muscles were considered as passive restraint elements. A calf-free-drop test was performed to validate the suggested model. A calf was dropped from the rest at about 65 degree flexed posture in the prone position. The motion data were recorded using four video cameras and then three dimensional data were acquired by Kwon3D motion analysis software. The results showed that general shapes of angular quantities were similar in both the experiment and computer simulation. Functional stability of the anterior cruciate ligament was explicitly revealed through this model.

#### 1. 서론

무릎은 인체의 가동 관절 중에서 운동 범위가 매우 큰 관절이다. 무릎의 운동은 골격의 형상과 주위를 둘러싸고 있는 인대와 근육에 의하여 결정된다. 그 가운데 인대는 일차적으로 대퇴골과 경골을 이어주고 적절한 운동 범위를 가지도록 제한하는 기능을 한다.

무릎에 부착되어 있는 대표적인 인대는 전방십자인대(anterior cruciate ligament, ACL), 후방십자인대(posterior cruciate ligament, PCL), 내측측부인대(medial collateral ligament, MCL), 외측측부인대(lateral collateral ligament, LCL)가 있다. 전방십자인대는 경골의 전방이동 방지, 파신전 및 경골의 회전 제한 등으로 무릎 관절의 안정성을 유지하는데

중요한 역할을 한다. 후방십자인대는 과도한 후방 전이를 제한하는 기능을 하고 있으며, 내측측부인대와 외측측부인대는 내/외번 운동을 제한하는 기능을 한다. 이러한 인대들은 수동적으로 운동을 제한하여 무릎 관절의 특성을 좌우하게 된다.

무릎 인대가 사고나 활동 중 부상에 의하여 손상을 입게 되면 통증과 함께 무릎 운동이 불안정해진다. 특히 전방십자인대가 파열될 경우 무릎이 전방으로 느슨해져서 제대로 움직일 수 없는 상태에 이르게 된다. 임상적으로 파열된 인대를 이식 인대로 재건할 때 정상적인 굴곡/신전 범위를 고려하지 않으면 수술 후 운동 범위가 제한되기도 한다. 따라서 수술시 인대의 변형 특성과 함께 관절 운동을 예측하는 것이 매우 중요하다.

인대의 물리적, 기능적 특성을 규명하기 위하여 여러 연구자들이 실험을 통하여 각 인대의 물성을 조사해왔다.<sup>(1-4)</sup> 그리고 인대 기능 평가를 위한 수치 해석 모델이 여러 연구자들에 의해 개발되었다. 지금까지 무릎 수치 해석 모델은 해석 방법에 따라 크게 두 가지 형태로 나누어진다. 첫번째는 준

† 책임저자, 회원, 부산대학교 기계기술연구소

E-mail : kson@pusan.ac.kr

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

\* 부산대학교 기계기술연구소

정적 상태의 무릎 모델로서 힘, 모멘트 평형방정식으로 무릎의 운동을 계산하는 형태이다.<sup>(6-8)</sup> 두 번째는 유한요소법을 이용하여 인대와 골 형상을 만들고 물성값을 입력하여 응력과 변형 등을 계산하는 형태이다.<sup>(9-11)</sup> 이러한 두 해석 형태는 정역학 기반의 해석을 위한 것이기 때문에 정해진 수동 운동과 변위 계산에는 적합하지만 동적 거동을 해석할 수 없다. 또한 실제 무릎 주위에 위치한 인대와 근육은 여러 분절에 걸쳐 상호작용하고 있기 때문에 무릎이 맞닿는 부위만 따로 분리하여 모델링한 선행 연구<sup>(6-11)</sup>는 특수한 경우의 운동 해석에만 사용될 수 있는 한계가 있다.

동역학 모델로서는 자동차 충돌 안전 분야에서 전신 인체 거동을 해석하기 위한 인체모델<sup>(12)</sup>이 있다. 그러나 이 모델은 전신의 인체 거동을 해석하기 위한 목적으로 개발되었기 때문에 무릎과 같은 관절을 단순화하여 1 자유도 회전 조인트로 모델링하고 있다. 이것은 무릎의 자유도를 충분히 고려하지 않고 모델링한 결과이다. 또한 충돌시 매우 짧은 시간동안 인대나 근육 조직의 손상 여부를 해석하기 위한 유한요소 모델이 만들어져 사용되고 있다. 이 모델은 물성값이 마디모 모델 내부에 숨겨져 있어 다른 용도로 변경하여 모델링할 수 없는 단점을 안고 있다. 따라서 일상 생활에서 일어날 수 있는 무릎의 운동 범위와 관절에서 작용하는 힘, 그리고 복잡하게 구속되어 있는 무릎 인대를 모두 고려하여 생체역학적인 기능을 파악하기 위해서는 이에 맞는 새로운 해석 모델이 요구된다.

본 연구의 목적은 동역학적 해석과 인대의 상호작용을 알아보기 위하여 다물체 동역학 기반의 하지 모델을 개발하는 것이다. 그리고 무릎 인대 가운데 중요한 역할을 담당하는 전방십자인대의 물성 변화에 따른 거동의 변화를 시뮬레이션하고자 한다. 해석 모델의 타당성을 검증하기 위해 정강이를 자유 낙하시키는 실험을 수행하여 두 결과를 상호 비교하였다.

## 2. 관절 모델링

모델링은 다물체 동역학 해석 프로그램 가운데 하나인 마디모(MATHematical DYnamic MOdel, MADYMO®, TNO Automotive, Netherlands)를 사용하였다. 마디모를 이용한 무릎 관절 모델은 마디모에서 제공하는 유한요소 하지 모델(FE lower extremity model for prediction of knee-thigh-hip fractures)<sup>(12)</sup>에서 골격 형상을 추출하였다. 이 모델은 차량 충돌시 무릎 주위의 연조직인 인대와 근

육 그리고 뼈의 골절을 해석하기 위한 상세 유한요소 모델이며, 서양인에 대한 50 %tile 남성 모델이다. 이는 제 5 차 한국인 신체치수조사사업 결과<sup>(13)</sup>와 비교하여 한국인의 약 75 %tile 에 해당하는 모델이다. 그러나 본 연구에서는 뼈나 인대의 응력 해석이 목적이 아니라 운동 해석에 목적이 있다. 따라서 유한요소 해석을 수행하지 않고 형상을 실제와 유사하게 나타내도록 파셋(facet) 모델로 바꾸고 분절을 강체로 가정한 후 동역학 해석을 수행하였다.

### 2.1 하지 골격

하지의 골격 형상은 근육과 인대의 부착점을 설정할 때 중요하기 때문에 실제 인체와 유사한 모델이 필요하다. 이를 위해 무릎 관절을 포함한 하지 모델에서 대부분의 골격 형상은 마디모에서 제공하는 형상을 그대로 사용하였다. 마디모 무릎 모델을 한국인 무릎 형상과 비교하기 위해 Park 등<sup>(14)</sup>의 연구 자료를 참고하여 대퇴골의 너비를 비교한 결과 차이가 무시할 정도였다. 마디모 모델에서 골 형상 이외에 유한요소로 모델링된 인대나 근육들은 모두 제거하였다.

하지만 마디모 모델 가운데 무릎의 접촉이 일어나는 대퇴골 내/외측과의 접촉면 형상이 곡면이 아니라 각진 면과 같아서 이 부위의 형상이 너무 간략화되어 있었다. 각진 형상은 경골이 대퇴골을 따라 자연스럽게 회전하지 못하고 면의 가장자리에 걸려 움직임이 제한될 수 있다. 따라서 이 부위의 곡면 형상을 매우 세밀한 매쉬를 가진 휴먼 아나토미 모델(Human Anatomy Model, Viewpoint Corp., U.S.A.)에서 가져와 사용하였다. 이를 위해 휴먼 아나토미 모델의 상세 하지 모델을 마디모 모델과 같은 크기로 스케일링하고 접촉이 일어나는 곡면만 선택하여 그 형상 정보를 입력하였다 (Fig. 1).

### 2.2 하지 관절

본 해석 모델에서는 하지 각 관절을 실제 인체 관절과 유사하도록 하기 위해 다음과 같이 조인트를 설정하였다. 마디모에서 고관절은 구면 조인트(joint.sphe), 무릎은 조인트 구속이 없는 자유 관절(joint.free), 그리고 발목 관절은 핀 조인트(joint.revo)로 모델링 하였다. 고관절은 본 연구에서는 기능하지 않기 때문에 조인트를 잠금 상태로 하여 움직이지 않도록 하였다.

무릎은 6 자유도를 가지는 가상의 조인트를 설정하여 실제 무릎과 같은 자유도로 설정하였다. 이 무릎 조인트의 구속은 인대와 근육의 작용력에 의해 구속되며 운동은 대퇴골 접촉면의 형상에 따

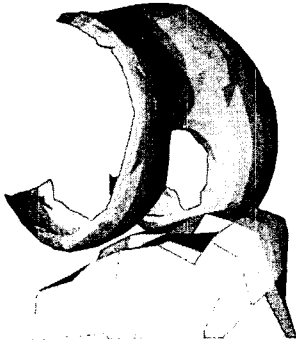


Fig. 1 Fine meshes of the femoral contact area to compensate for geometrical simplicity

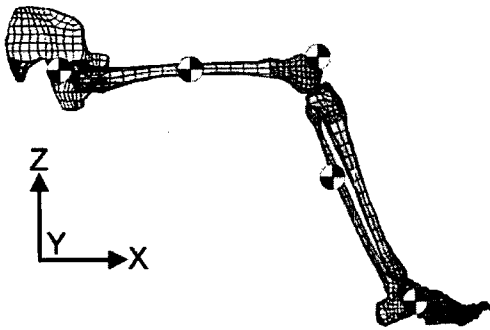


Fig. 2 Facet lower extremity model with locations of body centers of mass in the global coordinate

라 일어나도록 대퇴골과 경골 접촉면에 마디모에서 제공하는 접촉 정의와 특성을 부여하였다.<sup>(15)</sup> 발목 관절은 정강이의 자유 낙하시 떨림이 없도록 관절 특성값을 설정하였다. 질량 중심과 관성 모멘트는 3.2 절에서 구한 인체 측정값을 입력하였다 (Fig. 2).

2.3 무릎 인대

마디모 모델에서 인대는 기시와 종지를 잇는 벨트 요소를 사용하여 부착하였다. 마디모에서 벨트 요소는 선 요소(line element)로서 힘-변위 특성을 임의로 입력할 수 있는 모델링 요소이다. 부착 인대는 Fig. 3 과 같이 주요 인대 다발로 나누어 전방십자, 후방십자, 내측측부외측측부 인대를 모두 고려하여 모델에 부착하였다.

무릎의 인대는 점성을 무시할 수 있다는 연구 자료를 근거로 변형률에 따른 힘-변위 특성을 입력하였다.<sup>(4)</sup> Table 1 은 인대 다발에 따른 강성과 초기 자세에서의 인대 변형률을 나타낸다. 벨트 요소의 힘-변위 특성은 Blankevoort 등<sup>(7)</sup>의 연구 자료를 활용하여 변위에 따른 힘을 변형률 구간에 나누어 다음과 같이 계산하였다(Fig. 4).

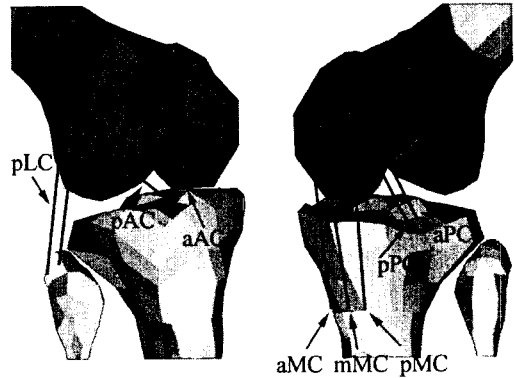


Fig. 3 Line elements of knee ligament bundles (small characters: a=anterior, m=middle, p=posterior; large characters: AC=anterior cruciate, PC=posterior cruciate, MC=medial collateral, LC=lateral collateral)

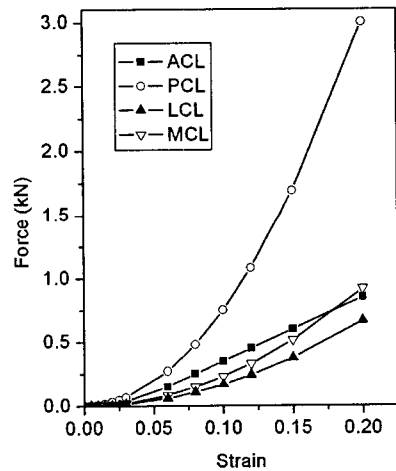


Fig. 4 Force-strain curves for knee ligaments

$$f = \begin{cases} 0.25k\varepsilon^2 / \varepsilon_1 & 0 \leq \varepsilon \leq 2\varepsilon_1 \\ k(\varepsilon - \varepsilon_1) & \varepsilon \geq 2\varepsilon_1 \\ 0 & \varepsilon \leq 0 \end{cases}$$

여기서  $\varepsilon_1$  은 선형 변형률 한계이다. 인대의 변형률이 6%가 되면 힘-변위가 선형적인 구간을 지나 손상되는 구간으로 넘어가기 때문에  $\varepsilon_1$  을 0.03 으로 설정하였다.<sup>(7)</sup>

2.4 근육 모델링

무릎이 신전하여 완전히 펴진 상태가 될 때 전방십자인대가 경골의 전방 전이를 억제한다. 그러나 주위의 관련 근육 역시 늘어나게 되어 장력이 발생하며 이 힘 역시 신전을 방해하게 된다. 이러한 근육의 운동 제한 역할을 구현하기 위해 마디

**Table 1** The line elements for ligament bundles ( $k$  is the stiffness and  $\epsilon_0$  is the initial strain for the knee at 65 degree flexion)

| Ligament | Bundle | $k$ [kN] | $\epsilon_0$ |
|----------|--------|----------|--------------|
| ACL      | aAC    | 5        | 0            |
|          | pAC    | 5        | -0.28        |
| PCL      | aPC    | 9        | -0.3         |
|          | pPC    | 9        | -0.47        |
| LCL      | aLC    | 2        | 0            |
|          | pLC    | 2        | -0.17        |
| MCL      | aMC    | 2.75     | -0.06        |
|          | mMC    | 2.75     | -0.1         |
|          | pMC    | 2.75     | -0.28        |

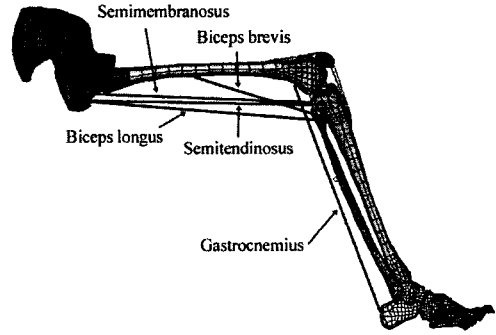
모에 있는 켈빈 모델의 제한 요소(restraint.kelvin)를 사용하였다.

부착된 근육은 Fig. 5 와 같이 반건양근(semi tendonosus), 반막양근(semi membranous), 대퇴단이두근(biceps brevis), 대퇴장이두근(biceps longus), 비복근(gastrocnemius)으로 구성하였다. 이 근육들은 정강이의 자유 낙하시 무릎의 신전을 저지할 수 있는 대표적 근육들이다.

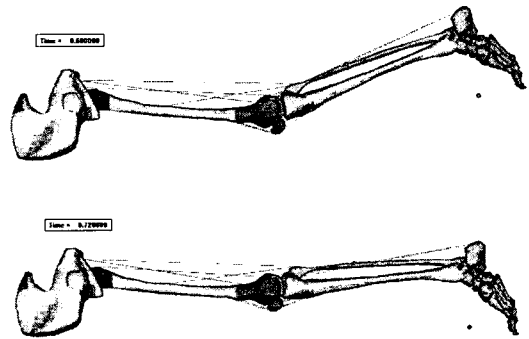
근육에 대한 힘-변위 특성은 인대 물성과 같이 비선형 곡선으로 설정하였다. 본 해석 모델에서 근육은 인대의 초기 구속이 정해진 후 운동을 조절할 수 있는 유일한 요소이기 때문에 근육에 입력되는 물성값을 조절하여 실험에서 나온 운동과 가장 유사한 거동을 보일 수 있도록 설정할 수 있었다. 근육의 물성값을 정하는 방법은 무릎이 완전 신전 상태에 이르는 시점과 각 속도가 실험 결과와 가장 근접하도록 힘-변위를 조절하였다.

2.5 모델 시뮬레이션

전방십자인대의 주된 역할은 정강이의 전방 변위를 제한하는 것이기 때문에 무릎이 신전되는 운동을 할 때 그 기능을 확인할 수 있다. 실제 무릎 주위의 근육이 힘을 내는 능동적 동력원으로 작용하게 되면 변수가 많아져 해석 모델이 매우 복잡해지기 때문에 수동적 제한자로서 역할을 정하였다. 이 모델을 실험적으로 비교하여 신뢰성을 평가하고 동시에 전방십자인대의 기능을 시뮬레이션하기 위하여 본 연구에서는 정강이가 자유 낙하하는 상황에 대해 실험을 수행하였다. 정강이가 자유 낙하하는 상황은 근육에 힘을 가하지 않기 때문에 근육을 수동적 요소로 설정한 해석 모델과의 비교가 용이하게 된다.



**Fig. 5** Ligaments (belt element) and restraining muscles (kelvin restraint element)



**Fig. 6** Animation from results of MADYMO analysis

정강이의 자유 낙하는 Fig. 2 에서 +Z 축 방향으로 중력 가속도를 적용하여 자유 낙하 실험과 동일하게 모사하였다. 마디모에서 해석시간은 1 초, 계산 간격은  $5.0 \times 10^{-5}$  초로 설정하였다. Fig. 6 은 마디모 해석 결과 가운데 0.6, 0.72 초(완전 신전 상태)의 모습을 나타낸다.

인대와 근육의 구속 요소가 있을 때와 없을 때를 비교하기 위해 운동의 제한 요소가 없는 단순 링크 모델을 구성하여 자유 낙하의 경우와 같은 조건으로 해석해 보았다. 단순 링크 모델은 무릎 관절과 발목 관절을 1 자유도의 핀 조인트(joint.revo)로 구성하고 길이, 질량, 관성 모멘트는 해석 모델과 동일하게 설정하였다.

동일한 해석 조건하에서 전방십자인대의 기능을 다양하게 시뮬레이션 하기 위하여 인대의 힘을 100~0%의 범위에 대해 10%씩 감소시키면서 해석을 수행하였다. 전방십자인대에 대한 손상의 양상과 정도를 알기 어렵기 때문에 인대가 힘을 받지 못하는 정도를 수치적으로 반영한 것이다. 인대의 힘이 100%이면 정상에 해당하며, 0%이면 인대가 완전히 끊어진 경우에 해당한다.

### 3. 실험

실험을 위해 마디모에서 제공하는 유한요소 하지 모델(FE lower extremity model)<sup>(12)</sup>의 골격 형상과 크기가 가장 유사한 사람을 선정하였다. 그리고 선정된 피실험자의 인체 형상학적 정보로부터 분절 질량과 관성 모멘트를 계산하였다. 피실험자의 하지에 반사 마커를 부착하고 테이블 위에 앞으로 엎드려 누운 자세에서 정강이를 굽히고 자유 낙하시켰다. 동시에 3차원 운동 측정 시스템을 사용하여 운동을 기록하고 자료를 분석하였다.

#### 3.1 분절 질량과 관성 모멘트

인체의 분절 질량과 관성 모멘트를 계산하기 위해서 일차적으로 인체 치수가 필요하다. 선정된 피실험자로부터 필요한 치수를 측정하였다. 인체 치수는 Clauser 등<sup>(16)</sup>의 측정 항목을 따라 Table 2와 같이 측정하였고, 분절 질량 또한 제시된 회귀방정식으로 계산하였다. 인체 분절의 질량 중심은 Zatsiorsky<sup>(17)</sup>의 자료를 근거로 정강이의 장축 방향으로 상단으로부터의 거리와 전후 방향으로 전방에서의 거리를 계산하였다. 정강이와 발의 관성 모멘트는 참고 문헌<sup>(18-20)</sup>의 연구 결과를 이용하여 인체 치수를 대입하고 회귀방정식으로 구하였다.

계산 결과 정강이와 발의 질량은 각각 3.82 kg과 1.10 kg이었다. 질량 중심은 정강이의 경우 경골 상단에서부터 장축 방향 아래로 15.99 cm, 이 지점에서 전후 방향으로 5.52 cm이었다. 발의 경우 발끝에서 14.52 cm, 발바닥으로부터 3.76 cm 떨어진 지점이 질량 중심으로 계산되었다. 정강이의 관성 모멘트는  $I_{xx}$ ,  $I_{yy}$ ,  $I_{zz}$ 가 각각 0.0589, 0.0589, 0.0051  $\text{kgm}^2$ 이었으며, 발의 경우는 각각 0.0008, 0.0038, 0.0041  $\text{kgm}^2$ 이었다.

#### 3.2 정강이 낙하 실험

실험 대상자에 대해 낙하 실험을 수행하였다. 피실험자는 Fig. 7과 같이 책상에 엎드리고 각도기로 무릎을 수평면에서 약 65도 굽힌 상태를 만들어 정강이를 자유 낙하하였다. 무릎을 90도로 굽히게 되면 자유 낙하 시점이 일정해지지 않을 가능성이 있고 작은 각도로 굽히면 신전 운동의 범위가 작아져서 뚜렷한 운동의 변화를 관찰하기 어렵기 때문에 낙하시 65도라는 초기각을 설정하였다. 무릎은 책상 가장자리로부터 10 cm 가량 나와 있도록 하였으며 낙하로 인한 힘으로 책상 가장자리와 맞닿는 대퇴부의 통증을 없애기 위해 수건으로 아래 부위를 지지하였다.

운동의 기록은 4대의 캠코더(Sony DCR-VX2100,

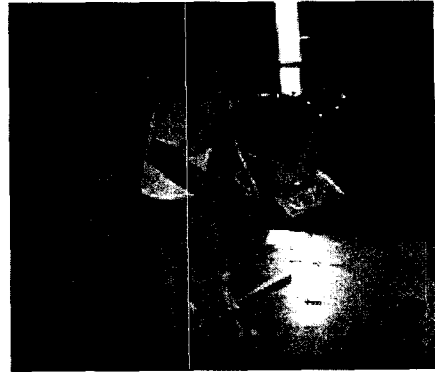


Fig. 7 Motion measurement of calf-free-drop test

Table 2 Anthropometric dimensions of a 30 years old male subject participated in the drop test (weight in kilograms and all other dimensions in centimeters)

|                         |      |                     |       |
|-------------------------|------|---------------------|-------|
| Ankle circumference, AC | 22   | Height, H           | 181.5 |
| Calf circumference, CC  | 38   | Sphyrion height, SH | 7     |
| Calf depth, CD          | 11.8 | Tibia height, TH    | 46.5  |
| Calf length, CL         | 39.5 | Weight, W           | 73    |
| Foot length, FL         | 26   |                     |       |

Japan)를 사용하여 동시에 좌우에서 정강이의 움직임을 포착하였다. 캠코더는 정강이의 낙하시 반사 마커의 위치를 정확히 기록하기 위해 셔터 속도를 1/10000 초로 설정하였으며 샘플링 주기는 초당 30 회이었다. 정강이 낙하 실험중 피실험자가 하지 근육에 힘을 주거나 계획된 위치를 벗어날 가능성이 있어 실험 전에 10 회 이상을 반복한 후 5 회의 반복 운동을 측정하였다.

하지 운동을 3 차원으로 기록하고 계산하기 위하여 고관절 대전자(greater trochanter), 대퇴골 내/외측상과(medial/lateral epicondyle), 경골 내과(medial malleolus), 발뒤꿈치(heel), 발등(instep), 그리고 내측 엄지발가락(medial big toe) 피부 표면에 모두 7 개의 반사 마커를 부착하였다. 마커의 3 차원 좌표 계산과 운동 분석에는 Kwon3D(Visol Corp., Korea) 소프트웨어를 사용하였다. 캠코더를 이용하여 기록된 영상 자료는 컴퓨터에서 활용할 수 있는 영상 자료 형식 파일로 변환하여 저장하였다. 저장된 파일을 Kwon3D 에서 불러들여 각 장면당 마커 위치를 마우스로 선택하면 자동으로 직접선형변환법(direct linear transformation) 알고리즘에 의해 3 차원 좌표를 계산하였다. 그리고 부착된 반사 마커의 대전자와 외측상과를 대퇴 분절,

내측상과와 내과를 경골 분절, 그리고 발뒤꿈치와 내측 엄지발가락을 발 분절로 Kwon3D 에서 정의 하여 각각 분절의 운동각을 계산하였다. 시간에 따라 계산된 좌표와 운동각 자료는 처리를 위해 Excel 파일 형식으로 출력하여 저장하였다.

#### 4. 결과

마디모 모델의 검증을 위해 실험과 비교한 결과는 Fig. 8 과 같다. 여기서 실험을 통해 구한 각속도와 각 가속도는 총 5 회에 대한 평균 그래프이며 표준편차를 그래프에 나타내었다. 마디모 모델과 실험의 거동은 약 0.7초에 완전 신전이 이루어졌다. 구속이 없는 단순 링크 모델은 약 0.4 초에 완전 신전된 상태가 되었으며 그 이후의 결과는 무릎 핀 조인트 축을 중심으로 회전하기 때문에 그림에 나타내지 않았다. 인대와 근육의 작용으로 구속을 받게 되는 실제 무릎과 마디모 모델은 완전 신전까지 시간이 약 0.3 초가 지연되었고 각속도 역시 단순 링크 모델에 비하여 완만한 변화를 보였다.

마디모 모델의 각 변위는 0~0.3 초 구간에서 구속이 없는 단순 링크 모델의 각 변위량과 실험 결과의 중간값을 가지다가 그 후로는 실험 결과값에 근접하였고, 약 0.4~0.7 초 구간에서는 실험 결과의 표준편차 범위 내에 있었다. 각속도 변화는 최소와 최대값, 그리고 0.65~0.85 초 구간의 증가 기울기가 실험 결과와 유사하였다. 그러나 초기 0~0.4 초 구간에서 단순 링크 모델처럼 각속도가 실제 무릎 운동 보다 더욱 급격히 떨어지며 수십 msec 의 시간차가 있음을 볼 수 있었다. 마디모 모델의 각 가속도는 유한 차분에 의한 신호의 잡음을 포함하고 있어 IIR 저주파 통과 필터를 사용하여 절단 주파수 8 Hz 로 필터링 하였다. 필터를 거쳤지만 이 각 가속도는 각속도 그래프 0~0.4 초 구간의 영향으로 0~0.6 초 구간 전체가 실험값에 비해 변동이 컸다. 그리고 각속도와 같은 시간차도 나타났다.

Fig. 9 는 마디모 모델을 이용하여 정강이가 자유 낙하할 때 경골 상단면 중심(intercondylar eminence)의 변위를 나타내었다. 이 위치는 대퇴골에 대한 경골의 상대적인 변위를 잘 나타내기 때문에 선정하였으며, 전방십자인대의 힘이 감소함으로써 발생하는 이완 정도를 나타내는 측정값으로 설정하였다.

Fig. 9(a)는 X 축 방향의 변위를 나타낸다. 인대 힘의 10~100%를 가진 경우는 인대가 끊어진 0%에 비해 0.7(완전 신전)~0.9(반력으로 후퇴)초 구간

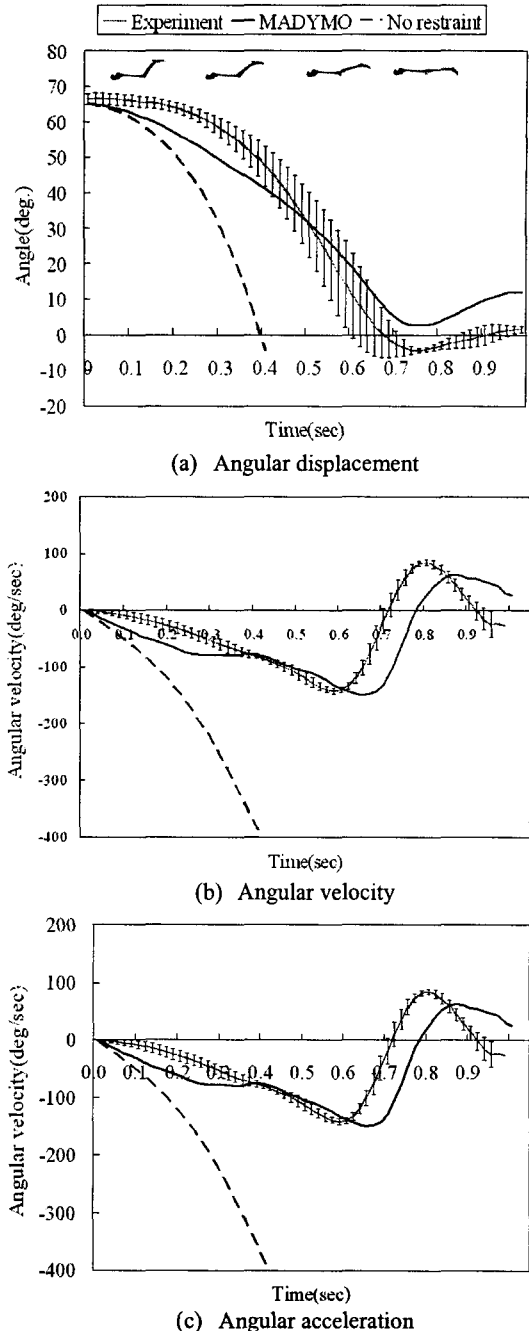
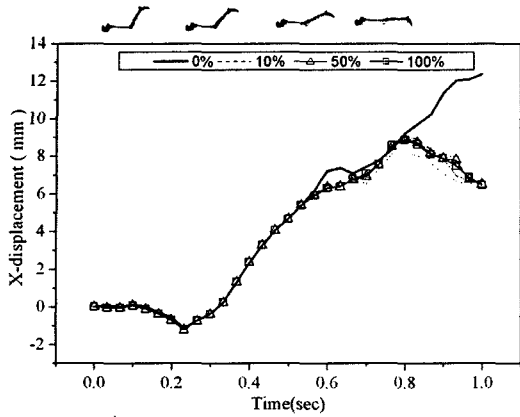


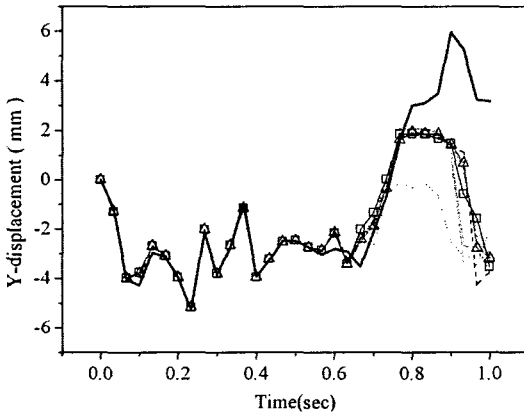
Fig. 8 Angular quantities of the knee joint during calf-free-drop test

에서 2 mm 내의 미소한 변위를 나타내었으나 0%의 경우 5 mm 가량의 이동을 보였다. 10~100%의 경우는 대퇴골과 경골이 완전 신전 상태 이후로도 일정한 거리를 유지하며 서로 맞닿아 있음을 의미한다.

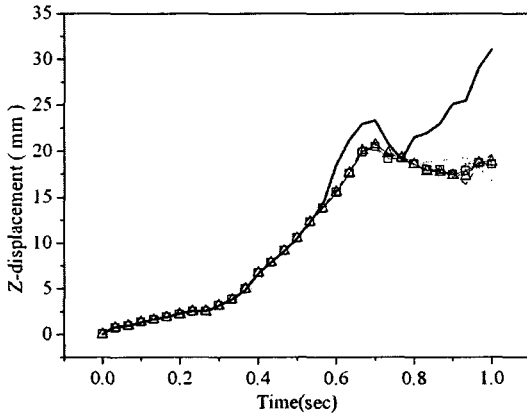
Fig. 9(b)의 Y 축 방향의 변위는 0%인 경우 완전



(a) Displacement in X-direction



(b) Displacement in Y-direction



(c) Displacement in Z-direction

**Fig. 9** Displacement of the knee joint at intercondyle eminence of tibia during calf-free-drop test

신전으로 충격이 가장 큰 시점인 0.7 초 이후로 편향적인 이동이 있음을 보여주었고 있다. 반면 10~100%의 경우 4 mm 내외로 이동 폭이 제한되어 있는 것을 알 수 있다. Fig. 9(a)와 (b)의 X 축과 Y 축 방향 변위에서 10~100%의 경우를 비교했을 때

약 1~2 mm 정도의 미소한 차이만 나타내었다. 인대 힘이 0%인 경우는 X 축과 Y 축에 대하여 최대 6 mm 가량 차이가 발생하였다. 이것은 전방십자인대가 손상되어 끊어질 경우 X와 Y 축 방향 모두 안정성을 잃게 됨을 보여준다.

Fig. 9(c)의 Z 축 변위를 통해 10~100%의 경우에 0 초부터 완전 신전되는 0.72 초 구간까지 완만하게 증가하다가 다시 반력으로 되돌아 오는 모습을 확인할 수 있다. 0%의 경우를 10~100%의 경우와 비교하면 0%의 경우가 0.7 초 부근에서 약 3 mm 가량 수직 변위가 증가할 뿐 아니라 0.75 초 이후에는 최대 변위가 14 mm 까지 증가하였다. 이것은 전방십자인대의 주된 역할이라 할 수 있는 전방전이(anterior translation)에 대한 억제 기능을 완전히 상실하였음을 나타낸다.

Fig. 9의 결과에서 무릎이 완전 신전이 되기까지(0~0.7 초)의 구간에서는 전방십자인대가 정상인 경우와 손상 상태인 경우가 상관없이 변위 차이가 크지 않음을 보이고 있다. Z 축 변위만 전방십자인대의 기능이 상실된 경우 0.5~0.7 초 구간에서 0~5 mm 더 크게 나타났다. Scarvell 등<sup>(22)</sup>은 무릎을 편 상태에서 90 도로 굽히는 동안 MRI 를 이용하여 정상인과 전방십자인대 손상환자의 경골 상단면 변위를 측정 한 결과 평균 1.6 mm 정도의 차이가 있었으며 일부 실험에서 0.5~13.7 mm 의 변위 차이를 나타남을 보고하였다. 측정 부위가 정확히 일치하지 않기 때문에 본 연구의 해석과 직접 비교는 불가능하지만 정상인과 전방십자인대 손상환자의 0~90 도 굴곡/신전 운동에서 변위 차이는 크지 않은 것으로 판단되며 본 연구의 결과도 같은 양상을 나타내었다.

무릎이 완전 신전 상태에서 대퇴부를 고정시키고 경골을 전방으로 이동시킬 때 Eagar 등<sup>(23)</sup>은 225 N 에서 최대 7.1 mm 의 변위가 발생한다고 보고하였다. Bendjaballah 등<sup>(24)</sup>은 검증된 FE 모델을 이용하여 이와 같은 자세에서 200 N 이 가해지면 약 2.5 mm 의 변위가 발생하는 것으로 해석하였다 Sernert 등<sup>(25)</sup>은 무릎을 30 도 굽힌 상태에서 변위 측정 시스템을 사용하여 정상인과 전방십자인대 파열 환자의 전방 이동량을 측정 한 결과 정상인은 5.5~6.8 mm, 전방십자인대 파열 환자는 9.0~10.8 mm 값을 가진다고 보고하였다. 이들 연구를 통해 전방십자인대가 정상인 경우 대략 2.5~7.1 mm, 파열될 경우 9.0 mm 이상의 변위가 발생할 수 있음을 알 수 있다. 본 연구의 결과와 비교해 볼 때 정상인의 무릎 변위는 실험 조건이 같지 않아 직접적인 비교가 어렵다. 전방십자인대가 파열된 경우의 무릎 변위 역시 직접적인 비교는 어렵지만

Fig. 9(c) Z 축 변위를 비교하면 0% 조건(인대 파열)에서 0.7 초 이후 변위가 10.0 mm 이상 증가함으로써 Sernert 등이 보고한 전방십자인대 파열환자의 변위 결과에 어느 정도 부합함을 확인할 수 있었다.

### 5. 토 의

마디모 모델을 검증하기 위해 정강이 낙하 실험과 비교하였다. 마디모 모델과 실험의 차이점 가운데 시간 차이가 크게 두드러져 보인다. 그 원인으로 추측되는 것은 마디모 모델에 부착된 근육의 물성값을 설정하는 문제이다. 실험은 완만하게 가속도가 감소하다 크게 변하지만 마디모 해석에서는 0~0.4 초 구간에서 각 변위가 더 빨리 변화하였다. 이것은 근육이 이 구간에서 무릎이 서서히 신전되도록 속도를 제어하지 못했다는 의미이다.

전방십자인대의 기능을 100%에서 0%로 점차적으로 약화시킬수록 무릎의 변위가 모든 축방향으로 커지는 경향을 확인할 수 있었다. 100~0%까지 10% 간격으로 감소시킨 것은 세밀한 변위의 변화를 계산해 보고자 한 것이었지만 해석 결과는 인대가 없는 경우(0%)와 있는 경우(10~100%)로 크게 나뉘었다. 이것은 조금이라도 전방십자인대가 기능하는 경우(10%)에 Z 축으로 수직으로 10 mm 이상 움직이더라도 전방십자인대는 80 N 이상을 견딜 수 있는 물성값을 갖기 때문에 힘을 전혀 받지 못하는 0%와는 큰 차이가 있다고 예상된다.

본 연구에서 설정한 것처럼 인대의 힘만 백분율로 감소시킨 것은 실제 인대의 파열 상태를 제대로 반영한 것이 아니기 때문에 이러한 결과가 도출된 것으로 판단된다. 인대의 손상 정도를 모델링하지 못한 것은 본 연구의 한계라고 생각된다. 하지만 본 연구의 마디모 무릎 모델은 이러한 관점에서 손상된 인대의 물성이나 재건시 사용하는 이식 인대의 물성을 정확히 알고 있다면 이를 적용하여 필요한 임상적 시뮬레이션을 수행할 수 있기 때문에 관련된 연구에 유용하게 활용될 수 있을 것으로 생각된다.

본 연구에서 굴곡/신전이 일어나는 Y 축에 대해서만 각 변위, 각속도, 각 가속도를 비교하여 검증하였다. 다른 축을 따라 일어나는 운동에 대한 검증과 각 평면에 대한 변위에 대하여 비교하지 못한 것은 본 연구의 제한점으로 남는다.

본 연구에서 사용한 동역학 해석 툴인 마디모는 차량충돌 해석에서 인체의 상해를 예측하기 위해 개발되고 자동차 안전 분야에서 광범위하게 사용되고 있다.<sup>(21)</sup> 안전 해석을 위한 인체 모델들은 실

제 인체 거동을 재현하는 충실도(biofidelity)가 높아야 하기 때문에 생체역학적인 연구를 통해 지속적으로 모델의 신뢰성을 높이고 있다. 생체역학을 기반으로 하는 마디모 해석들은 인체 모델에 필요한 근육과 같은 모델링 요소를 제공하고 있다. 이러한 장점 때문에 동역학 해석이 필요한 인체 모델 개발에 부분이나 전체로 사용되고 있다.<sup>(12)</sup> 하지만 직관적인 모델링이 어려워 모델링에 시간이 많이 소요되는 단점이 있다.

### 6. 결 론

본 연구에서는 마디모를 이용하여 무릎 인대를 벨트 요소로 설계하여 무릎 관절을 모델링 하였다. 구현된 모델의 동적 거동을 평가하기 위해 정강이 낙하 실험을 수행하였고 마디모 해석 결과와 비교하였다. 마디모로 해석한 결과 모델의 각속도와 각가속도의 전체적인 변화 양상은 유사하였으나 0.1 초 가량의 시간차가 발생하였다. 마디모 모델을 이용하여 전방십자인대의 힘 특성에 따른 운동을 시뮬레이션 한 결과 경골 움직임의 변화가 어떻게 달라지는지 예측할 수 있었다.

본 연구에서는 한 명의 피실험자를 대상으로 마디모 모델과 동일한 인체 측정 자료를 입력하여 상호 비교하였다. 여러 사람을 실험하는 경우에 대해서도 마디모 모델을 각 사람에 맞는 입력 값으로 스케일링 하여 적용하는 것이 가능하다. 하지만 광범위한 사람의 체형에 대해 정확한 분석을 수행하기 전에 먼저 모델의 보완과 해석이 요구된다. 특히 무릎의 안정성에 관여하는 반월판(menisci)이 모델에 추가될 필요가 있다. 향후 모델의 체계적인 검증을 통해 신뢰성을 높인다면 무릎 인대의 기능을 다양하게 해석하고 시뮬레이션 할 수 있는 모델로 활용될 수 있을 것으로 판단된다.

### 참고문헌

- (1) Jones, R. S., Nawana, N. S., Percy, M. J., Learmonth, D. J. A., Bickerstaff, D. R., Costi, J. J. and Paterson, R. S., 1995, "Mechanical Properties of the Human Anterior Cruciate Ligament," *Clinical Biomechanics*, Vol. 10, No. 10, pp. 339~344.
- (2) Kelvin, B. S. and Marcus, G. P. 1997, "A Musculoskeletal Model of the Knee for Evaluating Ligament Forces During Isometric Contractions," *J. Biomechanics*, Vol. 30, No. 2, pp. 163~176.
- (3) Woo, S. L-Y., Hollis, J. M., Adams, D. J., Lyon, R. M. and Takai, S., 1990, "Tensile Properties of the Human Femur-anterior Cruciate Ligament-tibia Complex: The Effects of Specimen Age and



- Orientation," *Am. J. Sports Med.*, Vol. 19, No. 3, pp. 217~225.
- (4) Carlos, B. L., Spencer, P. L., Michael, S. S. and Jeffrey, A. W., 2005, "Viscoelastic Properties of the Human Medial Collateral Ligament under Longitudinal, Transverse and Shear Loading," *J. Orthop. Res.*, Vol. 23, pp. 67~76.
- (5) Butler, D. L., Kay, M. D. and Stouffer, D. C., 1986, "Comparison of Material Properties in Fascicle-bone Units from Human Patella Tendon and Knee Ligaments," *J. Biomechanics*, Vol. 19, pp. 425~432.
- (6) Blankevoort, L. and Huijkes, R., 1991, "Ligament-bone Interaction in a Three-dimensional Model of the Knee," *J. Biomech. Eng.*, Vol. 113, pp. 263~269.
- (7) Blankevoort, L. and Huijkes, R., 1996, "Validation of a Three-dimensional Model of the Knee," *J. Biomechanics*, Vol. 29, No. 7, pp. 955~961.
- (8) Shelburne, K. B., Pandy, M. G., Anderson, F. C. and Torry, M. R., 2004, "Pattern of Anterior Cruciate Ligament Force in Normal Walking," *J. Biomechanics*, Vol. 37, pp. 797~805.
- (9) Moglo, K. E. and Shirazi-Adl, A., 2002, "Biomechanics of Passive Knee Joint in Drawer: Load Transmission in Intact and ACL-deficient Joints," *Knee*, Vol. 10, pp. 265~267.
- (10) Moglo, K. E. and Shirazi-Adl, A., 2005, "Cruciate Coupling and Screw-home Mechanism in Passive Knee Joint During Extension-flexion," *J. Biomechanics*, Vol. 38, pp. 1075~1083.
- (11) Beillas, P., Papaioannou, G., Tashman, S. and Yang, K. H., 2004, "A New Method to Investigate in Vivo Knee Behavior Using a Finite Element Model of the Lower Limb," *J. Biomechanics*, Vol. 37, pp. 1019~1030.
- (12) TNO Automotive, 2004, *MADYMO Human Models User Manual*, Version 6.2.1, pp. 187~204.
- (13) Ministry of Commerce, Industry and Energy, 2004, *The 5th Size Korea*, p. 103.
- (14) 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.
- (15) TNO Automotive, 2004, *MADYMO Theory Manual*, Version 6.1, pp. 200~218.
- (16) Clauser, C. E., McConville, J. T. and Young, J. W., 1969, *Weight, Volume and Center of Mass of Segments of the Human Body*, AMRL-TR-69-70, WPAFB OH.
- (17) Zatsiorsky, V. M., 2002, *Kinetics of Human Motion*, Human Kinetics, pp. 301~305.
- (18) McConville, J. T., Churchill, T. D., Kaleps, I., Clauser, C. E. and Cuzzi, J., 1980, *Anthropometric Relationships of Body and Body Segment Moments of Inertia*, Aerospace Medical Research Laboratory, WPAFB OH.
- (19) Chandler, R. F., Clauser, C. E., McConville, J. T., Reynolds, H. M. and Young, J. W., 1975, *Investigation of Inertial Properties of the Human Body*, AMRL-TR-74-137, WPAFB OH.
- (20) Lee, Y. H., Lim, H. K., Kim, C. J., Lee, N. S. and Park, S. J., 1994, "Biodynamic Characteristics of Korean Male and Twenties-Mass, Center of Mass and Moment of Inertia Characteristics of Body Segments," *Trans. of KSME(A)*, Vol. 18, No. 7, pp. 1952~1966.
- (21) Moran, S. G., Key, J. S., McGwin, G. Jr., Keeley, J. W., Davidson, J. S. and Rue, L. W. 3rd., 2004, "The Applicability of a Computer Model for Predicting Head Injury Incurred During Actual Motor Vehicle Collisions," *J. Trauma*, Vol. 57, No. 1, pp. 99~103.
- (22) Scarvell, J. M., Smith, P. N., Refshauge, K. M., Galloway, H. and Woods, K., 2005, "Comparison of Kinematics in the Healthy and ACL Injured Knee Using MRI," *J. Biomechanics*, Vol. 38, pp. 255~262.
- (23) Eagar, P., Hull, M. L. and Howell, S. M., 2001, "A Method for Quantifying the Anterior Load-displacement Behavior of the Human Knee in both the Low and High Stiffness Regions," *J. Biomechanics*, Vol. 34, pp. 1655~1660.
- (24) Bendjabllah, M. Z., Shirazi-Adl, A. and Zukor, D. J., 1998, "Biomechanical Response of the Passive Human Knee Joint under Anterior-posterior Forces," *Clinical Biomechanics*, Vol. 13, pp. 625~633.
- (25) Sernert, N., Kartus, J. T., Ejerhed, L. and Karlsson, J., 2004, "Right and Left Knee Laxity Measurements: A Prospective Study of Patients with Anterior Cruciate Ligament Injuries and Normal Control Subjects," *Arthroscopy: J. Arthro Surg*, Vol. 20, No. 6, pp. 564~571.