

## 고굴곡 동작 해석을 위한 무릎 관절 작용 근력의 분류

조봉조\*(부산대 대학원 기계설계공학과),  
손권(기계공학부), 문병영(항공우주공학과)

### Prediction of Muscle Forces for the Knee Joint in Deep Flexion

B. J. Cho(Department of Mechanical Design Engineering, Pusan National University),  
K. Son(School of Mechanical Engineering, Pusan National University),  
B. Y. Moon(Department of Aerospace Engineering, Pusan National University)

#### ABSTRACT

This study predicts muscle forces acting on the lower extremity when the knee joint is in deep flexion. The whole bodies were approximated as a link model, and then the moment equilibrium equations at the lower extremity joints were derived for given reaction forces against the ground. Measurement of deep flexion was carried out by placing ten markers on the body. This study calculated the moment acting at each joint from the equations of force and moment, classified the complicated muscles around the knee joint, and then predicted the muscle forces to balance the joint moment. Two models were proposed in this study: the simpler one that consists of three groups of muscle and the more detailed one of nine groups of muscle.

**Key Words** : Biomechanics (생체역학), Knee Joint (무릎 관절), Kinematics (운동역학), Inverse Dynamics (역동역학), Deep Flexion (고굴곡), Muscle Force (근력)

#### 1. 서론

인체에서 최대 관절인 무릎 관절에는 큰 하중으로 인한 부상을 비롯하여 관절 파괴를 일으키는 질환들이 많이 발생한다. 현재 이러한 질환에 대하여 인대 재건술이나 인공 관절 치환술 등의 치료법이 행해지고 있다. 복잡한 구조의 무릎 관절에 대하여 보다 효율적인 재건인대 위치나 인공 무릎 관절 형상과 그에 따른 시뮬레이션이 필요하다. 그러나 현재 실험의 한계로 인해 굴곡각이 0~100도 정도의 범위에 대해서만 근력을 해석하였고, 고굴곡에서의 데이터가 아직은 부족한 상태이다. 최근의 인공 무릎 관절의 형상 설계에서 해석하는 것이 고굴곡의 실현을 시도하고 있기 때문에 시뮬레이션에서도 130도 정도까지의 굴곡에 대해서 해석하는 것이 필요하다.

본 연구에서는 고굴곡의 무릎 관절에 대해 하지에 작용하는 근력의 추정을 목적으로 하였다. 먼저 전신을 링크로 모델링하고, 각 관절에 작용하는 관

절 모멘트와 바닥의 반력에 관한 평형방정식을 도출하였다. 동시에 어깨, 고관절, 무릎관절, 발목 관절, 발끝 등에 열 개의 표식을 부착하여 동작을 측정하였고, 힘과 모멘트의 식으로부터 각 관절에 작용하는 모멘트를 계산하였다. 그리고 하지의 근육을 몇 개로 분류, 먼저 구한 모멘트를 재현할 수 있도록 근력을 추정하였다.

#### 2. 해석 모델

##### 2.1 인체의 역학적 모델<sup>(1)</sup>

Fig. 1과 같이 모델을 단순화시키기 위하여 다음과 같은 가정을 둔다.

- (1) 운동은 수직면내에서 일어난다.
- (2) 두 팔을 포함하는 상체를 단일 질량으로 간주한다.
- (3) 각 지체는 강체 링크로, 관절은 1축 조인트로 이상화한다.
- (4) 중력은 관절 사이에 위치하는 각 지체의 무게

중심에 작용한다.

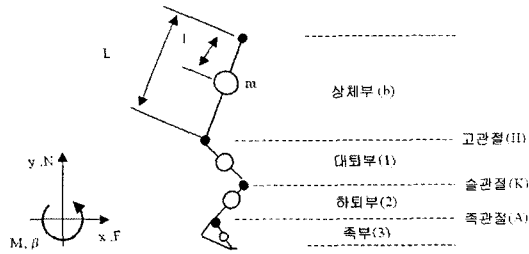


Fig. 1 Simulation model

### 2.2 좌표계의 설정

좌표축은 Fig. 2와 같이 설정한다. 대퇴골에서는 먼저 Y축을 대퇴골 축과 평행이 되게 잡고, 원점을 Y축을 평행 이동하여 접한 점으로 정한 후, X축은 원점에서 Y축에 수직으로 잡는다. 경골에서는 원점을 관절면의 중앙에 위치시키고, 경골의 관절면에 평행한 방향으로 X축을 잡고, Y축은 X축에 수직인 방향으로 잡는다. 슬개골에서는 타원의 단축을 X축, 장축을 Y축으로 잡는다.

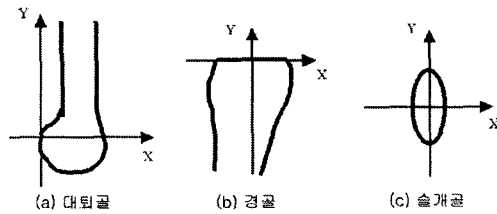


Fig. 2 Coordinate systems

### 2.3 근육력 모델

하지의 근육을 기능, 근 활동의 동기성, 관계 관절수 등을 기준으로 하여 9개의 근육으로 분류하였다.<sup>(2)</sup> Fig. 3은 분류된 근육1(대퇴직근), 근육2(복요근, 봉궁근, 치골근), 근육3(대전근), 근육4(대퇴이두근장두, 반건양근, 반막양근), 근육5(외측광근, 중간광근, 내측광근), 근육6(대퇴이두근단두), 근육7(비복근), 근육8(광근, 장비골근, 단비골근, 족저근, 후경골근, 장지골근, 장모지골근), 근육9(전경골근, 장모지신근, 장지신근, 제3비골근)를 나타낸다.

그러나 이 근육력 모델은 방정식의 수에 대하여 미지수인 근력이나 반력의 수가 많아 역학적으로 부정정계를 이룬다. 이 문제를 해결하기 위해서 대퇴사두근을 중심으로 하는 근육1, 근육2, 근육5를 근육A, 슬개건을 중심으로 하는 근육3, 근육4, 근육

6을 근육B, 비복근을 중심으로 하는 근육7, 근육8, 근육9를 근육C라고 정의하는 Fig. 4와 같은 간단한 모델을 제안한다.

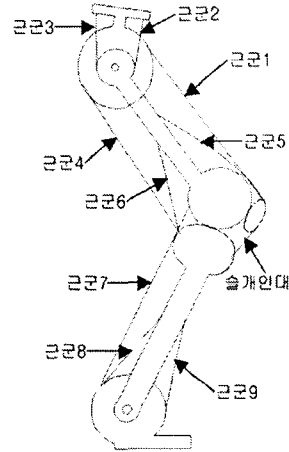


Fig. 3 The detailed musculo-skeletal model

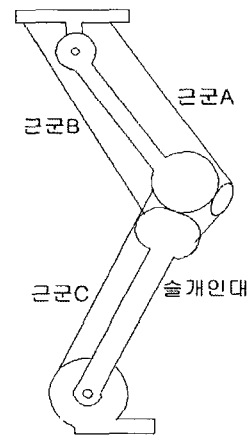


Fig. 4 The simpler musculo-skeletal model

근골격 모델에 대해서 다음과 같은 가정을 둔다.

- (1) 대퇴골과 경골은 강체이다.
- (2) 경골 상단은 평면이고, 수평면에 대하여 앞으로 양각은 6도를 이룬다.
- (3) 대퇴골과 경골은 반월면 내의 한 점에서 점접촉(마찰 무시)을 한다.
- (4) 무릎 관절 반력은 접촉점을 통과하여 경골 표면의 법선 방향으로 작용한다.
- (5) 무릎 관절의 인대는 전·후십자 인대, 내·외측

측부 인대 4개만을 고려한다.

(6) 인대는 한 점에 부착되고, 그 작용 방향은 부착점을 연결한 직선 방향이다.

(7) 인대의 장력은 신장의 함수로 표시되는 2차의 스프링 모델로 계산된다.

(8) 슬개골은 장축 60 mm이고 단축 20 mm인 타원형으로 본다.

(9) 대퇴골의 표면은 2차 곡선으로 근사한다.

(10) 슬개골의 움직임은 선 자세에서의 윈트겐 사진으로부터 근사한다.

(11) 대퇴골과 경골 접촉점은 시뮬레이션에 의하여 구해지는 값과 실제의 피험자의 선 자세에서의 윈트겐 사진으로부터 결정한다.

## 2.4 간단한 모델

간단한 모델에 있어 근력을 추정하기 위해 성립하는 역학적 평형식은 고관절, 무릎 관절, 발목 관절에서의 회전모멘트에 대한 3개의 식과 슬개골에서의 힘 평형식 2개를 합해 모두 5개의 식으로 표현된다.

고관절, 무릎 관절, 발목 관절에 대한 회전모멘트의 평형식은 각각 다음과 같다.

$$M_H + (r_{MHq} - r_H) \times F_a + (r_{MHg} - r_H) \times F_h = 0 \quad (1)$$

$$M_K + (r_{MKq} - r_C) \times F_a + (r_{MKh} - r_C) \times F_h + (r_{MKg} - r_C) \times F_g + (r_P - r_C) \times F_P + (r_{ik} - r_C) \times F_{ik} + \sum (r_{LTi} - r_C) \times T_i = 0 \quad (2)$$

$$M_A + (r_{MAg} - r_A) \times F_g = 0 \quad (3)$$

여기서  $M_H$ ,  $M_K$ ,  $M_A$ 는 관절에 작용한 외력의 모멘트,  $F_a$ ,  $F_h$ ,  $F_g$ 는 각각 근군 A, B, C의 힘의 벡터,  $T_i$ 는 인대 장력의 벡터,  $F_P$ 는 대퇴·슬개 관절 반력의 벡터,  $r_{MH_i}$ ,  $r_{MK_i}$ ,  $r_{MA_i}$ 는 각각 근군  $i$ 의 상체부, 무릎 관절부, 발목 관절부 부착 위치 벡터,  $r_P$ 는 대퇴·슬개골 접촉 위치 벡터,  $r_H$ 는 고관절 반력의 작용 위치 벡터,  $r_C$ 는 무릎 관절 반력의 작용 위치 벡터,  $r_A$ 는 발목 관절 반력의 작용 위치 벡터, 그리고  $r_{LT_i}$ 는 인대의 대퇴골 부착 위치 벡터를 나타내고 있다.

슬개골에 있어서 축 방향의 힘의 평형식은 다음과 같다.

$$F_a + F_P + F_{ik} = 0 \quad (4)$$

각 관절에 작용하는 모멘트가 구해지고 각 관절의 위치와 반력이 정해지면, 근이나 인대의 부착 위치 벡터 및 인대의 장력이 구해진다. 따라서 미지수는 근력, 대퇴·슬개 반력, 그리고 슬개인대 장력으로 총 5개이기 때문에 평형식의 수와 일치하여 해를 구할 수 있다.

## 2.5 복잡한 모델

복잡한 모델에서 근력을 추정하기 위해 각 관절에 대한 모멘트의 평형식은 다음과 같다.

$$M_H + (r_{MH_1} - r_H) \times F_1 + (r_{MH_2} - r_H) \times F_2 + (r_{MH_3} - r_H) \times F_3 + (r_{MH_4} - r_H) \times F_4 = 0 \quad (5)$$

$$M_K + (r_{MK_1} - r_C) \times F_1 + (r_{MK_2} - r_C) \times F_2 + (r_{MK_3} - r_C) \times F_3 + (r_{MK_4} - r_C) \times F_4 + (r_{MK_5} - r_C) \times F_5 + (r_{MK_6} - r_C) \times F_6 + (r_{MK_7} - r_C) \times F_7 + (r_P - r_C) \times F_P + (r_{ik} - r_C) \times F_{ik} + \sum (r_{LT_i} - r_C) \times T_i = 0 \quad (6)$$

$$M_A + (r_{MA_7} - r_A) \times F_7 + (r_{MA_8} - r_A) \times F_8 + (r_{MA_9} - r_A) \times F_9 = 0 \quad (7)$$

대퇴골에 있어서 축 방향의 힘의 평형식은 다음과 같다.

$$F_H + F_2 + F_3 + F_7 + F_P + F_K + m_1 g + m_1 a_a = 0 \quad (8)$$

여기서  $m_1$ 는 대퇴부의 질량,  $a_1$ 는 대퇴부 중심의 가속도, 그리고  $g$ 는 중력 가속도이다.

$F_H$ 는 고관절에서의 대퇴골과 골반의 반력으로 다음 식으로 나타낼 수 있다.

$$F_H = F_1 + F_4 + m_b g + m_b a_b \quad (9)$$

여기서  $m_b$ 는 상체부의 질량이고,  $a_b$ 는 상체부 중심의 가속도이다.

슬개골에 있어서 축 방향의 힘의 평형식은 다음과 같다.

$$F_1 + F_5 + F_P + F_{ik} = 0 \quad (10)$$

식 (5)~(10)의 지배 방정식에 대한 미지수는  $F_1$ ~ $F_9$ , 무릎 관절 반력  $F_K$ , 대퇴·슬개 관절 반력  $F_P$ , 슬개골 인대력  $F_{ik}$ 로 모두 12개이다. 대퇴·슬개 반력 및 슬개인대 장력은 간단한 모델로 얻어진 값을 이용하면 7개의 식에 대한 미지수가 10개이기 때문

에 해가 하나로 나타나지 않아 다른 구속 조건을 고려한다.

근력은 음의 값이 아니기 때문에 다음 식이 성립한다.

$$F_{1-g}, F_{ik}, F_p, F_k \geq 0 \quad (11)$$

지속성이나 반복성이 요구되는 동작에 있어서는 근육의 피로가 최소가 되도록 근력이 작용하는 것으로 간주하여, 다음과 같은 목적 함수를 설정하여 근력을 구한다.

$$U = \sum_{i=1}^9 (F_i / PCSA_i)^3 \quad (12)$$

여기서 PCSA는 근의 생리학적 단면적을 나타내는 것으로, 발표된 자료<sup>(5)</sup>를 이용한다.

### 3. 동작 측정

#### 3.1 측정 방법

동작 측정에는 3차원 해석 장치를 사용하여, 4대의 적외선 스트로보가 붙은 CCD 카메라로 운동 변위를 측정하였다. 발반력 및 작용점 위치 측정에는 발반력계를 이용하였고, 대퇴부, 하퇴부, 족부의 각 지체의 운동 변위는, 몸의 표면 열 군데에 부착한 적외선 반사 표식의 움직임으로 파악하였다. 정상인(22세·남성)의 굴신 운동을 대상으로 측정했으며, 굴신 속도는 고속(2초/회), 보통(4초/회), 저속(8초/회) 등의 3종류로 변화시켰다. 어깨, 고무릎·발목 관절, 발끝의 위치와 발반력(수평·수직 성분) 및 작용점을 측정하였다.

피험자의 특성은 Tables 1~3에 기재된 것과 같다.

Table 1 Masses of body segments

지체	질량(kg)	길이(m)
대퇴부	7.766	0.381
하퇴부	3.6006	0.384
족부	0.776	0.124

Table 2 Geometry of body segments

지체	질량비(%)	질량중심비(%)	회전반경비(%)
대퇴부	11.0	47.5	27.8
하퇴부	5.1	40.6	27.4
족부	1.1	40.5	17.7

Table 3 Personal data of subject

성별	연령(세)	신장(m)	체중(kg)
남성	22	1.731	70.6

#### 3.2 노이즈의 제거

얻어진 데이터에는 노이즈가 포함되어 있다. 이 데이터의 속도와 가속도를 그대로 차분에 의하여 구하면 큰 오차가 발생할 수 있기 때문에 저주파 통과 필터를 사용하여 발생된 노이즈를 제거하였다. 저주파 통과 필터는 절단 주파수가 1 Hz로 3차의 Butterworth 특성을 이용하였다. 노이즈 제거의 한 가지 경우로 굴곡 각도가 작게(0~110도), 보통 속도(4초/회)의 경우에서 왼쪽 슬관절 x좌표에 대한 결과를 Fig. 5에 나타낸다.

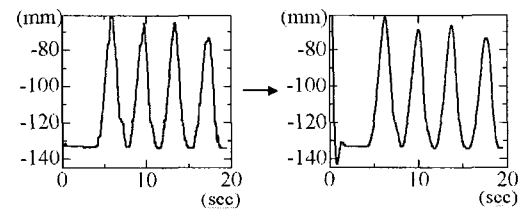


Fig. 5 Elimination of Noise

### 4. 결과와 고찰

#### 4.1 측정 결과

Figs. 6~10은 측정에 의해 얻을 수 있는 변위 데이터를 나타낸다. 굴곡 각도가 크고(0~130도), 보통 속도(4초/회)의 경우에 대한 결과를 나타낸다.

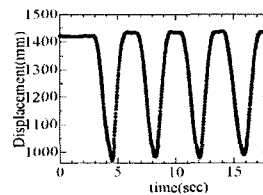


Fig. 6 Shoulder

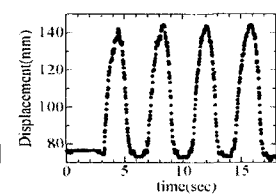


Fig. 7 Ankle joint

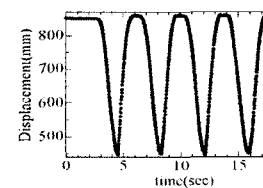


Fig. 8 Hip joint

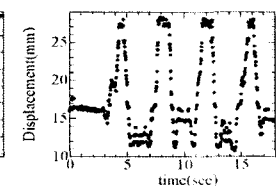


Fig. 9 Toenail

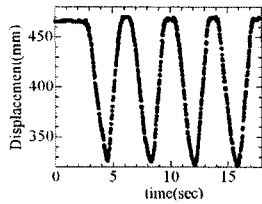


Fig. 10 Knee joint

어깨와 고관절은 굴곡에 대해서 500 mm 정도의 큰 변위차를 보였고, 무릎 관절은 100 mm 정도의 변위차를 보였으며, 발목 관절과 발끝은 20-60 mm 정도의 작은 변위차를 보였다.

각 부위의 굴곡에 대한 전체 변위의 변화를 Figs. 6-10의 자료를 바탕으로 하여 Fig. 11에 나타낸다. 처음 선 자세의 상태를 0 %, 한번의 굴곡 운동 후에 선 자세를 100 %로 하고, 횡축은 0 %에서 100 %의 자세로 돌아오기까지를 1주기로 하여 나타낸 것이다. 각 근육이 뼈에 부착되는 곳은 Tables 4-6과 같이 설정한다. 인대 부착 위치는 문헌<sup>(4)</sup>을 참조하였고, 인대 장력은 문헌에서 제안한 값에 가깝게 설정하였다. Table 7과 8에 부착 위치와 Table 9에 인대의 물성값을 나타낸다.

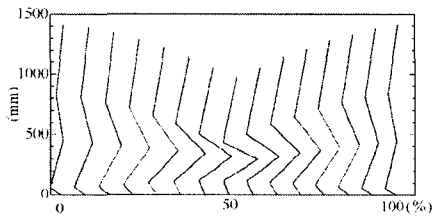


Fig. 11 Extension

Table 4 Attachments at the groups of muscles in the pelvic region

대퇴골 좌표계	x좌표(mm)	y좌표(mm)
근군1	124.0	393.0
근군2	84.0	416.0
근군3	46.0	427.0
근군4	17.0	337.0

Table 5 Attachments at the groups of muscles in the femoral region

대퇴골 좌표계	x좌표(mm)	y좌표(mm)
근군2	50.0	302.0
근군3	20.0	327.0
근군5	71.0	223.0
근군6	36.0	186.0
근군7	41.0	15.0

Table 6 Attachments at the groups of muscles in the tibial region

경골 좌표계	x좌표(mm)	y좌표(mm)
근군4	-7.0	-10.0
근군6	-27.0	-30.0

Table 7 Attachments at the ligaments in the femoral region

대퇴골 좌표계	x좌표(mm)	y좌표(mm)
전십자 인대	6.74	-5.38
후십자 인대	20.20	-23.06
외측 측부 인대	24.50	16.50
내측 측부 인대	21.89	17.42

Table 8 Attachments at the ligaments in the tibial region

경골 좌표계	x좌표(mm)	y좌표(mm)
전십자 인대	18.28	-1.20
후십자 인대	-12.40	-7.82
외측 측부 인대	-12.80	-14.30
내측 측부 인대	10.24	-27.82
슬개 인대	31.40	-22.20

Table 9 Properties of the ligaments

인대명	초기 길이(mm)	강성 계수 (N/mm <sup>2</sup> )
전십자 인대	37.4	30
후십자 인대	38.4	35
내측 측부 인대	68.5	15
외측 측부 인대	55.6	15

#### 4.2 관절 모멘트

Fig. 12는 각 관절 모멘트를, Fig. 13은 굴곡 속도에 따른 무릎 관절 모멘트를 나타낸다.

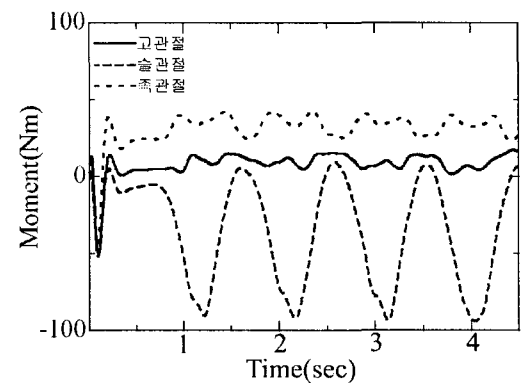


Fig. 12 Comparison of joint moments

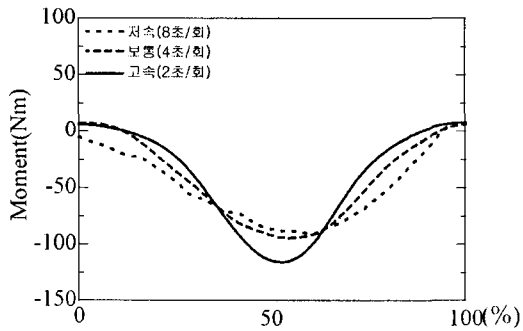


Fig. 13 Knee joint moments for various flexion speeds

해석한 결과, 굴곡에 수반하여 고관절과 발목 관절에 대한 관절 모멘트의 변화는 10~20 Nm 안팎이지만, 무릎 관절에 대한 관절 모멘트는 100 Nm 정도의 큰 변화를 보여 굴곡 동작에 대해서 무릎 관절 모멘트가 증가함을 보였다. 또한 굴곡 속도의 영향을 살펴보면 굴곡 속도가 빨라짐에 따라 굴곡이 시작되거나 끝날 때의 관절 모멘트와 최대 굴곡에서의 관절 모멘트의 차이가 커지는 경향이 보인다.

### 5. 결론

본 연구에서는 무릎 관절의 고굴곡에 대해 무릎 관절 주위의 근력을 추정하였다. 근력을 구하기 위해 먼저 전신을 링크 모델로 근사하고, 각 관절에 작용하는 관절 모멘트나 바닥과의 반력에 관한 평형식을 도출하였다. 간단한 모델과 복잡한 모델을 제안하여 근력을 추정한 결과 다음과 같은 결과를 얻을 수 있다.

1. 각 표식 부착 부위의 변위는 굴곡 운동에 대하여 어깨가 가장 큰 변화를 가지고 발끝이 가장 작은 변화를 가진다.
2. 선 자세에서 최대 굴곡 시까지 각 관절 모멘트의 변화에 있어 무릎 관절 모멘트의 변화가 가장 크다.
3. 무릎 관절에 대하여 선 자세에서 최대 굴곡 시까지 각 속도에 대한 관절 모멘트의 변화에 있어 굴곡 속도가 빠를수록 관절 모멘트의 변화가 가장 크다.

### 후기

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

### 참고문헌

1. 山崎信壽 足歩行の モデルとシミュレーション バイオメカニズム , pp. 261-269, 1975.
2. 山崎信壽 遠藤博史 膝關節下安定性の と非定 バイオメカニズム , pp. 115-124, 1988.
3. Crowninshield, R. D. and Brand, R. A., "A Physiologically Based Criterion of Muscle Force Prediction in Locomotion," J. Biomechanics, Vol. 14, pp. 793-801, 1981.
4. Glitsch, U. and Baumann, W., "The Three-Dimensional determination of internal loads in the lower extremity," J. Biomechanics, Vol. 30, pp. 1123-1131, 1997.