

무릎 관절의 고굴곡에 대한 모멘트와 근력의 추정

조봉조* · 문병영† · 손 권**

(2004년 2월 10일 접수, 2004년 7월 9일 심사완료)

Prediction of Moments and Muscle Forces at the Knee Joint in Deep Flexion

Bongjo Cho, Byoungyoung Moon and Kwon Son

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

Abstract

This study predicts muscle forces acting on the lower extremity when the knee joint is in deep flexion. The whole body was 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.

1. 서 론

인체에서 무릎 관절은 인체내에서 가장 큰 관절이지만 골 구조로 보아 매우 불안정한 관절이다. 무릎 관절에는 큰 하중으로 인한 인대 손상, 반월상 연골 손상 같은 부상을 비롯하여 변형성 무릎 관절증, 만성 류마티스성 관절염과 같은 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 인대 재건 위치나 인공 무릎 관절 형상과 그에 따른 시뮬레이션이 필요하다. Grood와 Suntay⁽¹⁾와

O'Connor 등⁽²⁾의 연구가 있지만 실험의 한계로 인해 굴곡각이 0~100° 정도의 범위에 대해서만 근력을 해석하였다. 100~130° 정도의 굴곡각이 큰 경우(이후부터는 고굴곡이라 명한다)에 대한 데이터가 아직은 부족한 상태이다. 최근의 인공 무릎 관절의 형상 설계에서 고굴곡의 실현을 시도하고 있기 때문에 시뮬레이션에서도 130° 정도까지의 고굴곡에 대해서 해석하는 것이 필요하다.

본 연구에서는 무릎 관절의 고굴곡에 대해 하지에 작용하는 모멘트와 근력의 추정을 목적으로 하였다. 먼저 전신을 링크로 모델링하고, 각 관절에 작용하는 관절 모멘트와 바닥의 반력에 관한 평형방정식을 도출하였다. 어깨, 고관절, 무릎관절, 발목 관절, 발끝 다섯 부위의 각 양쪽에 대칭으로 열 개의 표식을 부착하여 굴곡과 신전 동작을 측정하였다. 측정된 값과 힘과 모멘트의 식으로부터 각 관절에 작용하는 모멘트와 근력을 계산하였다. 그리고 하지의 근육을 몇 개의 단위로 묶어서 분류한 후, 먼저 구한 모멘트를 재현할

† 책임저자, 회원, 부산대학교 항공우주공학과

E-mail : moonby@pusan.ac.kr

TEL : (051)510-3066 FAX : (051)512-9835

* 회원, 부산대학교 기계설계공학과

** 회원, 부산대학교 기계공학부

수 있도록 근력을 추정하였다.

2. 해석 모델

2.1 인체의 역학적 모델

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, 모든 관절은 1축 관절로 이상화한다.
- (4) 중력은 관절 사이에 위치하는 각 지체의 무게 중심에 작용한다.

각 지체의 질량, 무게 중심, 관성모멘트는 참고 문헌⁽³⁾의 자료를 사용한다.

2.2 좌표계의 설정

좌표축은 Fig. 2와 같이 설정한다. 대퇴골에서는 먼저 Y축을 대퇴골 축과 평행이 되도록 잡는다. 결정된 Y축을 평행 이동하여 대퇴골 외측과 접한 점을 원점으로 정한다. X축은 원점에서 Y축에 수직으로 잡는다. 경골에서는 원점을 관절면의 중앙에 위치시킨다. 경골의 관절면에 평행한 방향으로 X축을 잡고, Y축은 X축에 수직인 방향으로 잡는다. 슬개골에서는 타원의 단축을 X축, 장축을 Y축으로 잡는다.

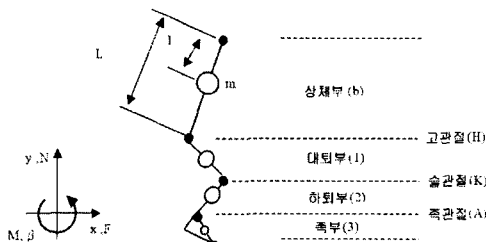


Fig. 1 Simulation model

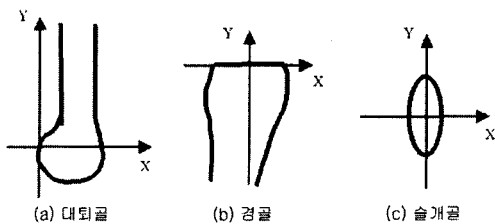


Fig. 2 Coordinate systems

2.3 근골격 모델

하지의 근육을 기능, 근 활동의 동기성, 관계 관절의 수 등을 기준으로 하여 9개의 근군으로 분류하였다. Fig. 3과 Table 1은 분류된 근군을 나타낸다.

그러나 이 근골격 모델은 방정식의 수에 대하여 미지수인 근력의 수가 많아 역학적으로 부정정계를 이룬다. 이 문제를 해결하기 위해서 대퇴사두근을 중심으로 하는 근군 1, 근군 2, 근군 5를 근군 A, 대퇴이두근을 중심으로 하는 근군 3, 근군 4, 근군 6을 근군 B, 비복근을 중심으로 하는 근군 7, 근군 8, 근군 9를 근군 C로 정의하는 Fig. 4와 같은 간단한 모델을 제안한다.

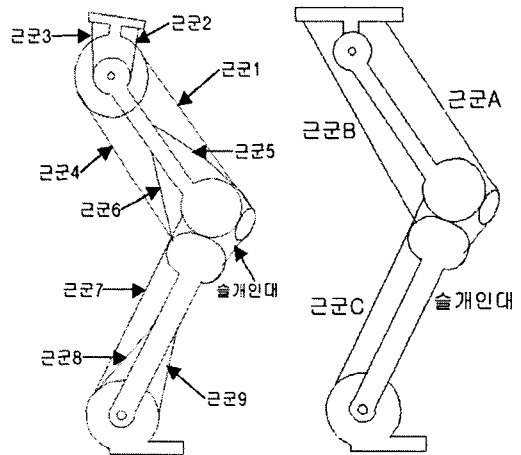


Fig. 3 Nine muscle group model

Fig. 4 Three muscle group model

Table 1 Classification of muscles

근군	근육명
1	대퇴직근, 대퇴근막장근
2	복요근, 봉공근, 치골근
3	대전근
4	대퇴이두근장두, 반건양근, 반막양근
5	외측광근, 중간광근, 내측광근
6	대퇴이두근단두
7	비복근
8	가자미근, 장지굴근, 장모지굴근, 후경골근, 장비굴근, 단비굴근, 족저근
9	전경골근, 장모지신근, 장지신근, 제3비굴근

근골격 모델에 대해 다음과 같은 가정을 둔다.

- (1) 대퇴골과 경골은 강체이다.
- (2) 경골 상단은 평면이고, 수평면에 대하여 앞쪽으로 6°의 양각을 이룬다.
- (3) 대퇴골과 경골 사이의 마찰은 무시하고, 두 뼈는 반월면 내의 한 점에서 점접촉을 한다.
- (4) 무릎 관절 반력은 접촉점을 통과하여 경골 표면의 법선 방향으로 작용한다(Fig. 5).
- (5) 무릎 관절의 인대는 전-후십자 인대, 내-외측측부 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 쿼트겐 사진으로부터 근사한다.
- (11) 대퇴골과 경골 접촉점은 시뮬레이션에 의하여 구해지는 값⁽⁴⁾과 실제 피험자의 선 자세에서의 쿼트겐 사진으로부터 결정한다.

2.4 간단한 모델

간단한 모델에 있어 근력을 추정하기 위해 평형방정식을 적용한다.⁽⁶⁾ 평형방정식은 고관절, 무릎 관절, 발목 관절에서의 회전모멘트에 대한 3개의 식과 슬개골에서의 힘에 대한 2개의 식을 합해 모두 5개의 식으로 표현된다.

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

$$M_H + (r_{MH_A} - r_H) \times F_A + (r_{MH_B} - r_H) \times F_{Brim} = 0 \tag{1}$$

$$M_K + (r_{MK_A} - r_K) \times F_A + (r_{MK_B} - r_K) \times F_B + (r_{MK_C} - r_K) \times F_C + (r_P - r_K) \times F_P + (r_{Ik} - r_K) \times F_{Ik} + \sum (r_{LTi} - r_K) \times T_i = 0 \tag{2}$$

$$M_A + (r_{MA_C} - r_A) \times F_C = 0 \tag{3}$$

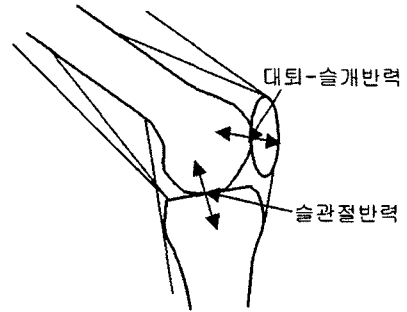


Fig. 5 Modeling of knee reaction force

여기서 M_A, M_H, M_K 는 관절에 작용한 외력의 모멘트, F_A, F_B, F_C 는 각각 근육 A, B, C의 힘의 벡터, T_i 는 인대 장력의 벡터, F_P 는 대퇴-슬개 관절 반력의 벡터, F_{Ik} 는 슬개골 인대력, $r_{MH_i}, r_{MK_i}, r_{MA_i}$ 는 각각 근육 i의 상체부, 무릎 관절부, 발목 관절부 부착 위치 벡터, r_H 는 고관절 반력의 작용 위치 벡터, r_K 는 무릎 관절 반력의 작용 위치 벡터, r_A 는 발목 관절 반력의 작용 위치 벡터, r_P 는 대퇴-슬개골 접촉 위치 벡터, r_{Ik} 는 인대의 슬개골 부착 위치 벡터, 그리고 r_{LTi} 는 인대의 대퇴골 부착 위치 벡터를 나타내고 있다.

슬개골에 있어서 축 방향의 힘의 평형방정식은 다음과 같다.

$$F_A + F_P + F_{Ik} = 0 \tag{4}$$

각 관절에 작용하는 모멘트가 구해지고 각 관절의 위치와 반력이 정해지면, 근이나 인대의 부착 위치 벡터 및 인대의 장력이 구해진다. 따라서 미지수는 근력 F_A, F_B, F_C , 대퇴-슬개 반력 F_P , 그리고 슬개인대 장력 T_i 로 총 5개이기 때문에 평형방정식의 수와 일치하여 해를 구할 수 있다.

2.5 복잡한 모델

복잡한 모델에서 근력을 추정하기 위해 각 관절에 대한 회전모멘트의 평형방정식은 다음과 같다.

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

$$\begin{aligned}
 &M_K + (r_{MK_1} - r_C) \times F_1 \\
 &+ (r_{MK_4} - r_C) \times F_4 \\
 &+ (r_{MK_5} - r_C) \times F_5 \\
 &+ (r_{MK_6} - r_C) \times F_6 \\
 &+ (r_{MK_7} - r_C) \times F_7 \\
 &+ (r_P - r_C) \times F_P \\
 &+ (r_{Ik} - r_C) \times F_{Ik} \\
 &+ \sum (r_{LTi} - r_C) \times T_i = 0
 \end{aligned} \tag{6}$$

$$\begin{aligned}
 &M_A + (r_{MA_7} - r_A) \times F_7 \\
 &+ (r_{MA_8} - r_A) \times F_8 \\
 &+ (r_{MA_9} - r_A) \times F_9 = 0
 \end{aligned} \tag{7}$$

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

$$F_H = F_1 + F_4 + m_b g + m_b a_b \tag{8}$$

여기서 m_b 는 상체부의 질량이고, g 는 중력 가속도, 그리고 a_b 는 상체부 중심의 가속도이다.

대퇴골에 있어서 축 방향 힘의 평형방정식은 다음과 같다.

$$\begin{aligned}
 &F_H + F_2 + F_3 + F_7 + F_P \\
 &+ F_K + m_1 g + m_1 a_1 = 0
 \end{aligned} \tag{9}$$

여기서 m_1 는 대퇴부의 질량, a_1 는 대퇴부 중심의 가속도이다.

슬개골에 있어서 축 방향 힘의 평형방정식은 다음과 같다.

$$F_1 + F_5 + F_P + F_{Ik} = 0 \tag{10}$$

식 (5)~(10)의 지배 방정식에 대한 미지수는 $F_1 \sim F_9$, 무릎 관절 반력 F_k , 대퇴-슬개 관절 반력 F_P , 슬개골 인대력 F_{Ik} 로 모두 12개이다. 대퇴-슬개 관절 반력 및 슬개골 인대력은 간단한 모델에서 얻어진 값을 이용하면 2개의 미지수가 감소된다. 하지만 7개의 식에 대한 미지수가 10개이기 때문에 해가 하나로 나타나지 않아 다른 구속 조건을 고려한다.

근력은 음수가 아니므로 다음 식이 성립한다.

$$F_1 \sim 9, F_{Ik}, F_P, F_k \geq 0 \tag{11}$$

지속성이나 반복성이 요구되는 동작에 있어서는 사용되는 근육의 수가 최소가 되도록 근력이 작용하는 것으로 간주하여, 다음과 같은 목적 함수를 설정하여 근력을 구한다.⁽⁵⁾

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

여기서 PCSA는 근의 생리학적 단면적을 나타낸다.

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 피실험자의 몸에 부착한 10개의 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, 고관절, 무릎관절, 발목관절, 발끝의 위치와 발반력(수평·수직 성분) 및 작용점을 측정하였다.

신장 1.731 m, 체중 70.6 kg의 22세 남성 피험자의 특성은 **Tables 2와 3**에 나타나있다.

Table 2 Masses of body segments

지체	질량(kg)	길이(m)
대퇴부	7.77	0.381
하퇴부	3.60	0.384
족부	0.78	0.124

Table 3 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

4. 결과와 고찰

4.1 측정 결과

Figs. 6~10은 동작 측정으로 얻어진 각 표식의 부착위치 변화를 나타낸다. 굴곡 각도가 크고(0~130°), 보통 속도(4초/회)의 경우에 대한 결과를 나타냈다.

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 나타냈다. 처음 선 자세의 상태를 0 %, 한번의 굴곡 운동 후에 선 자세를 100 %로 하고, 횡축은 0 %에서 100 %의 자세로 돌아오기까지를 1주기로 하였다. 각 근육의 뼈에 대한 부착위치는 Tables 4~6에 나타냈다. Tables 7과 8에 인대의 부착위치

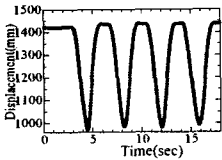


Fig. 6 Shoulder

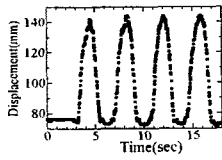


Fig. 7 Ankle joint

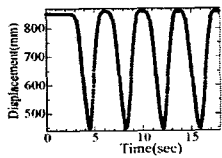


Fig. 8 Hip joint

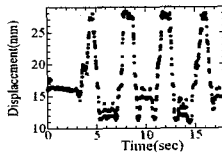


Fig. 9 Toenail

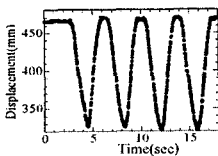


Fig. 10 Knee joint

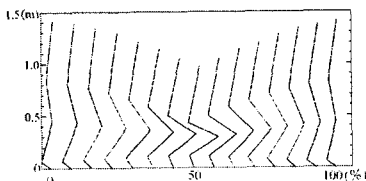


Fig. 11 Stick figure of knee joint

Table 9에 인대의 물성값을 나타냈다.

Table 4 Attachments of muscle groups 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 of muscle groups 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 of muscle groups in the tibial region

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

Table 7 Attachments of 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 of 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

4.2 관절 모멘트

해석의 결과, 굴곡에 수반하여 무릎 관절 모멘트의 증가가 보여졌다. 굴곡 속도마다 비교를 해보면, 굴곡 속도가 빠른 쪽이 최대 굴곡 시에 무릎 관절의 모멘트가 커지는 경향이 보였다. Fig. 12에 관절에 대한 각 관절모멘트의 비교와 Fig. 13에 여러 굴곡 속도에 대한 무릎 관절모멘트의 비교를 나타냈다.

4.3 근력(간단한 모델)

Fig. 14에 간단한 모델에 대해 보통(4초/회)의 속도로 굴곡각 130° 정도의 굴신 운동을 나타냈다. 근력은 대퇴사두근을 대표로 하는 근군 A에서 가장 큰 변화를, 비복근을 대표로 하는 근군 C에서 가장 작은 변화를 나타냈다.

Table 9 Properties of ligaments

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

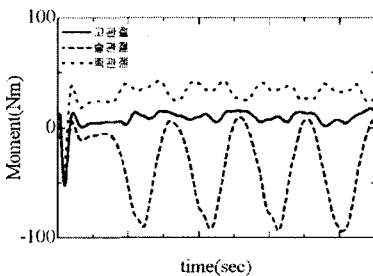


Fig. 12 The joint moments

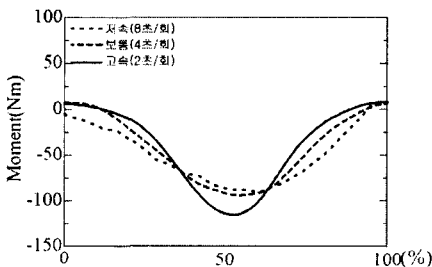


Fig. 13 Knee joint moments for various flexion speeds

Fig. 15에 근군 A에 대한 굴곡 속도마다의 대퇴사두근의 근력의 비교를 나타낸다. 굴곡 동작 중 굴신 속도가 느릴 때의 대퇴사두근의 근력이 빠를 때보다 크게 나타났지만, 최대 굴곡 시에는 속도가 빠를 때의 대퇴사두근의 근력이 커지는 경향을 보였다. 이것은 굴곡 동작이 중력에 의해 영향을 많이 받기 때문에 굴신 속도가 빠를 때는 자세를 유지하기 위해서 속도가 느릴 때보다 큰 근력이 필요하다. 이와는 반대로 최대 굴곡 시에는 가속하는 상체의 관성력이 작용하기 때문에 굴곡 속도가 빠를 때의 대퇴사두근의 근력이 커진다.

4.4 근력(복잡한 모델)

Fig. 16에 복잡한 모델에 대해 보통(4초/회)의 속도로 굴곡각 130° 정도의 굴신 운동을 나타냈다. 복잡한 모델로 얻어진 근군 1과 근군 5의 근력은 간단한 모델로 얻어진 근군 A의 근력과 정성적으로 잘 일치하였다. 따라서, 얻어진 근력은 타당한 것으로 간주할 수 있다. Figs. 17과 18에 근군 1과 근군 5에 대한 굴곡 속도마다 근력의 비교를 나타냈다.

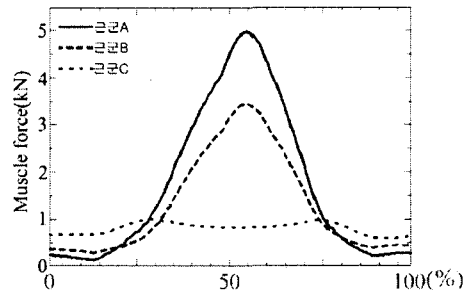


Fig. 14 Muscle forces about three groups

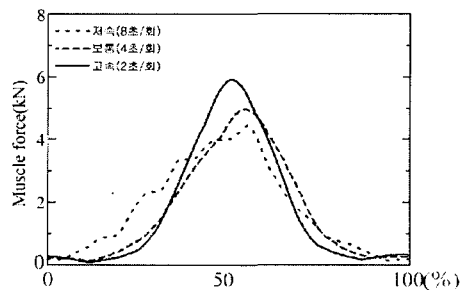
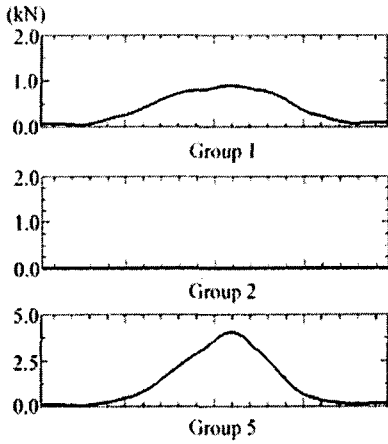
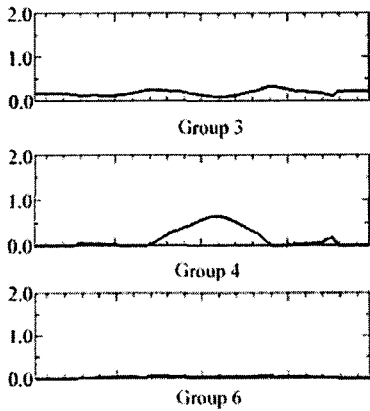


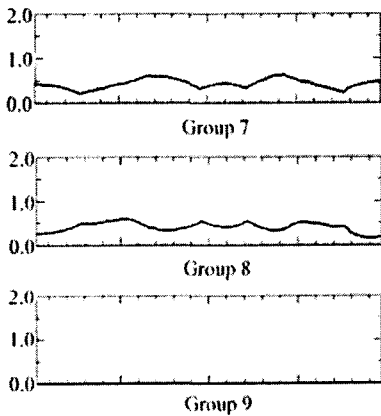
Fig. 15 Muscle forces of the group A for various flexion speeds



(a) Muscle forces about group A



(b) Muscle forces about group B



(c) Muscle forces about group C

Fig. 16 Muscle forces about nine groups

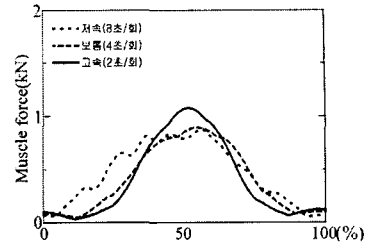


Fig. 17 Muscle forces in Group 1

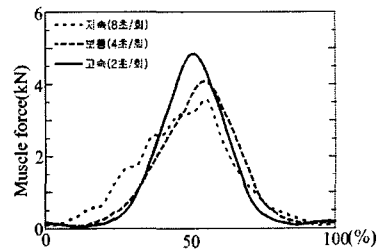


Fig. 18 Muscle forces in Group 5

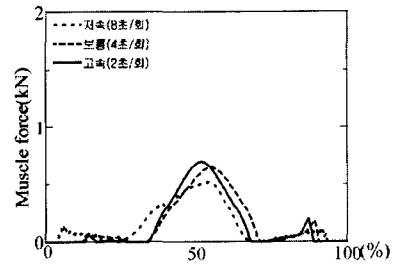


Fig. 19 Muscle forces in Group 4

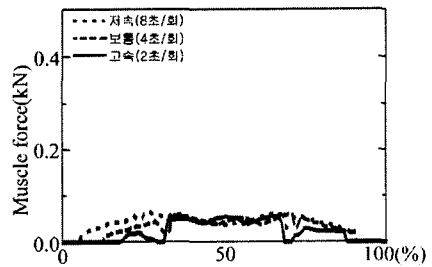


Fig. 20 Muscle forces in Group 6

복잡한 모델로 얻어진 근육 4와 근육 6의 근력은 간단한 모델로 얻어진 근육 B의 근력보다 작다. 이것은 간단한 모델에서는 대퇴이두근을 대표로 하는 근육 B에 포함되어 있던 대전근이 복잡한 모델에서는 근육 3으로서 따로 고려되고 근

력이 분배되어 근군 4와 근군 6의 근력이 작아졌다고 간주할 수 있다. 이것으로 간단한 모델의 문제점을 개선시켜 보다 정확한 근력을 얻을 수 있을 것으로 생각된다. Figs. 19과 20에 근군 4와 근군 6에 대한 굴곡 속도마다 근력의 비교를 나타냈다.

또 근군 2와 근군 9는 굴신 동작에 있어 거의 근력을 발휘하고 있지 않았다. 이것으로 근군 2와 근군 9로 대표되는 근육들은 굴신 동작에 거의 영향을 미치지 않음을 알 수 있다.

5. 결 론

본 연구에서는 무릎 관절이 고굴곡할 때의 무릎 관절 지지 근력을 분류하여 추정하는 것을 목적으로 하였다.

근력을 구하기 위해서 먼저 인체의 전신을 링크 모델로 근사하였고, 각 관절에 작용하는 관절 모멘트나 바닥과의 반력에 관한 평형식을 도출하였다. 동시에 인체의 몇 개의 대표되는 부위에 표식을 부착하여 굴신 동작을 측정하였고, 힘과 모멘트의 평형방정식으로부터 각 관절에 작용하는 모멘트를 추정하였다.

무릎 관절을 구성한 복잡한 하지의 근육을 몇 개로 정리하여 먼저 구한 관절 모멘트를 재현할 수 있도록 근육을 분류하였다. 이 때 하지의 근육을 대퇴사두근, 대퇴이두근, 비복근의 크게 3개로 분류한 간단한 모델과 세밀하게 9개의 근군으로 분류한 복잡한 모델의 두 근 골격 모델을 생각하여 근육을 분류하였다. 복잡한 모델로는 미지수인 근력의 수가 평형방정식보다 많기 때문에 근 피로를 고려한 평가 함수를 이용하여, 이 평가 함수를 최소로 하도록 하는 근력을 추정하였다.

본 연구를 통해서 다음과 같은 결과를 얻을 수 있다.

(1) 굴곡에 수반하여 무릎 관절 모멘트가 크게 증가하였다. 굴곡 속도가 빠를수록 최대 굴곡에서의 무릎 관절 모멘트가 크다.

(2) 굴곡에 수반하여 대퇴사두근의 근력은 증가

했다. 굴신 속도가 빠를수록 굴신 동작 중의 대퇴사두근의 근력은 작지만 최대 굴곡에 있어서는 반대로 크다. 근력의 크기는 최대 4~6 kN이다.

(3) 굴신 동작에서는 대퇴이두근은 대퇴사두근 정도의 근력을 발휘하지 않았다.

(4) 비복근은 주로 족관절의 저굴에 작용했다.

(5) 장요근이나 처골근, 전경골근은 굴신 동작에 있어서 거의 관여하지 않았다.

후 기

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

참고문헌

- (1) Grood, E. S. and Suntay, W. J., 1984, "Biomechanics of the Knee-Extension Exercise," *Journal of Bone and Joint Surgery*, 66-A, pp. 725-730.
- (2) O'Connor, J. J., Daniel, D. M. and Akesson, W. H., 1990, *The Muscle-Stabilized Knee, Knee Ligaments : Structure, Function, Injury and Repair*, Lippincott-Raven Publishers, Louisiana Stats, pp. 239-277.
- (3) 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志, 1992, "日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定," *バイオメカニズム*, Vol. 11, pp. 23-32.
- (4) Crowninshield, R. D. and Brand, R. A., 1981, "A Physiologically Based Criterion of Muscle Force Prediction in Locomotion," *J. Biomechanics*, Vol. 14, pp. 793-801.
- (5) Glicht, U. and Baumann, W., 1997, "The Three -Dimensional Determination of Internal Loads in the Lower Extremity," *J. Biomechanics*, Vol. 30, pp. 1123-1131.
- (6) Matsuda, M., Iwatsubo, T., Kawamura, S., Hayashi, S., Kurosaka, M., Yoshiya, S. and Tsumura, N., 1999, "Simulation of 3-D Motion of the Knee Joint in Total Knee Arthroplasty," *Proceedings of the Asia-Pacific Vibration Conference*, Vol. 2, pp. 718-723.