

MVC 상태에서의 무릎관절 모멘트 추정을 위한 모델 개발

남윤수¹, 이우은²

¹강원대학교 공과대학 기계·메카트로닉스공학부

²강원대학교 대학원 메카트로닉스공학과

Development of a Model for the Estimation of Knee Joint Moment at MVC

Yoonsu Nam¹, Woo Eun Lee²

¹School of mechanical and mechatronics engineering, College of engineering, Kangwon National Univ.

²Department of mechatronics engineering, Graduate school, Kangwon National University

(Received January 28, 2008. Accepted April 16, 2008)

Abstract

This paper introduces a method of estimating the knee joint moment developed during MVC. By combining the Hill-type muscle model and analytic results on moment arm and musculotendon length change as a function of hip and knee joint angle, the knee joint moment at a specific knee joint angle during MVC is determined. Many differences between the estimated results and the experimental data are noted. It is believed that these differences originate from inaccurate information on the muscle-tendon parameters. The establishment of exact values for the subject's muscle parameters is almost impossible task. However, sensitivity analysis shows that the tendon slack length is the most critical parameter when applying the Hill-type muscle model. The effect of a change of this parameter on the muscle length force relationship is analyzed in detail.

Key words : Hill muscle model, tendon slack length, knee joint moment, sensitivity analysis

1. 서론

인체의 운동 메커니즘은 오래 전부터 많은 사람들의 연구의 대상이었다. 인체 해부학, 특히 근육 운동에 대한 다이나믹 모델과 함께 3차원 영상신호 처리기술을 바탕으로 한 동작 분석 소프트웨어가 개발되면서, 이에 대한 연구 성과는 최근 수십 년 동안 많은 진전을 이루어 내었다. 인체 운동 메커니즘에 대한 연구는 정형외과 의사, 재활치료에 연관된 의사, 치료사, 그리고 엔지니어, 또한 운동 전문 코치에서 휴머노이드 로봇공학 연구자에 이르기까지 매우 다양한 분야에 영향을 미치고 있다. 특히 최근에 들어서 관심이 확대되고 있는 외골격 로봇(exoskeletal robot) 분야는 인체 운동 메커니즘에 대한 연구 결과가 매우 중요하게 응용되는 연구 분야이다[1-3]. 이 장치의 주요 작동 메커니즘은 인체의 운동 의도를 추정하고, 이를 바탕으로 외골격에 부착된 힘 증폭장치를 사용하여 적절한 관절 모멘트를 제공하는 것이다.

인체의 운동 의도를 파악할 수 있는 가장 현실적인 방법은 모터 뉴런(motor neuron) 내부에서 형성되는 생화학적인 반응의 결과로 나타나는 기전효과를 측정하는 근전도(EMG) 신호를 이용하는 것이다[4-5]. 측정된 EMG 신호에 대하여 필요한 신호 처리 조작을 하면, 해당 근육에 대한 힘 생성 요구 정도를 나타내는 정보를 추출할 수 있다. 이 정보와 함께, 관절 운동에 따른 건을 포함한 각 근육의 길이 변화, 그리고 모멘트 팔 길이 변화에 대한 정보가 주어 진다면, Hill의 근육 모델을 활용하여 각 관절에서 형성되는 관절 모멘트를 예측할 수 있다. 그러나, 특정 운동에 대하여 근육의 길이 변화나 모멘트 팔 길이 변화를 정확히 안다는 것은 불가능한 일이다. 단지, 사체 실험이나 MR(magnetic resonance) 이미지 분석 등에 기초하여, 관절 회전에 따른 이들의 값 변화를 측정 또는 추정 한 연구 사례들이 보고되어 왔지만, 그 결과도 특정 개인이나 그룹을 대상으로 하여 얻은 것이다[6-10]. 한편, 신뢰성 있는 관절 모멘트 예측을 위하여, Hill의 근육 모델을 구성하는 각 파라미터 값들도 분석 대상 피 실험자의 신체적 특성과 정확하게 일치되도록 선정되어야 하지만, 이것 또한 불가능한 일이다. S. L. Delp는 1990

Corresponding Author : 이우은
(200-701)강원도 춘천시 효자2동 192-1 강원대학교
Tel : +82-33-253-0840 / Fax : +82-33-257-4190
E-mail : leewoo@kangwon.ac.kr

년 이전까지 보고된 모든 자료를 참조하고, 젊은 사체를 기준으로 하여, 하지(lower limb) 운동에 관여하는 총 43개 근육들에 대한 근육-건 파라미터 값들을 정의하였다[11]. 이 데이터를 바탕으로 근골격계 운동해석 프로그램인 SIMM (software for interactive musculoskeletal modeling)이 개발되었고, L. L. Menegaldo는 이 프로그램을 사용하여, 각 관절 회전 각도의 함수로 근육 길이와 관절 모멘트 팔 길이의 변화량을 표현하는 식을 제안하였다[10].

본 논문에서는 무릎 관절의 신전 그리고 굴곡운동에 관여하는 모든 근육들이 최대 수의근 수축(MVC, maximum voluntary contraction) 상태에 있다는 가정 하에, 위의 연구 결과를 바탕으로 무릎 관절에 형성되는 관절 모멘트를 예측하는 절차를 제시하였다. 또한, 인체 실험을 통하여 획득된 데이터와 제안된 방법으로 추정된 무릎 관절 모멘트를 비교 분석하였다. 또한, 민감도 해석을 통해 근육 모델을 구성하는 파라미터들 중에서 건의 슬랙길이가 근력을 결정하는 가장 민감하고 중요한 파라미터임을 확인하고, 이 값의 변화가 근력 특성 변화에 어떤 영향을 미치는가에 대한 해석을 수행하였다.

II. 관절 모멘트 추정을 위한 모델

그림 1은 인체 보행 운동에 대한 개략적인 모델이다. 중추 신경계에서 모터 뉴런(motor neuron)을 거쳐 각 근육으로 전달되는 근육 명령신호에 의하여, 하지 관절들에 회전 모멘트가 형성되어 적절한 보행운동이 실현된다. 그러나, 특정 관절에 대한 각 근육의 기여는 서로 중복되어(redundant) 있으며, 그 기여 정도나 관계도 유전적이나 질병상태에 따라서 큰 편차가 있으며, 정상인이라 하더라도

개인마다 다양하다. 한편, 위 운동 메커니즘에 있어서 가장 기본적인 요소는 각 근육이 생성하는 힘이지만, 이를 직접적으로 측정할 수 있는 장치는 없다. 모터 뉴런 내부에서 형성되는 생화학적 반응의 결과로 나타나는 기전효과를 계측하는 근전도(EMG) 신호가 이 힘을 추정할 수 있는 거의 유일한 정보라 할 수 있다. 계측된 EMG 신호에 대하여 적절한 신호처리 과정을 거치면, 해당 근육에 대한 힘 생성 요구 정도를 나타내는 근육활성화 지수(muscle activation), $a(t)$ 를 구할 수 있다. 각 관절의 운동 상태와 근육활성화 지수가 알려지면, 아래에서 설명될 Hill 근육 모델에 의하여 해당 근육에 대한 근력을 결정할 수 있다. 여기에 각 근육 별로 모멘트 팔 길이(moment arm)를 고려하면, 그림 1에 도시된 바와 같이 특정 관절에 대한 모멘트를 구할 수 있다.

A. Hill 근육 모델

운동 신경(motor nerve)을 통해 전달되는 흥분충동(impulse)에 의한 근 섬유(muscle fiber) 수축(contraction) 운동으로 각 근육은 힘을 생성하게 된다. 일반적으로 한 개의 운동 신경은 다수(수개~수천개)의 근 섬유의 운동을 실무율(all or none law)의 법칙으로 통제하게 되는데, 이와 같은 근육 운동의 최소단위를 근육운동 단위(motor unit)라고 부른다. 또한, 수많은 근육운동 단위가 결합되어 한 개의 근육을 형성하게 되는데, 본 논문에서는 최대 수의근 수축 조건에서는 모든 근육운동 단위가 100%($a(t) = 1$) 활성화된다고 가정하였다. 하나의 근 섬유는 다수의 근원섬유(myofibril)로 구성되어 있고, 또한 각 근원섬유는 2.8 μm 의 중립 길이를 갖는 수많은 근절(sarcomere)의 집합으로 이루어져 있다. 각 근절은 굵은 근세사(thick filament)인 미오신(myosin)과 이동이 가

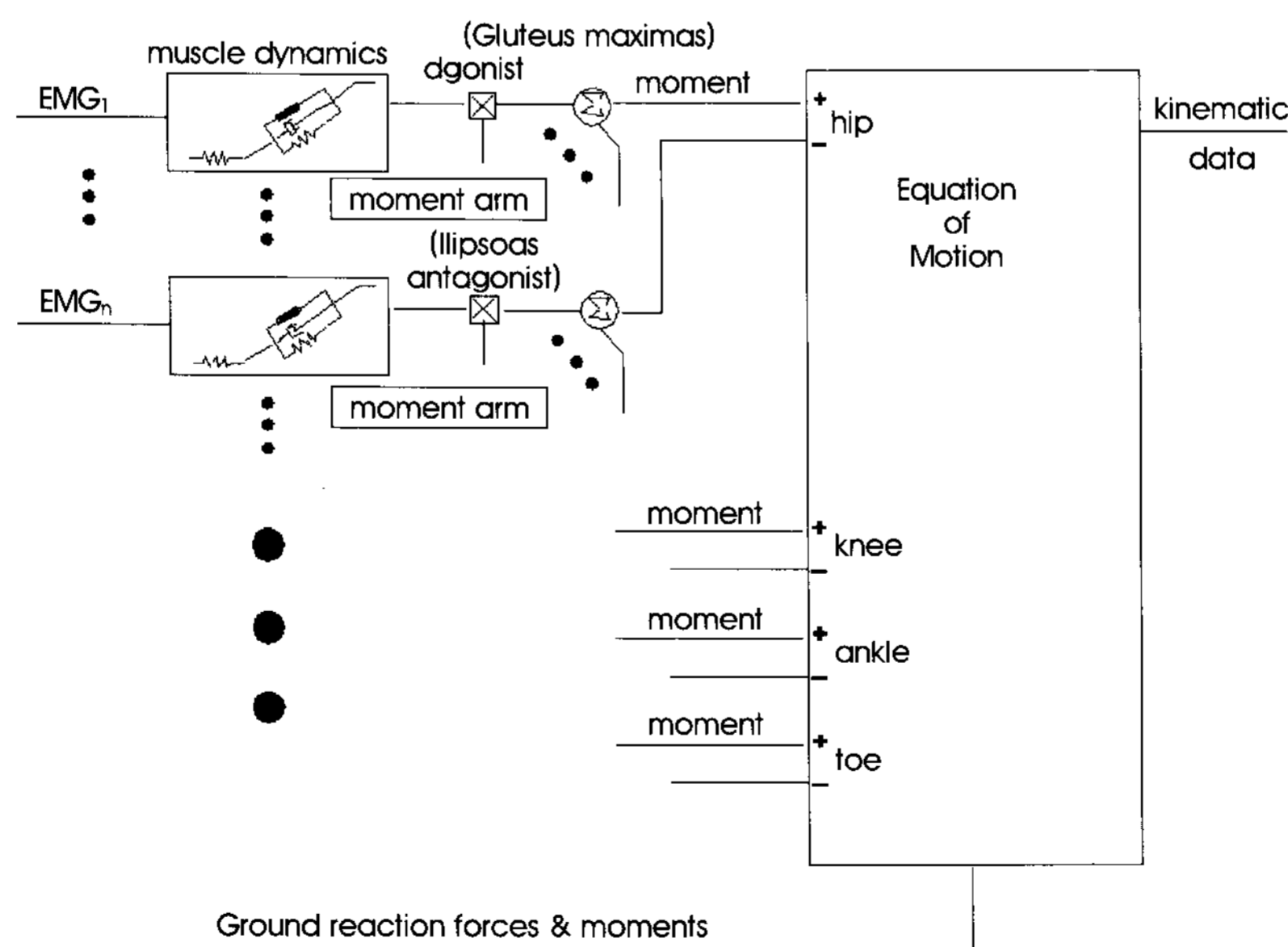


그림 1. 인체 보행운동 해석을 위한 개략적 모델
 Fig. 1. A schematic model for the analysis of the gait motion

능한 활주세사(sliding thin filament)인 액틴(actin)으로 구성되는데, 미오신에 연결된 연결교(cross bridge)가 생화학적인 반응에 의해 액틴을 잡아당기면서 근절이 수축 운동을 하게 된다. 흥분충동에 의해 각 근절마다 유사한 수축 운동을 하게 되고, 이들이 모두 합쳐져서 근육 단위의 수축 운동을 한다. 근절이 중립 길이로부터 너무 많이 수축되거나 신장되면, 연결교와 액틴간의 결합이 파괴되므로 근육은 더 이상 힘을 생성할 수 없게 된다[4].

Hill의 근육 모델이 그림 2에 도시되어 있다[5]. 이 그림에서 수축요소(contractile element)는 흥분충동에 의한 근력 발생 메커니즘을 모델화한 요소이다. 앞서 설명된 연결교와 액틴간의 결합 조건이 최적상태인 최적 근 섬유길이(optimal fiber length), l_o^m 상태에서 최대 등척 근력(maximum muscle isometric force), F_o^m 를 생성하며, 근육의 길이가 수축되거나 신장되면 앞서 설명된 이유로 근력이 약화된다. 그림 3은 근육 활성화 지수, $a(t)$ 에 따른 근력을 근 섬유길이의 함수로 도시한 그림이다. 여기서, 근 섬유 길이와 근력은 최적 근 섬유 길이와 최대 등척 근력으로 무차원화된 $\tilde{l}_m (= l_m / l_o^m)$, 그리고 $\tilde{f}_a (= F_a / F_o^m)$ 로 표현되었다. 한편, 근 섬유가 인장되면 비선형 스프링처럼 작동하는데, 그림 3에서 점을 포함한 선이 이 특성을 나타낸다. 이와 같은 수동적 근력(passive muscle force) 특성은 식 (1)의 지수함수를 사용하여 표현가능 하다[5].

$$\tilde{f}_p = \frac{F_p}{F_o^m} = \frac{e^{10(\tilde{l}_m - 1)}}{e^5} \quad (1)$$

전형적인 근육은 관절을 넘어서 건(tendon)을 통하여 두 개의 서로 다른 골에 부착되어 이 둘 2개의 골에 각각 동일한 힘을 전달한다. 대부분의 근육은 그림 2에서 보듯이 우모각(pennation angle) ϕ , 만큼 기울어져 반대 쪽 건에 연결된다. 근육의 길이가 변화되면, 우모각도 이에 따라 변화되며, 이에 대한 간단한 기하학적 관계를 고려하면 쉽게 식 (2)를 유도할 수 있다[5].

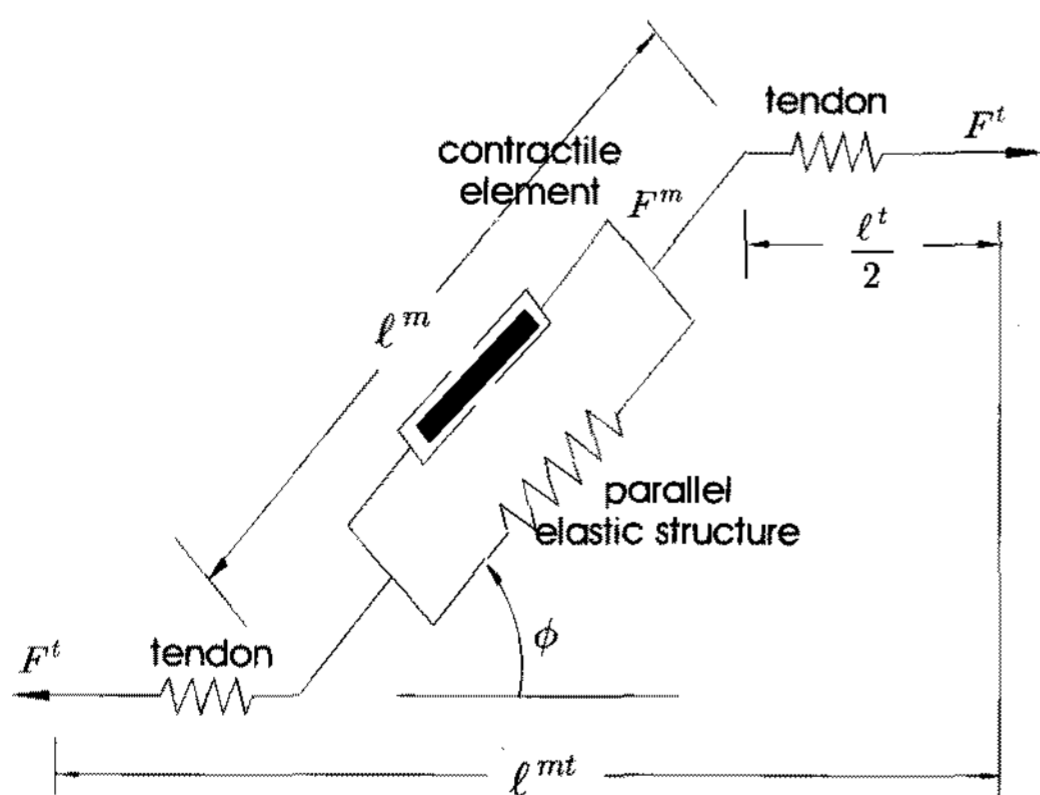


그림 2. Hill의 근육 모델
Fig. 2. Hill type muscle model

$$\phi = \sin^{-1} \left(\frac{l_o^m \sin \phi_0}{l^m} \right) = \sin^{-1} \left(\frac{\sin \phi_0}{\tilde{l}_m} \right) \quad (2)$$

여기서, ϕ_0 는 근육 길이가 l_o^m 일 때의 우모각이다. 건은 연결되어 있는 근육보다 기계적 강도가 훨씬 크기 때문에, 근력에 의해 파손되지 않으면서 작은 단면적으로도 골에서 기시(origin), 그리고 정지(insertion)할 수 있다. 건도 수동적 근력 특성처럼 건의 길이가 건 슬랙길이(tendon slack length), l_s^t 보다 클 경우에만 근력을 골에 전달할 수 있으며, 그 관계는 다음 식으로 주어진다[5].

$$\tilde{F}^t = \frac{F^t}{F_o^m} = \begin{cases} 1480.3\epsilon^2 & 0 < \epsilon < 0.0127 \\ 37.5\epsilon - 0.2375 & \epsilon \geq 0.0127 \end{cases} \quad (3)$$

여기서, ϵ 는 건의 변형률(strain)을 나타내며, 다음 식으로 정의된다.

$$\epsilon = \frac{l^t - l_s^t}{l_s^t} \quad (4)$$

지금까지의 결과를 모두 종합하면, 건을 통하여 골에 작용하는 힘, $F^t(t)$ 을 유도할 수 있다.

$$\begin{aligned} \tilde{F}^t &= \frac{F^t}{F_o^m} = \begin{cases} 1480.3\epsilon^2 & 0 < \epsilon < 0.0127 \\ 37.5\epsilon - 0.2375 & \epsilon \geq 0.0127 \end{cases} \\ &= \{f_a(a, \tilde{l}_m) f(v) + f_p(\tilde{l}_m)\} \cos \phi \\ \epsilon &= \frac{l^t - l_s^t}{l_s^t} = \frac{l^{mt}(\theta) - l_o^m \tilde{l}_m \cos \phi - l_s^t}{l_s^t} \end{aligned} \quad (5)$$

식 (5)의 우변에서 $f(v)$ 는 근육 운동속도, v 에 연관된 근력 변

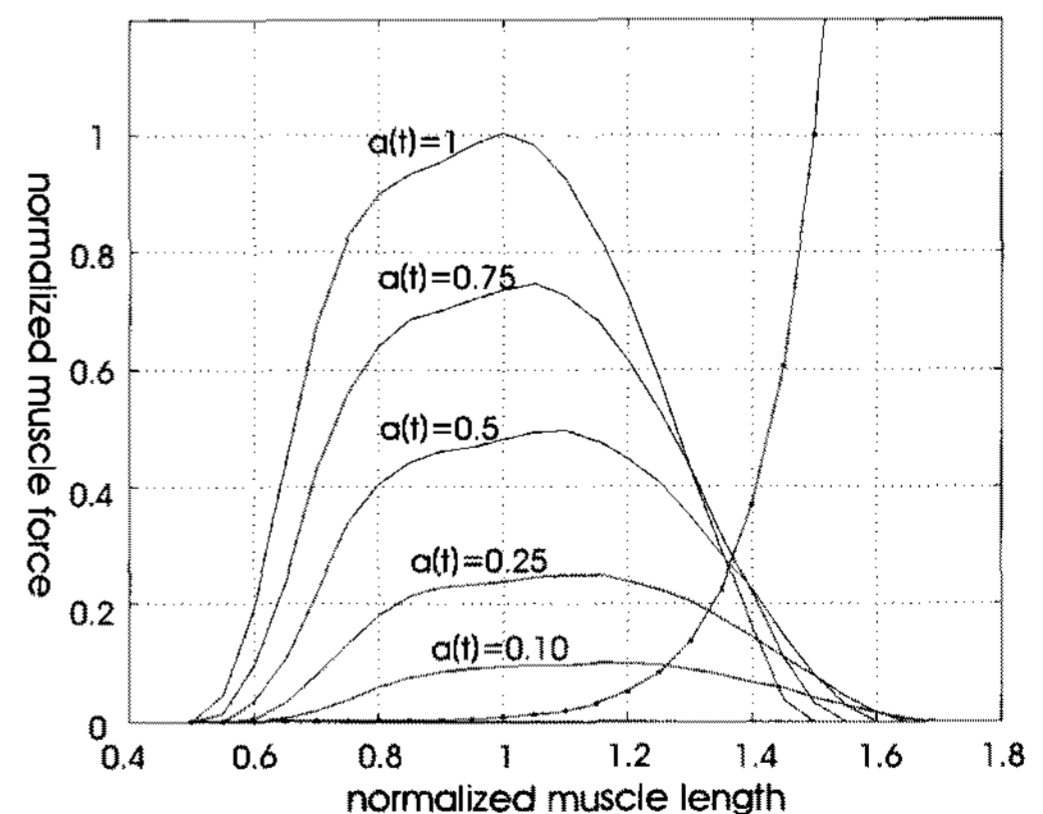


그림 3. 무차원화되어 표현된 근 섬유 길이와 근력간의 관계
Fig. 3. Normalized muscle length and force relation

표 1. 무릎 관절 주요 근육에 대한 근육-건 파라미터

Table 1. Muscle-tendon parameters for 10 major muscles related with the knee joint actuation

muscle	$F_O^m (N)$	$l_O^m (cm)$	$\phi_O (deg)$	$l_s^t (cm)$	l_s^t / l_o^m	joints involved
VM (vastus medialis)	1295	8.9	5	12.6	1.4	knee
VI (vastus intermedius)	1235	8.7	3	13.6	1.6	knee
VL (vastus lateralis)	1870	8.4	5	15.7	1.9	knee
RF (rectus femoris)	780	8.4	5	34.6	4.0	knee, hip
SM (semimembranosus)	1030	8.0	15	35.9	4.5	knee, hip
ST (semitendinosus)	330	20.1	5	26.2	1.3	knee, hip
BFL (biceps femoris long)	720	10.9	0	34.1	3.1	knee, hip
BFS (biceps femoris short)	400	17.3	23	10.0	0.6	knee
GCM (medial gastrocnemius)	1115	4.5	17	40.8	9.0	knee, ankle
GCL (lateral gastrocnemius)	490	6.4	8	38.5	6.0	knee, ankle

화효과를 표현하는 인자인데, 본 논문에서는 등척(isometric) 수의근 최대 수축(MVC) 운동 상태에 한정하여 논의하므로, $a(t)$ 값과 함께 이 값도 1이 된다. 또한, 위 식에서 θ 는 해당 관절의 회전 각을 나타낸다. 따라서 관절 운동에 대한 건-근육 길이 변화에 대한 정보, 즉 $l^{mt}(\theta)$ 가 알려져 있다면, 식 (5)는 \tilde{l}_m 만의 함수가 되기 때문에 건을 통하여 골에 작용하는 힘, $F^t(t)$ 을 수치 해석적으로 결정할 수 있다. 표 1에 무릎 관절 운동에 관여하는 주요 10개 근육에 대한 모델 파라미터들을 정리하였다. 이 데이터는 1990년 이전까지 보고된 모든 자료를 참조하여, 젊은 사체를 기준으로 S. L. Delp에 의하여 작성되었다[11].

B. 관절운동에 따른 근육길이 변화 모델

무릎 관절의 회전은 관여된 근육-건의 길이, $l^{mt}(\theta)$ 변화를 수반한다. 또한, 무릎 관절이 고정되어 있다 하더라도 SM, ST, BFL 과 RF 등과 같이 2개 관절에 걸쳐있는 근육(bi-articulate muscle) 들은(표 1) 고 관절 회전에 의하여도 근육-건의 길이가 변화된다. 각 근육에 대한 모멘트 팔 길이도 관절 회전에 따라 그 값이 변화되

는데, 특정 운동에 대하여 이들의 변화를 정확히 안다는 것은 불가능하다. 사체를 해부하여 관절의 회전 각도를 조절하면서, 각 근육에 대한 길이 변화를 실험적으로 측정한 여러 사례들이 보고되어 왔지만[6-8], 본 논문에서는 2004년 L. L. Menegaldo 등에 의한 연구 결과를 사용하기로 한다[10]. 이들은 S. L. Delp 등이 개발한 하지 운동에 대한 3차원 근골격계 운동해석 소프트웨어인 SIMM (software for interactive musculoskeletal modeling)을 바탕으로, 하지 운동에 관여하는 모든 근육에 대한 근육-건 길이, 그리고 모멘트 팔 길이 변화를 각 관절 회전 각도의 함수로 표현하였다. RF 근육을 예로 하면, 이 근육은 고 관절 그리고 무릎 관절 운동에 관여하므로, 이 근육의 근육-건 길이 $l^{mt}(\theta)$ 는 미터(meter)의 단위로 다음과 같이 표현된다.

$$\begin{aligned}
 l^{mt}(\theta_k, \theta_h) = & 4.0883 \times 10^{-1} + 3.3832 \times 10^{-4} \theta_k \\
 & + 1.7649 \times 10^{-6} \theta_k^2 - 2.3524 \times 10^{-8} \theta_k^3 \\
 & - 6.5657 \times 10^{-4} \theta_h - 4.9235 \times 10^{-6} \theta_h^2 \\
 & + 4.1737 \times 10^{-8} \theta_h^3
 \end{aligned} \tag{6}$$

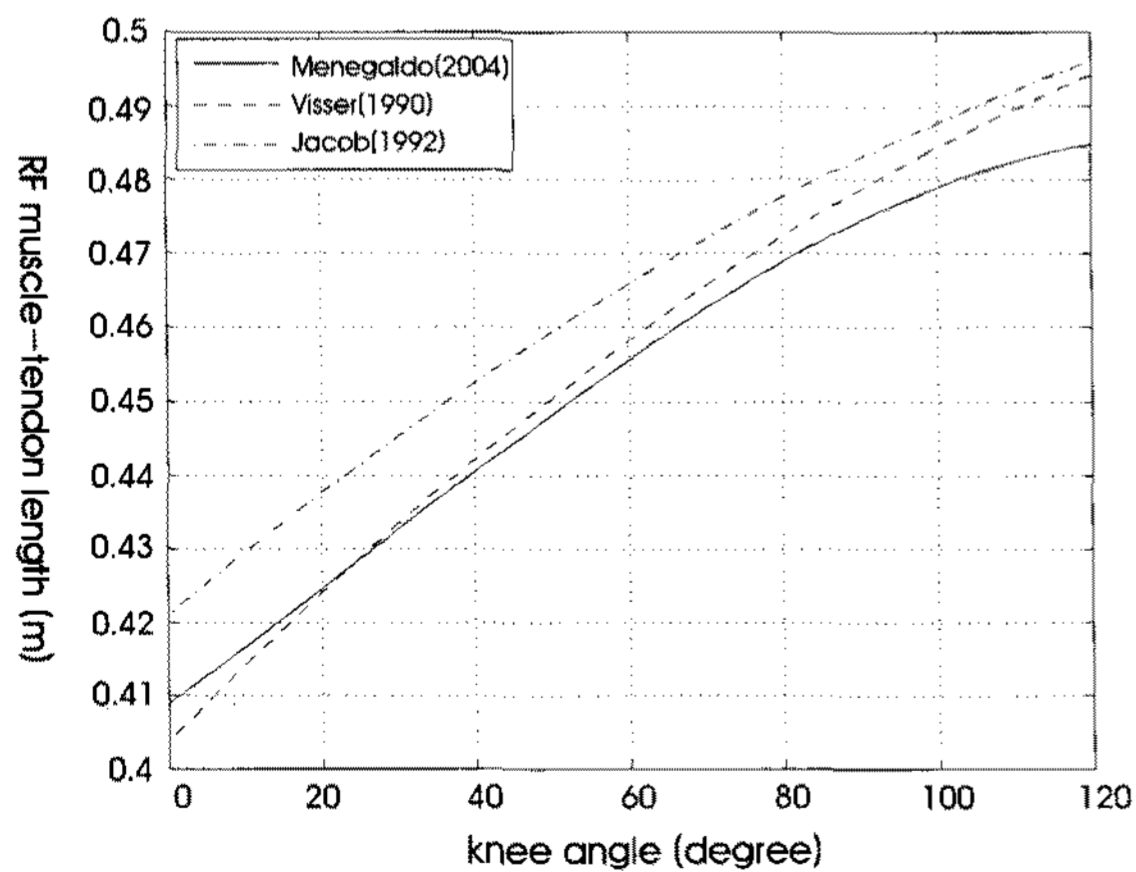


그림 4. 무릎관절 회전각도에 따른 근육-건 길이 변화
Fig. 4. Muscle-tendon length change as a function of knee joint angle

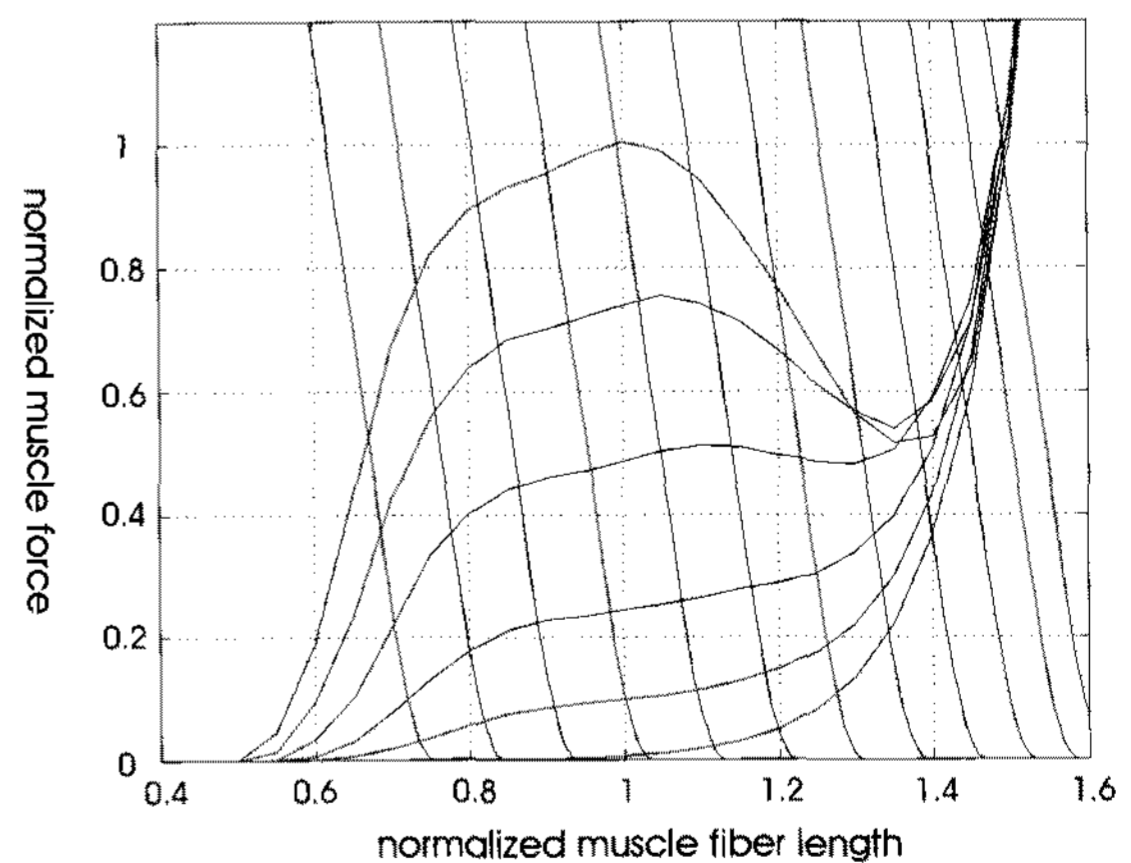


그림 5. 정적인 조건에서의 RF 근육의 근력 결정 차트
Fig. 5. A chart determining RF muscle force for a static condition

여기서, θ_h 와 θ_k 는 고 관절과 무릎 관절의 회전각(deg)이고, 90° 에 가까울수록 굴곡 상태를 나타낸다. RF 근육의 모멘트 팔 길이도 유사한 식으로 표현된다. 그림 4는 $\theta_h = 0^\circ$ 인 조건에서 무릎 관절 각도 변화에 따른 RF 근육-건 길이 변화를 그린 것으로, 실선이 식 (6)으로 표현되는 L. L. Menegaldo의 결과이고 쇄선(dashed line)은 J. J. Visser, 또한 일점 쇄선(dash-dot line)은 R. Jacob에 의한 결과이다. 무릎 각도 변화에 따른 RF 근육-건 길이 변화의 형태가 서로 거의 유사함을 볼 수 있으며, 특히 R. Jacob과 L. L. Menegaldo의 결과는 1cm 정도의 편차를 제외하고는 거의 동일하다.

C. 관절 모멘트 추정 모델

앞 절에서도 설명되었지만, 식 (5)는 근육이 골에 전달하는 힘을 표현한다. 등척성(isometric) 운동에 한정하여 생각하면, $f(v) = 1$ 의 조건을 적용하면 된다. 임의의 특정 시간, t 에 대한 하지 관절의 운동 조건, 즉 각 관절의 회전각과 함께, 근육의 활성화 지수, $a(t)$ 에 대한 정보를 얻을 수 있다면, 식 (5)를 수치해석적인 방법을 적용하여 풀 수 있고, 이 순간 t 에서 근육이 생성하는 힘, $F^t(t)$ 을 결정할 수 있다. 무릎 관절 신전 근육 중에 하나인 RF를 예로 하여 설명해 보자. 식 (5)의 우변은 $a(t)$ 와 \tilde{l}_m 의 값이 주어지면 결정되는데, 그림 5의 6개 곡선들이 이를 나타낸다. 위 쪽 곡선부터 차례로 $a(t)$ 값이 1.0, 0.75, 0.5, 0.25, 0.1, 그리고 0에 해당한다. $a(t)$ 와 \tilde{l}_m 의 값 변화에 따른 \tilde{F}^t 형상은 그 근육이 어떤 근육이건, 그림 5에서 주어진 형상과 거의 유사하다. 유일한 차이는 각 근육마다

다의 우모각 ϕ_o 이 서로 다르기 때문에, 즉 \tilde{l}_m 변화에 따른 $\cos \phi$ 의 값이 다르기 때문에 발생하는 것이지만, 이는 그림 5의 형상에 그렇게 큰 변화를 주지 못한다. 한편, 이 그림에서 12개의 직선은 식 (5)의 좌변 항의 값을 나타내는데, 왼쪽의 직선부터 무릎 관절 각도가 $0^\circ, 10^\circ, 20^\circ, \dots, 110^\circ$ 일 때의 힘에 각각 대응한다. 따라서, 12개 직선과 6개의 곡선과의 교점들은 주어진 $a(t)$ 값과 무릎 관절 각도에서 RF 근육이 생성하는 정적 근력(static muscle force)을 의미한다. 예를 들어, 무릎을 펴고 있을 때($\theta_k = 0^\circ$), RF 근육이 최대로(즉, $a(t) = 1$ 인 최대 수의근 수축 조건에서) 생성 가능한 힘의 크기는 대략 $0.527 F_o^m = 0.527 \times 780 = 411.06 N$ 가 됨을 알 수 있다. 그림 5의 데이터는 고 관절의 각도가 0° 인 조건에서 구해진 것이고, 만약 고 관절의 각도가 커지게 되면, 즉 허리가 굽혀지게 되면, 12개의 직선들이 점점 좌측으로 이동하게 된다. 다시 말하면, 의자에 앉아 무릎을 곧게 뻗으려면, 다리의 중력 효과로 유발되는 무릎 관절의 굴곡 모멘트를 보상할 수 있도록, 사두근(quadiceps)들을 활성화하려 할 것이다. 그러나, 사두근 중에 유일하게 2개 관절에 걸쳐 있는 근육인 RF는 허리가 굽혀져 있기 때문에 그 근육 길이가 수축되어 있는 상태이다($\tilde{l}_m < 0.5$). 따라서, RF 근육의 활성화 여부에 무관하게, 이 근육은 어떤 힘도 생성하지 못하며, 결국 무릎 관절 모멘트에 어떤 기여도 하지 못한다.

각 근육에 EMG 전극을 설치한 후, 측정된 EMG 신호에 대하여 적절한 신호처리와 조작을 하면, 근육 운동활성화 지수 $a(t)$ 를 구할 수 있다. 또한, 여러 센서를 활용하여 하지 운동에 관여하는 관절들에 대한 회전각 정보를 실시간으로 계측할 수 있다면, 임의의

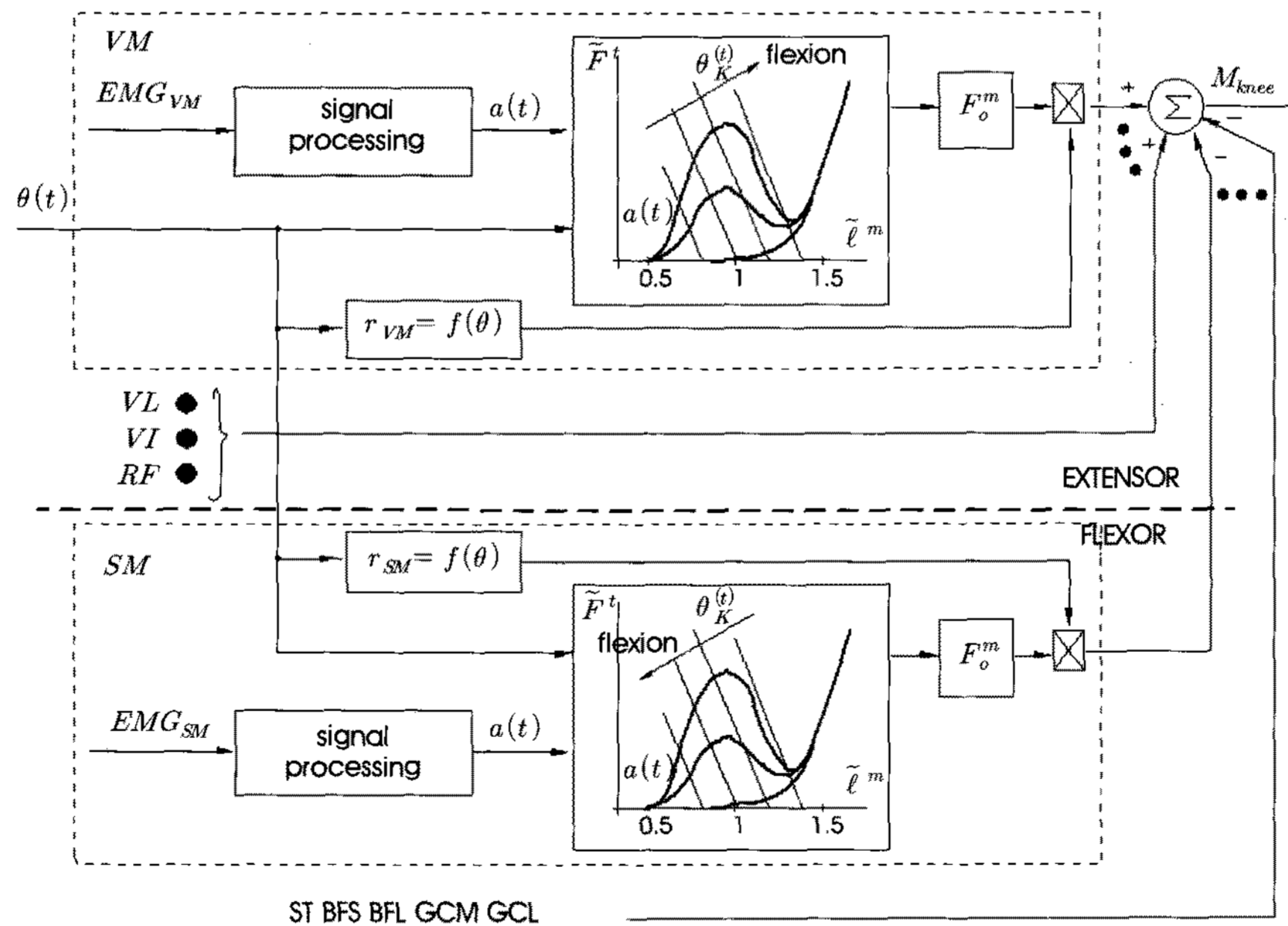


그림 6. 무릎 관절 모멘트 추정을 위한 모델의 개략도
 Fig. 6. Schematics of estimating a knee joint moment

순간, t 에서 특정 근육이 생성하는 하는 힘, $F^t(t)$ 를 위에서 설명한 방법을 적용하여 구할 수 있다. 한편, 각 관절 운동에 따라 함께 변하는 모멘트 팔 길이의 값도 이미 알고 있으므로, 이 근육에 의한 무릎 관절 모멘트를 구할 수 있다. 그림 6은 무릎 관절 운동에 관여하는 모든 근육들에 대하여, 위와 같은 과정을 반복 적용하여, 궁극적인 무릎 관절 모멘트, $M_{knee}(t)$ 를 구하는 방법을 개략적으로 설명한 그림이다. 이 그림에서 $\theta(t)$ 는 하지 관절, 즉 고 관절, 무릎 관절, 그리고 족 관절의 회전각 정보를 뜻한다.

III. MVC 상태에서의 무릎 관절 모멘트

위에서 개발된 무릎 관절모멘트 추정 모델을 검증하려면, 실제 인체를 대상으로 최대 수의근 수축 상태에서 측정된 무릎 관절 모멘트에 대한 실험 데이터가 필요하다. 여기서는 2007년 D. E. Anderson 등이 발표한 인체 하지의 관절 모멘트 측정 데이터 중에서 필요한 부분만을 선택하여 본 논문의 결과와 비교하기로 한다. D. E. Anderson 등은 총 34명의 건강한 실험 참여자를 나이 그리고 성별에 따라 6개 그룹으로 분리하고, 오른쪽 하체의 3개 관절, 즉 고 관절, 무릎 관절, 그리고 족 관절에 대하여, Biodex 다이내모미터(dynamometer)를 활용하여 최대 수의근 수축 상태에서의 등척성(isometric) 그리고 등속성 수축(isokinetic contraction) 운동 데이터를 획득하였다[12]. 이 실험 데이터로부터, 등척성 수축 운동을 하는 하지의 각 관절에 대하여 다음의 경험식을 제안하였다.

$$T = C_1 \cos \{C_2(\theta - C_3)\} + B_1 e^{k_1 \theta} + B_2 e^{k_2 \theta} \quad (7)$$

위 식을 구성하는 각 계수들의 값은 각 그룹별로 얻어진 실험 데이터를 통계적으로 처리하여 구하였으며, 다음의 물리적 특성을 갖고 있다.

C_1 : 모든 근육 작용의 합으로 생성되는 최대 관절 모멘트(Nm)

$C_2 = \pi/(\theta_{max} - \theta_{min})$: 근력이 작용하는 최대, 최소 관절 회전각($\theta_{max}, \theta_{min}$)에 연관된 상수

$C_3 = \theta_0$: 최대 관절 모멘트가 형성되는 관절 회전각(rad)

B_1, B_2, k_1, k_2 : 수동적(passive) 근력 특성에 의한 관절 모멘트(Nm)를 표현하는 계수

그림 7과 8은 등척성 최대 수의근 수축 운동에서 무릎 관절 각도 변화에 따른 무릎 관절의 신전, 그리고 굴곡 모멘트를 각각 나타낸다. 각 그림에서 두 개의 실선으로 표시된 데이터는 젊은 남과 여 그룹(18세~25세)에 대한 식 (7)의 데이터, 즉 무릎 관절의 신전 그리고 굴곡 모멘트를 각각 나타낸다. 이 데이터들은 고 관절의 각도를 거의 70° 근처로 고정시킨 상태에서 얻어진 것들이며, 보다 큰 크기의 모멘트를 나타내는 실선이 젊은 남자 그룹에 대한 데이터이다. 또한, 별 모양으로 표시된 데이터는 S. L. Delp의 논문으로부터 인용한 실험 데이터로서 고 관절의 각도가 대략 45°일 때 얻어진 것이다[11]. 한편, '+'의 기호가 포함된 실선은 본 논문에서 제안한 방법을 적용하여 구한 무릎 관절 모멘트를 나타낸다. D. E. Anderson의 실험 결과와 비교 하기 위하여, 고 관절의 각도는 70°로 고정시켰으며, 표 1의 근육-건 파라미터들을 사용하여 계산하였다. 이 그림에 나타난 바와 같이, 추정된 무릎 관절 모멘트는 인체 실험으로 얻은 데이터와는 많은 편차를 보이고 있다. 또한, 실험 데이터들끼리 서로 간에 그 특성이 서로 다를 수 있는데, 이러한 차이는 피 실험군의 신체적 특성이 서로 동일하지 않다는 사실을 고려하면 이해될 수 있다. 그러나, 실험 데이터에서 무릎 관절 모멘트가 최대가 되는 무릎 각도는 신전의 경우 대략 60°~70°사이, 또한 굴곡의 경우는 대략 30°~40° 근처로 거의 유사한 자세에서 무릎 관절 모멘트가 최고 값에 도달하고 있는 것을 볼 수 있다. 표 1을 근거로 하여 본 논문에서 제안한 방법으로 추정된 무릎 관절 모멘트는 무릎 신전의 경우 대략 40°, 그리고 굴곡의 경우 70°

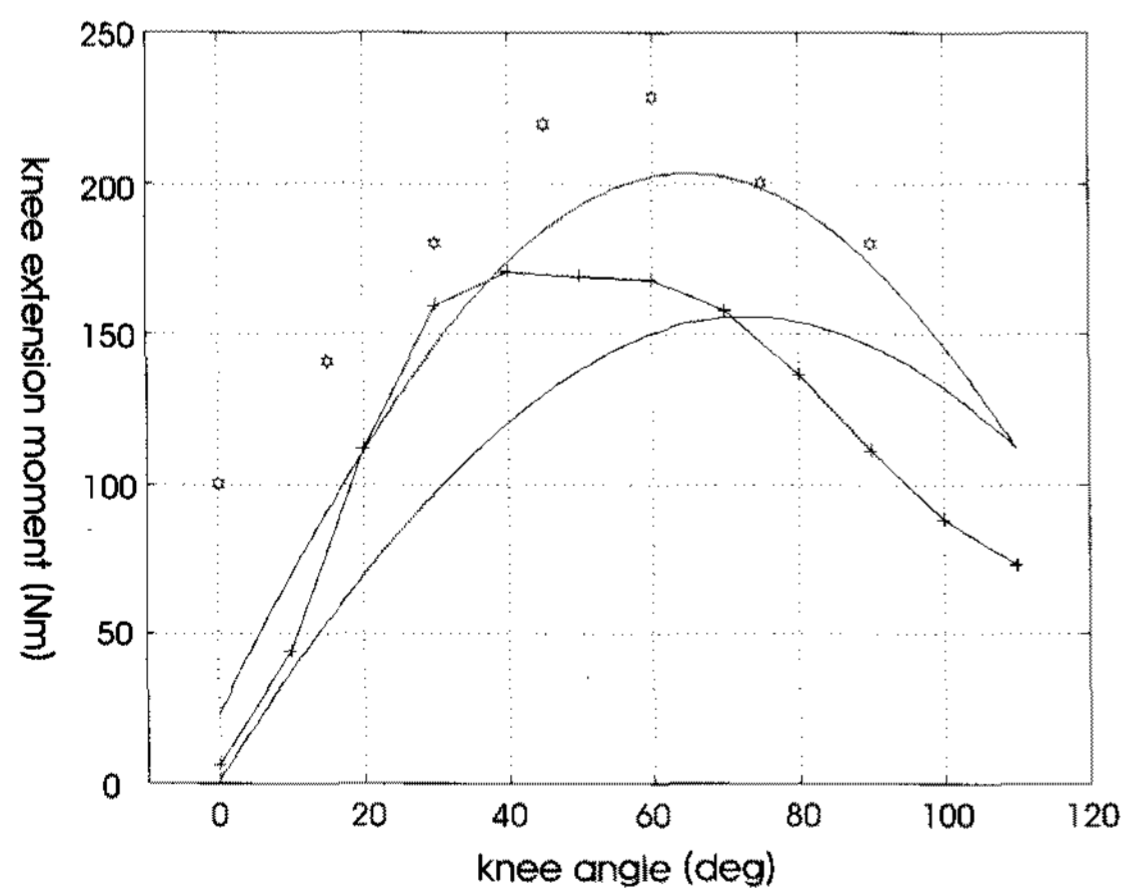


그림 7. MVC 상태에서 무릎 각도 변화에 따른 무릎 관절 신전 모멘트
Fig. 7. MVC knee extension moment as a function of knee joint angle

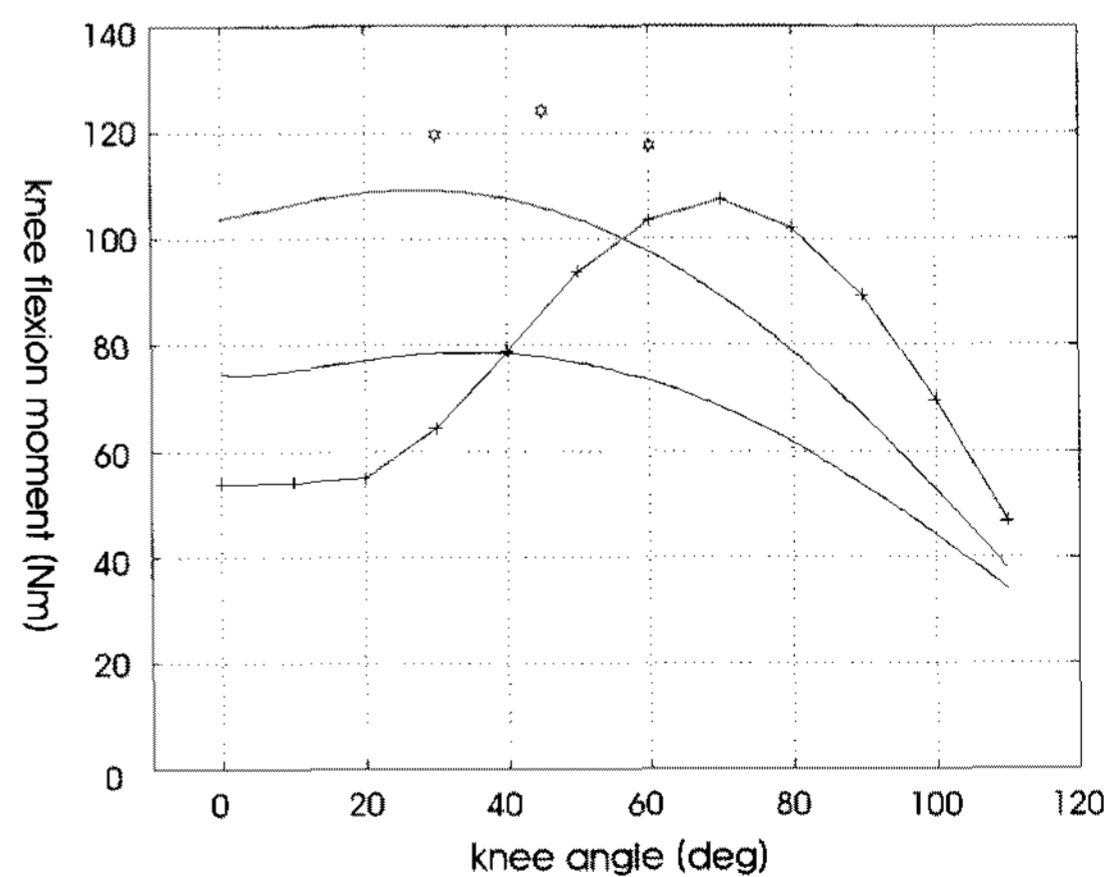


그림 8. MVC 상태에서 무릎 각도 변화에 따른 무릎 관절 굴곡 모멘트
Fig. 8. MVC knee flexion moment as a function of knee joint angle

의 자세에서 최대가 되는 형상으로, 다른 실험 데이터들과는 아주 다른 특성을 나타내고 있다.

S. L. Delp가 제안한 근육-건 파라미터들은 180cm 키의 젊은 성인 남자 기준으로 생성된 것이다. 한편, D. E. Anderson의 실험 결과에서 인용된 젊은 남녀 그룹의 평균 키와 체중은, 남자가 174.8cm와 72.8kg, 그리고 여자가 160.6cm와 62.1kg 이다. Fig. 7과 Fig. 8에 정리된 각 그룹간의 무릎 관절 모멘트 변화의 추이와 그 크기가 서로 다른 이유는 각 그룹간의 신체적 특성이 서로 다르기 때문에 발생된 것이라 추정된다. 특히 S. L. Delp의 근육-건 파라미터들에 의존하여 추정된 무릎 관절 모멘트의 변화 추이는 다른 인체 실험 데이터들과 큰 편차를 보이는데, 이것은 S. L. Delp가 제안한 근육-건 파라미터들의 값들의 정확성에 대한 의문을 제기한다. 따라서, 다음 절에서는 Hill 근육 모델에서 어느 파라미터들이 근력을 결정하는 주된 역할을 하는지 살펴보고, 이 파라미터 값들을 변화시키게 되면 해당 근육의 근력 특성이 어떻게 변화되는지 살펴보기로 한다. 이러한 해석 결과는 개인간의 신체적 편차를 반영할 수 있는 각 근육에 관한 건-근육 파라미터들의 설정에 이론적 기반을 제시한다.

IV. 토 의

앞서도 설명되었지만, 표 1의 근육-건 파라미터들은 1990년 이전까지 보고된 모든 자료를 포함하여 젊은 사체를 기준으로 S. L. Delp가 제안한 값들이다. 개인이 갖는 신체적 특성이 서로 다를 때, 이 값들을 모든 사람에게 동일하게 적용하여 인체 운동에 관한 해석을 수행하는 것은 논리적으로 타당하지 않다. 따라서, 표 1의 값에 의거하여 추정된 최대 수의근 수축 상태에서의 무릎 관절 모멘트의 특성이 인체 실험으로 얻어진 데이터와는 큰 차이가 있을 수 있다는 것은 쉽게 이해될 수 있다. 신뢰성 있는 인체 운동 해석을 하려면, 대상 인체에 대한 정확한 근육-건 파라미터들을 아는 것이 필수적인데, 이것은 거의 불가능하다. 이제 각 근육이 생성하는 힘을 결정하는 식 (5)와 그림 6의 관절 모멘트 추정 모델을 다시 생각해 보자. 등척성 최대수익근 수축 운동 상태에서 식 (5)의 우변은 단지 \tilde{l}_m 과 ϕ_0 의 함수이므로, 개인별 신체적 특성과는 거의 무관하게 결정된다. 반면, 신체적 편차가 반영되는 곳은 식 (5)의 좌변이다.

등척성 최대 수익근 수축 운동 상태에서 건 변형률(ϵ)과 건의 무차원 장력(\tilde{F}^t)과의 관계가 선형영역에 있다고 가정하면, 식 (5)의 좌변은 다음 식으로 정리된다.

$$\tilde{F}^t = 37.5 \frac{l^{mt}(\theta) - l_o^m \tilde{l}_m \cos \phi - l_s^t}{l_s^t} - 0.2375 \quad (8)$$

위 식에서 ϕ 는 식 (2)로부터 결정되므로, 무차원 장력(\tilde{F}^t)에 영향을 미치는 근육-건 파라미터는 ϕ_0 , l_o^m 그리고 l_s^t 이다. 이들 3

개 파라미터중에 어느 것이 무차원 장력(\tilde{F}^t) 값에 가장 민감한 영향을 주는가에 대한 답을 얻기 위해, 아래와 같은 민감도 해석 (sensitivity analysis)을 수행해 보자. 즉,

$$\begin{aligned} S_{\phi_0}^{\tilde{F}^t} &= \frac{\Delta \tilde{F}^t / \tilde{F}^t}{\Delta \phi_0 / \phi_0} = \frac{\phi_0}{\tilde{F}^t} \frac{\partial \tilde{F}^t}{\partial \phi_0} \\ &= \frac{37.5}{\tilde{F}^t l_s^t} l_o^m \tilde{l}_m \cos \phi_0 \left(\frac{\phi_0 \sin \phi}{\sqrt{l_m^2 - (\sin^2 \phi_0)}} \right) \\ S_{l_o^m}^{\tilde{F}^t} &= \frac{\Delta \tilde{F}^t / \tilde{F}^t}{\Delta l_o^m / l_o^m} = \frac{l_o^m}{\tilde{F}^t} \frac{\partial \tilde{F}^t}{\partial l_o^m} = \frac{-37.5}{\tilde{F}^t l_s^t} l_o^m \tilde{l}_m \cos \phi \quad (9) \\ S_{l_s^t}^{\tilde{F}^t} &= \frac{\Delta \tilde{F}^t / \tilde{F}^t}{\Delta l_s^t / l_s^t} = \frac{l_s^t}{\tilde{F}^t} \frac{\partial \tilde{F}^t}{\partial l_s^t} \\ &= \frac{37.5}{\tilde{F}^t l_s^t} l_o^m \tilde{l}_m \cos \phi \left(1 - \frac{l^{mt}(\theta)}{l_o^m \tilde{l}_m \cos \phi} \right) \end{aligned}$$

표 1에서 정리된 대부분의 근육에 대하여 $\phi \leq \phi_0 < 23^\circ \cong 0.401 \text{ rad}$ 이고, $l_s^t > 1.3l_o^m$ 인 관계가 성립하므로, $l^{mt} \cong l_o^m \tilde{l}_m \cos \phi + l_s^t > 2.3(l_o^m \tilde{l}_m \cos \phi)$ 의 식을 유도할 수 있다. 따라서, 특정 근육이 골에 전달하는 힘 (\tilde{F}^t)에 대하여, 가장 중요하고 민감한 파라미터는 건의 슬랙길이, l_s^t 이다.

이제 l_s^t 의 값 변화가 그림 5와 같은 $\tilde{l}_m - \tilde{F}^t$ 선도에 어떤 영향을 미치는지 살펴 보자. 이를 위하여 식 (8)을 아래와 같이 고쳐 쓴다.

$$\tilde{F}^t = \left(\frac{-37.5 l_o^m \cos \phi}{l_s^t} \right) \tilde{l}_m + 37.5 \frac{l^{mt}(\theta) - l_s^t}{l_s^t} - 0.2375 \quad (10)$$

위 식은 그림 5와 같은 $\tilde{l}_m - \tilde{F}^t$ 선도에서 직선으로 나타나는 데, 이 직선의 기울기와 $\tilde{l}_m -$ 축 절편 값은 아래와 같다.

$$\text{기울기} = \frac{-37.5 l_o^m \cos \phi}{l_s^t} \quad (11)$$

$$\begin{aligned} \tilde{l}_m - \text{축 절편 값} &= \frac{l_s^t}{37.5 l_o^m \cos \phi} \left(37.5 \frac{l^{mt}(\theta) - l_s^t}{l_s^t} - 0.2375 \right) \\ &\cong \frac{l^{mt}(\theta) - l_s^t}{l_o^m \cos \phi} \quad (12) \end{aligned}$$

$\tilde{l}_m - \tilde{F}^t$ 선도에서 직선의 기울기와 $\tilde{l}_m -$ 축 절편의 위치는 특정 근육의 힘 산출에 매우 중요한 요소이다. 2004년 L. L. Menegaldo 등에 의한 연구 결과를 분석하면, 고 관절이 곧게 펴진

상태에서 $0^\circ \sim 120^\circ$ 범위의 무릎 관절 운동에 대하여, 사두근 그룹 근육들의 길이 변화(Δl^{mt})는 대략 7cm, SM, ST, BFL, 그리고 BFS 근육의 길이 변화는 8~10cm, GCM과 GCL 근육 길이 변화는 3cm 정도가 된다. 식 (12)를 참조할 때, $0^\circ \sim 120^\circ$ 의 무릎 관절 운동에 대하여 \tilde{l}_m -축 절편의 범위는 $\Delta l^{mt} / (l_o \cos \phi)$ 임을 쉽게 유도할 수 있다. 표 1을 기준으로 $\Delta l^{mt} / (l_o^m \cos \phi)$ 의 값을 계산해 보면, ST와 BFS의 2개 근육에 대하여 이 값은 대략 0.5 정도이고, 나머지 근육들은 1 근처의 값을 갖고 있음을 확인할 수 있다. 한편, ST 그리고 BFS의 2개 근육에 대한 l_s^t / l_o^m 값은 타 근육에 비해 상대적으로 작다는 것을 표 1에서 알 수 있다. 따라서, ST와 BFS 근육에 대한 $\tilde{l}_m - \tilde{F}^t$ 관계는 그림 9-(A)에 도시된 바와 같이, $0^\circ \sim 120^\circ$ 범위의 무릎 관절 운동을 고려할 때, 직선들의 기울기는 가파르고, 서로 조밀하게 밀집되어 표현된다. 한편, 무릎 운동에 관여하는 나머지 근육들에 대한 l_s^t / l_o^m 그리고 $\Delta l^{mt} / (l_o \cos \phi)$ 의 값들이 ST와 BFS 근육에 비하여 상대적으로 크기 때문에, $\tilde{l}_m - \tilde{F}^t$ 관계는 그림 9-(B)의 형상이 된다. 즉, 직선의 기울기는 보다 완만하며, 직선들 사이의 간격이 보다 산재되어 표현된다.

이제 건의 슬랙 길이, l_s^t 를 변화시키면, 각 근육의 $\tilde{l}_m - \tilde{F}^t$ 관계가 어떻게 변화되는지 살펴 보자. 식 (11)과 (12)에서 알 수 있듯이, l_s^t 의 값을 크게 하면 $\tilde{l}_m - \tilde{F}^t$ 선도에서 식 (10)에 대응하는 직선의 기울기는 감소하고, \tilde{l}_m -축 절편 값은 감소하게 되어, 직

선은 \tilde{l}_m -축에서 왼 쪽으로 이동된다. 그 결과, 해당 근육에 대한 $\tilde{l}_m - \tilde{F}^t$ 특성이 변화되는데, 그림 9-(C)에 도시된 바와 같다. 여기서, 굵은 실선으로 표시된 \tilde{l}_m 과 \tilde{F}^t 의 변화 영역은 건의 슬랙 길이가 변화되기 전 상태에 대하여, $0^\circ \sim 120^\circ$ 의 무릎 관절 운동 범위에 상응하는 특정 근육의 근육 길이 근력 변화 영역을 나타내는 것이다. 또한, 굵은 점선으로 표시된 \tilde{l}_m 과 \tilde{F}^t 의 변화 영역은 l_s^t 의 값을 크게 변화시킨 상태에 대한 근육 길이 근력 변화 영역을 나타내는 것이다. 한편, l_s^t 의 값이 작아지면, 그 결과는 그림 9-(D)와 같이 나타나며, 그림 9-(C)의 결과와 반대로 나타난다.

건의 슬랙 길이, l_s^t 를 변화시키면, 해당 근육의 $\tilde{l}_m - \tilde{F}^t$ 특성을 크게 변화시킬 수 있다는 것을 알았다. 또한, 특정 근육이 생성할 수 있는 힘은 표 1에서 F_o^m 를 적절히 수정하여 조절할 수 있다. 다시 말하면, 건의 슬랙 길이 (l_s^t)변화는 관절 운동범위 내에서 관절 모멘트의 형상 변화에 큰 영향을 미치며, 최대 등척 근력(F_o^m)의 변화는 관절 모멘트의 크기변화에 직접적인 연관이 있다. 위의 두 가지 사실에 근거하여, 다음과 같은 정성적인 추론을 주장할 수 있다. 신체적 특성의 차이로 각 개인은 개인마다 고유한 근골격계 (musculoskeletal system)를 갖게 되는데, 이들을 정확하게 결정한다는 것은 거의 불가능하다. 그러나, S. L. Delp에 의한 표 1의 근육-건 파라미터를 활용하면서, 건의 슬랙 길이, l_s^t 와 최대 등척 근력, F_o^m 을 적절히 변화시키면, 개인마다 고유한 근골격계에 대한 특성을 표현할 수 있으리라 예상된다.

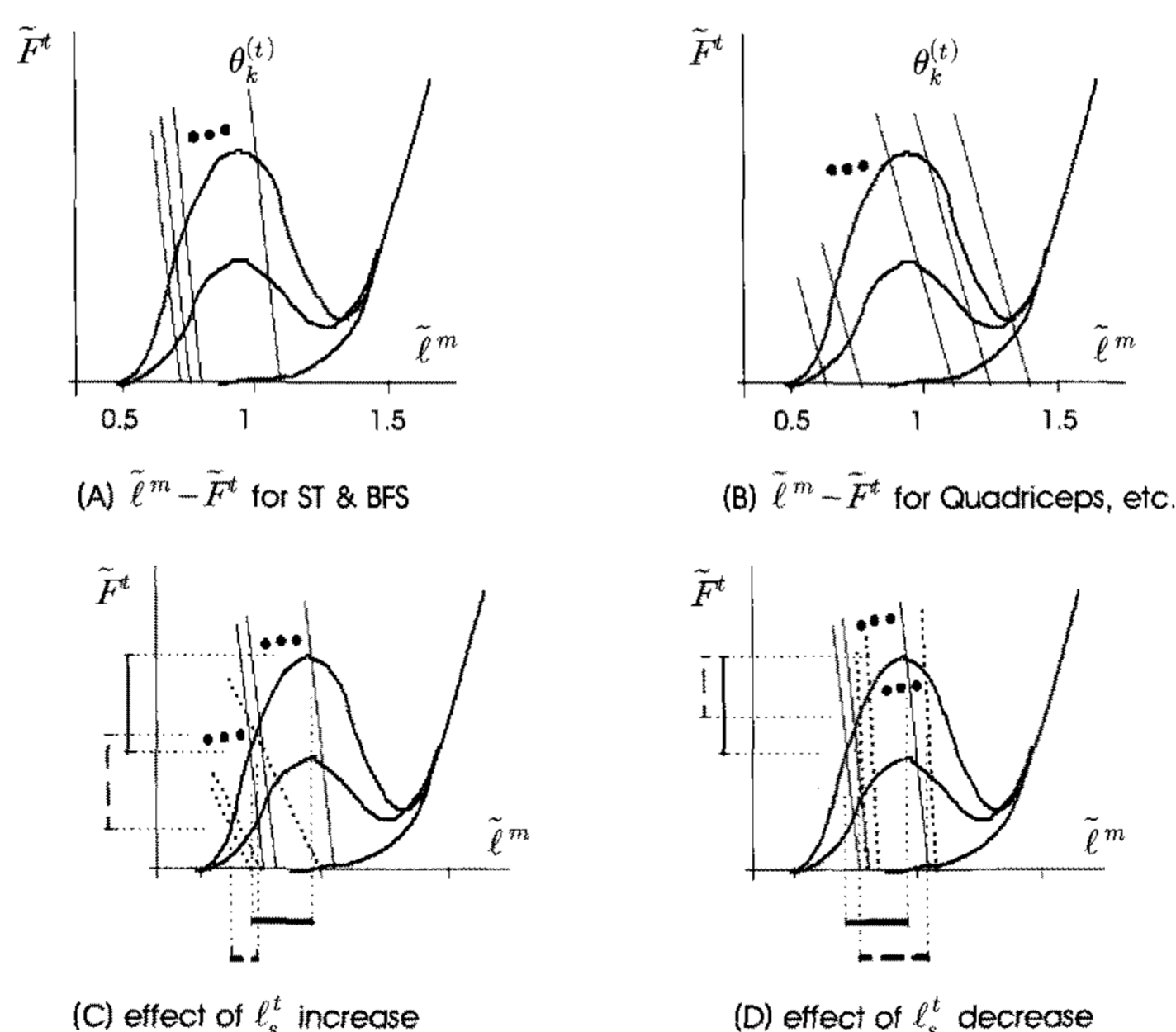


그림 9. 무릎 운동 관여 근육들에 대한 근육길이 건의 장력 관계와 건의 슬랙길이 변화에 따른 위 관계의 변화 효과
 Fig. 9. Muscle length tendon force relation for various knee muscles and the effect of tendon slack length change on this relation

V. 결론

인체 근골격계에 대한 수학적 모델의 정립, 그리고 이를 구성하는 골격의 물리적 크기 및 각 근육의 형상이나 물성치에 대한 정확한 정보는 인체 운동 메커니즘에 대한 이해나 분석에 있어 가장 근본적이며 필수적인 요소이다. 본 논문은 S. L. Delp의 근육-건 파라미터에 기초하여, Hill 근육모델을 활용하면서, 최대 수의근 수축상태의 하지 운동에 있어서 무릎 관절에 형성되는 관절 모멘트를 예측하는 절차를 제시하였다. 인체 실험으로 계측된 데이터와 비교할 때, 추정된 무릎 관절 모멘트는 그 형상이나 데이터의 크기에 있어 큰 편차가 있었다. S. L. Delp의 근육-건 파라미터들은 1990년 이전까지 보고된 모든 자료를 포함하여 젊은 사체를 기준으로 만들어진 데이터이다. 따라서, 신체적 특성이 서로 다른 개인에 대하여 이 자료를 일률적으로 적용하여 해석한 결과는 신뢰성에 근본적인 결함을 갖게 된다. 근육-건 파라미터들 중에서 건의 슬랙길이가 근력을 결정하는 가장 민감하고 중요한 파라미터라는 사실로부터, 이 값의 변화가 근력 특성 변화에 어떤 영향을 미치는가에 대한 해석을 수행하였다.

참고문헌

- [1] C. Fleischer, G. Hommel, "Torque Control of an exoskeletal knee with EMG signals," *Proceedings of the Joint Conf. on Robotics: ISR 2006 and Robotik 2006*, 2006.
- [2] S. Lee, and Y. Sankai, "Power assist control for walking aid with HAL-3 based on EMG and Impedance adjustment around knee joint," *Proc. of the 2002 IEEE/RSJ Intl. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, pp. 1499-1504, 2002
- [3] M. Bernhardt, M. Frey, G. Colombo, R. Riener, "Hybrid force-position control yields cooperative behaviour of the rehabilitation robot LOKOMAT," *Proc. of the 2005 IEEE 9th International Conf. on Rehabilitation Robotics*, pp. 536-539, 2005.
- [4] D. A. Winter, *Biomechanics and motor control of human movement*, 3-rd Ed., John Wiley & Sons, 2005
- [5] T. S. Buchanan, D. G. Lloyd, K. Manal, T. F. Besier, "Neuromusculoskeletal modeling: estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command," *Journal of applied biomechanics*, Vol. 20, pp. 367-395, 2004
- [6] R. Jacob, G. J. van I. Schenau, "Control of external force in leg extensions in humans," *Journal of Physiology*, Vol. 457, pp. 611-626, 1992
- [7] W. Buford, F. M. Ivey, J. D. Malone, R. M. Patterson, G. L. Peare, D. K. Nguyen, A. A. Stewart, "Muscle balance at the knee moment arms for the normal; knee and the ACL-minus knee," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol. 5, No. 4, pp. 367-379, 1997
- [8] J. J. Visser, J. E. Hoogkamer, M. F. Bobbert, P. A. Huijing, "Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles," *European Journal of Applied Physiology*, Vol. 61, pp. 453-460, 1990
- [9] S. S. Blemker, S. L. Delp, "Rectus femoris and vastus intermedius fiber excursions predicted by three-dimensional muscle models," *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, pp. 1383-1391, 2006
- [10] L. L. Menegaldo, A. de T. Fleury, H. I. Weber, "Moment arms and musculotendon lengths estimation for a three-dimensional lower limb model," *Journal of Biomechanics*, Vol. 37, pp. 1447-1453, 2004
- [11] S. L. Delp, *Surgery simulation: A computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb*, Ph.D. dissertation, Stanford University, 1990
- [12] D. E. Anderson, M. L. Madigan, M. A. Nussbaum, "Maximum voluntary joint torque as a function of joint angle and angular velocity: model development and application to the lower limb," *Journal of Biomechanics*,