

기능적 전기자극을 위한 근골격계 모델 개발

- 무릎관절에서의 근골격계 모델 특성치의 비침습적 추정 -

업 광 문

건국대학교 의과대학 의용생체공학부

(2001년 2월 14일 접수, 2001년 5월 12일 채택)

Development of a Musculoskeletal Model for Functional Electrical Stimulation

- Noninvasive Estimation of Musculoskeletal Model Parameters at Knee Joint -

G.M. Eom

Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Konkuk University

(Received February 14, 2001. Accepted May 12, 2001)

요약 : FES에서 사용될 환자 개개인의 자극패턴을 자동생성하기 위해서, 모델의 특성치를 비침습적으로 추정할 수 있고 환자개개인의 특성이 고려된 근골격계 모델을 개발하였다. 근건계를 관절 회전력 발생기로 모델화하고, 대상 관절에 작용하는 모든 근/건의 수동적인 기계요소를 골격계에 포함하여 모델화하였다. 이로 인해, 실험에서 측정된 관절 회전력 및 관절각도의 궤적을 이용하여 모델특성치 추정이 가능하게 되었다. 개발된 근골격계 모델을 외측광근(vastus lateralis muscle)과 무릎관절로 구성되는 근골격계에 적용하였다. 모델의 특성치는 근섬유모집, 수동적 골격계, 정적 근건계, 동적 근건계로 그룹화한 뒤, 순차적으로 추정하였다. 모델특성치 추정의 각 단계에서의 오차(Normalized RMS Error: NRMSE)는 8% 이하로서, 양호한 추정이 이루어졌다. 정련파, 삼각파, 톱니파의 세 가지 자극패턴에 대하여, 추정된 모델 특성치를 이용한 시뮬레이션 결과는 실험결과와 잘 일치하여 오차는 17%이하였다. 이러한 결과로부터, 본 모델에서 제안된 근골격계 모델과 모델 특성치 추정법은 유효한 것으로 사료된다.

Abstract : A patient-specific musculoskeletal model, whose parameters can be identified noninvasively, was developed for the automatic generation of patient-specific stimulation pattern in FES. The musculotendon system was modeled as a torque-generator and all the passive systems of the musculotendon working at the same joint were included in the skeletal model. Through this, it became possible that the whole model to be identified by using the experimental joint torque or the joint angle trajectories. The model parameters were grouped as recruitment of muscle fibers, passive skeletal system, static and dynamic musculotendon systems, which were identified later in sequence. The parameters in each group were successfully estimated and the maximum normalized RMS errors in all the estimation process was 8%. The model predictions with estimated parameter values were in a good agreement with the experimental results for the sinusoidal, triangular and sawlike stimulation, where the normalized RMS error was less than 17%. Above results show that the suggested musculoskeletal model and its parameter estimation method is reliable.

Key words : 기능적 전기자극(FES), 근골격계 모델 (musculoskeletal model), 비침습적 (non-invasive), 무릎관절(Knee joint), 환자특화 (patient-specific), 모델 특성치 추정 (model parameter estimation)

서 론

교통 사고나 뇌졸중 등에 의해 마비된 사지나 기관에, 전기적인 자극을 가하여 상실한 기능을 재건하는 방법을 기능적 전기자극 (Functional Electrical Stimulation: FES)이라고 한다[1]. FES의 역사는 1960년대 초에 Liberson등이 편마비(hemiplegic)환자의 족하수(足下垂, foot-drop)을 방지하기 위

해 마비측 다리에 전기자극을 가한 것[2]으로 시작되었다. 이후 기립과 보행 등을 대상으로 자극의 단순한 on/off에 의한 개루프(open-loop)제어[3-4] 및 폐루프(closed-loop)제어[5]가 시도되었으나, 이 방법들로는 근본적으로 정교한 제어가 불가능하다는 문제가 있었다. 근래에 들어, 원하는 동작을 정상적인 피험자(normal subject)가 시행하여 그 운동에 관한 각 근육의 근전도를 계속한 후, 이에 기초하여 자극강도의 시간패턴(이하 표준자극패턴)을 작성하는 방법, 즉 EMG방법이 시도되어, 주로 상지의 미세한 제어에서 많은 성과를 거두었다[6-7]. 그러나, 이 방법에서는 동작시의 근전도를 계속할 때에 다수의 침습적인 경피적(percutaneous) 전극을 삽입해야 하며, 원하는 동작에 대해 각각 근전도를 계속해야 하므로, 피험자의 신체적인 부담이 크다는 문제가 있다. 또한, 근전도에 기초하여 작성한 표준자극패턴을 개개인의 환자에 맞추어 조절할 때에도 시행착오(trial-and-error)적인 반복 자극이 필요하여 환자 및 의사의 부담이 크다는 문제가 있다.

최근에 들어, 표준적인 근골격(musculoskeletal)모델의 반복적인 시뮬레이션을 통하여 최적의 자극 데이터를 자동적으로 작성하는 것이 가능한 것으로 보고되었다[8-9]. 이러한 모델에서는 정상인에게서 추출한 근육 및 골격의 특성치[10-12]를 사용하는 것이 일반적이나, 환자의 근육은 정상인에 비해 쇠약해져 있는 경우가 대부분이며 골격계의 특성도 정상인과는 상이하므로, 이러한 정상인의 모델 특성치를 이용하여 작성된 자극패턴은 환자를 위한 것이 되지 못하고 결국 EMG방법에서의 표준자극패턴에 해당한다. 표준자극패턴을 환자에게 적용할 때는 앞서의 EMG방법에서와 같이 시행착오를 통한 자극패턴의 조정이 필요하므로, 이를 최소화하기 위해서는 환자 개개인의 모델 특성치를 사용하는 것이 바람직하다. 그러나, 기존의 모델에 있어서 개개인의 환자의 많은 근골격 모델의 특성치를 비침습적으로 추정하는 것은 매우 어려운 작업이다. 따라서, 모델 시뮬레이션을 이용하여 개개의 환자에 적합한 자극 데이터를 작성하기 위해서는, 환자개개인의 근골격 모델의 특성치를 비침습적으로 추정할 수 있는 새로운 모델과 특성치 추정법이 필요하다. 본 논문에서는, 이러한 요구에 부합하는 근골격 모델과 그 모델특성치의 추정법을 개발하였다. 하반신마비환자를 위한 기능적 전기자극은 기립과 보행으로 크게 나누어지는데, 양자에서 모두 무릎관절의 신전이 매우 중요하다. 무릎관절의 신전은 대퇴사두근(quadriceps femoris)에 의해 이루어지므로, 본 논문에서는 대퇴사두근중의 하나인 외측광근과 무릎관절로

구성되는 근골격계에, 제안된 모델과 모델 특성치 추정법을 적용하여 그 결과를 실험결과와 비교/평가하였다.

근골격계 모델

전기자극에 대한 인체의 반응, 즉 근력이나 관절각도를 출력으로 하는 근육과 골격의 모델[13-15]에서는, 전기자극에 의해 근육이 수축력 혹은 장력(tension)을 발생하고, 이 장력이 건(tendon)에 의해 관절회전력의 형태로 골격계에 전달되어 운동이 이루어지는 것이 일반적이다. 이러한 모델에서는 장력이 회전력으로 변환되는 과정에서, 관절을 중심으로 한 근장력의 모멘트 팔(moment arm)이 필요하다. 모멘트 팔은 관절과 근육의 기하학적 위(geometry)에 의해 결정되므로 관절의 각도에 따라 그 길이가 변화한다. 기존의 모델에서는 근건(musculotendon)이 기시(origin), 부착(insertion) 및 경유점(via-point)에 직선으로 연결되어 있는 가정에 기초하여 모멘트 팔을 계산하는 방법이 사용되어 왔으나, 이러한 방법에서는 대상관절에서의 근육의 기시와 부착 및 경유점의 3차원 좌표를 필요로 한다. 일반적으로 기시와 부착의 3차원 좌표는 사체의 해부결과[12]를 이용한 것이 대부분이며, 비침습적인 추정 어렵다. 한편, 모멘트 팔의 비침습적인 추정에 관한 연구[16-17]가 진행되고 있으나, 대상으로 하는 모든 근육에 대해서 이러한 추정을 행하는 것은 현재로서는 비현실적이다. 또한, 근육에 발생하는 장력을 예측하기 위해서는, 근육의 최대장력 및 장력과 길이와의 관계, 장력과 속도와의 관계 등을 바탕으로 한 모델링이 필요한데, 비침습적인 실험을 통해서 계속 가능한 것은 관절에서 발생하는 관절 회전력(joint torque)이므로, 근육모델의 특성치를 추정하려면 모멘트 팔의 길이를 정확히 알고 있어야 한다는 한계에 봉착한다.

본 연구에서는, 위의 문제를 해결하기 위해서, 비침습적인 실험을 통해서 특성치 추정이 가능한 근골격 모델을 개발하였다. 근육이 장력을 발생하는 기존의 모델 대신에 근육을 관절회전력 발생기로 모델화하여 모멘트 팔의 모델이 불필요하게 하였고, 결과적으로 실험에서 측정된 관절 회전력을 이용하여 모델 특성치의 추정이 가능하도록 하였다. 골격계에 관해서는, 대상 관절에 작용하는 모든 근건의 수동적인 기계요소를 골격계에 통합하여 모델화했다. 이는 다음과 같은 이유에 근거한다. 근골격 모델의 추정을 위한 실험 시에, 하나의 근육을 자극하더라도 모든 근육의 수동요소들이 작용하므로, 측정된 관절 회

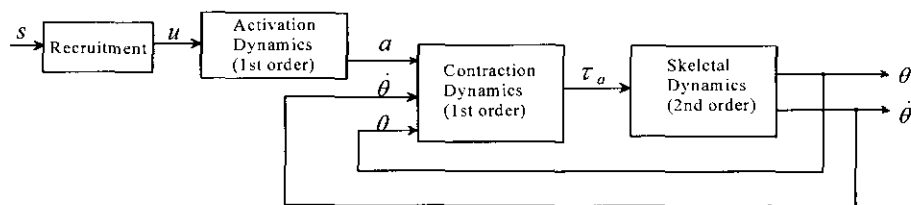


그림 1. 근골격계 전체 모델의 구조

Fig. 1. Musculo-skeletal whole model structure

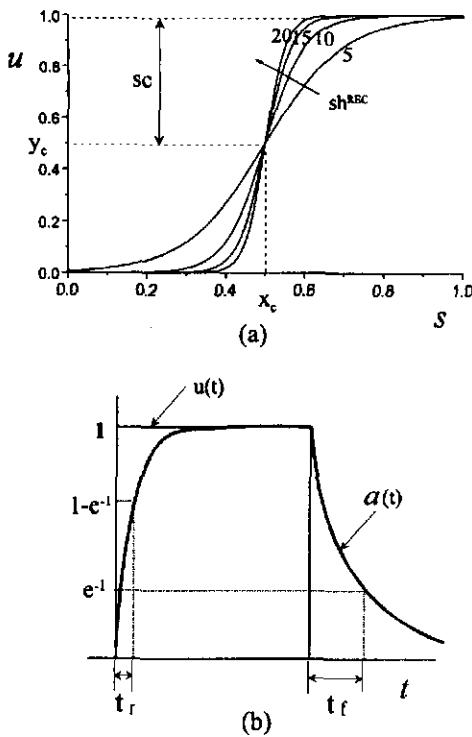


그림 2. 근섬유 모집(a)과 활성화 다이내믹스 (b)
Fig. 2. Recruitment (a) and activation dynamics (b)

전력이나 관절각도의 결과는 이러한 수동요소들의 영향을 모두 받게 된다. 따라서, 개개의 근건의 수동요소의 특성치 추정은 매우 어려운 작업이 된다. 본 연구에서는, 대상 관절에 작용하는 모든 근건과 골격계의 수동요소를 모두 골격계에 통합함으로써, 한번 골격계의 특성치를 추정해 놓으면 동일 관절에 작용하는 다른 근육의 특성치를 추정할 때 다시 이러한 수동요소를 고려할 필요가 없게 되었다.

본 연구에서 사용한 근골격계 모델의 전체구조를 그림 1에 나타낸다. 우선 모집(recruitment)부분은 근육에의 자극강도 s 와, 근섬유가 모집되는 정도인 u 와의 관계를 나타낸다. 근육활성화(activation) 다이내믹스는 자극에 의해 모집된 근섬유의 활성화(active state) a 의 시간적인 변화과정을 표현하는 블록이다. 이어 근육이 회전력을 발생하는 과정을 모델화한 수축(contraction) 다이내믹스는 활성화 a 와 관절각도 θ , 관절각속도 $\dot{\theta}$ 를 입력으로 하고 관절에 작용하는 능동적 회전력 τ_a 를 출력으로 한다. 이상의 모집, 활성화, 수축 다이내믹스는 모두 근건계의 모델에 해당한다. 골격(skeletal) 다이내믹스는 능동회전력 τ_a 에 의해 발생하는 관절각도의 변화과정을 표현한다. 각 블록에 대해서 아래에 설명한다.

1. 자극에 의한 근섬유의 모집과 근육활성화 모델

Levy et al.[18]에 의하면 자극에 의한 근섬유의 모집은 근육의 길이에 무관하며 모집과 해산(derecruitment)의 과정에서 히스테리시스(hysteresis)를 가진다. 따라서 (1)식과 같은 시그

모이드(sigmoid)를 각각 모집과 해산에 적용하여 2개의 커브로 자극강도 s 와 모집정도 u 의 관계를 표현했다. 자극강도 s 는 자극펄스의 변조방법에 따라 펄스의 진폭이나 펄스의 폭(duration), 혹은 펄스의 주파수중 하나를 의미한다. 근섬유의 모집정도를 나타내는 u 는 근육 내에서 모집(recruit)되는 근섬유들이 발생할 수 있는 회전력을 전체 근섬유의 회전력으로 나눈 값이다. 또한, sc , sh^{REC} , x_c , y_c 는 그림 2(a)에 보인 것과 같이 모집커브의 특성을 나타내는 특성치들로서, 모집과 해산에 대하여 각각 추정되어야 한다.

근육의 활성화도 a 는 모집된 근섬유 내에서의 Ca^{2+} 이온 농도와 관련되며, 근육의 수축요소가 등척성 조건에서 발생 가능한 수축력으로 표현할 수 있으며[19], 본 논문에서는 이 수축력을 최대장력으로 정규화(normalize)한 값에 해당하는 것으로 하였다. 근육활성화 다이내믹스에서, 근섬유의 활성화와 비활성화의 속도가 다른 것을 표현하기 위해 Pandy등[9]이 제안한 (2)식을 사용하였다. 여기서 $t_r = 0.02s$, $t_f = 0.2s$ 는 각각 Pandy가 제안한 활성화와 비활성화의 시정수이다. 구형파의 u 를 가했을 때 (2)식을 사용하여 시뮬레이션한 a 의 개형을 그림 2(b)에 보인다.

$$u(s) = sc \tanh [sh^{REC} (s - x_c)] + y_c \tag{1}$$

$$\frac{da}{dt} = \frac{1}{t_r} (u - a)u + \frac{1}{t_f} [u - (a - a_{min}) - (u - a)u] \tag{2}$$

2. 수축요소 모델

근건계 모델의 요소로서, 근육내부의 수축요소(contractile element; CE)와 근육과 건(tendon)의 비선형 탄성요소의 모델인 직렬요소(serial element; SE)를 그림 3에 나타낸다. 그림 3의 좌측은 근건 모델의 개형을, 우측은 근건 모델이 골격계에 부착되어 있는 형상을 개념적으로 도시한다. 근육을 회전력발생기로 모델화하기 위해서는 CE와 SE가 각도, 각속도 및 회전력의 관계로 표현되어야 한다. 근건계가 전체적으로 발생하는 회전력은 CE와 SE의 역학적 관계에 의해 결정되며, CE와 SE는 직렬로 연결되어 있으므로 τ^{CE} 와 τ^{SE} 는 서로 같다. θ^{MT} 는 근/건계 전체가 차지하는 각도로서, θ^{CE} 와 θ^{SE} 의 합과 같다.

CE가 발생하는 회전력을 최대회전력 τ_0^{CE} 로 정규화하여 $\tilde{\tau}^{CE}$ 로 표기하면, $\tilde{\tau}^{CE}$ 는 근육의 활성화도 a 와 θ^{CE} 와 $\dot{\theta}^{CE}$ 에 의존하며 식(3)과 같이 표현된다. 여기서 k_{CE} , g_{CE} 는 각각 CE가 발생하는 회전력이 CE의 각도 및 각속도에 의존하는 성질을 나타내며, 고전적인 Hill 타입 근육 모델에서의 근력-길이($f-l$), 근력-속도($f-v$)관계[20]에 해당한다. k_{CE} , g_{CE} 의 개형을 그림 4(a)에 나타낸다. 여기서, g_{CE} 는 $\frac{\tau}{\theta^{CE}}$ 의 함수로 표현되어 있는데, 이것은 g_{CE} 를 일반화하

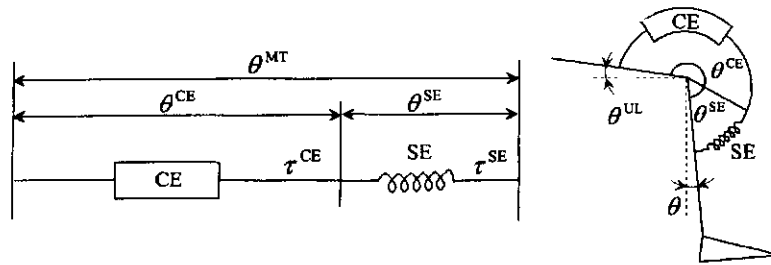


그림 3. 근건계 모델
Fig. 3. Musculotendon model

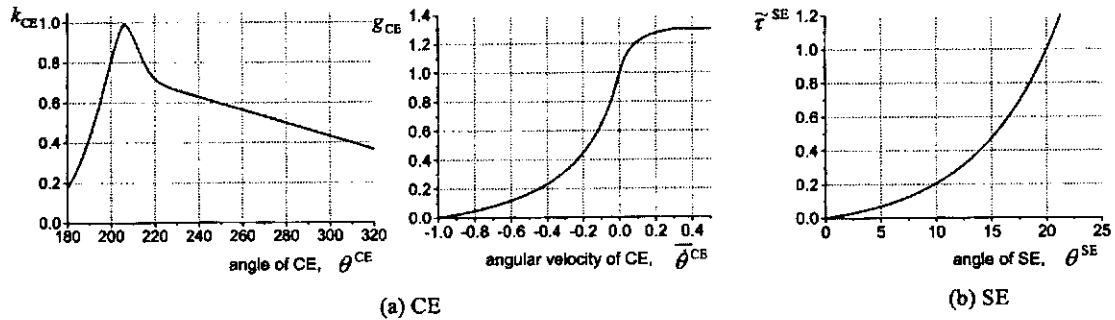


그림 4. CE와 SE의 성질
Fig. 4. Properties of CE and SE

기 위하여 $\dot{\theta}^{CE}$ 를 CE의 최대수축각속도 $\dot{\theta}^{CE}_{max}$ 로 정규화한 변수이다.

$$\tilde{\tau}^{CE}(a, \theta^{CE}, \dot{\theta}^{CE}) = \tau^{CE} / \tau_0^{CE} = a k_{CE}(\theta^{CE}) g_{CE}(\dot{\theta}^{CE}) \quad (3)$$

SE는 비선형적인 응력-변형률(stress-strain; $\sigma-\epsilon$)의 관계를 가지며[21], 이를 본 모델에서는 τ_0^{SE} 로 정규화한 SE의 회전력 $\tilde{\tau}^{SE}$ 와 SE의 각도 θ^{SE} 관계로 변환하여 식(4)로 모델화하였다. 여기서 sh^{SE} 는 회전력-각도관계곡선의 형상을 나타내는 특성치이며, θ_{max}^{SE} 는 SE가 늘어날 수 있는 최대각도를 의미한다. $\tilde{\tau}^{SE}-\theta^{SE}$ 관계의 개형을 그림 4(b)에 나타낸다.

$$\tilde{\tau}^{SE}(\theta^{SE}) = \frac{\tau^{SE}}{\tau_0^{SE}} = k_1(\exp(k_2\theta^{SE}) - 1) \quad (4)$$

$$\text{where, } k_1 = \frac{1}{\exp(sh^{SE}) - 1}, \quad k_2 = \frac{sh^{SE}}{\theta_{max}^{SE}}$$

이상, 수축요소의 특성치 추정문제는 CE에서의 τ_0^{CE} , $k_{CE}(\theta^{CE})$, $g_{CE}(\dot{\theta}^{CE})$ 와, SE에서의 sh^{SE} , θ_{max}^{SE} 를 추정하는 문제로 귀착된다.

위에서 설명한 수축요소모델로부터 수축동역학방정식(contraction dynamics)을 유도하는 과정에 대해 이하에 설명한다. 근건계에서 각속도에 의존하는 요소는 CE가 가지는 $g_{CE}(\dot{\theta}^{CE})$ 뿐이므로, 근건계가 발생하는 회전력의 다이나믹스는 결국 1차 미분방정식으로 표현된다. 그 계산과정을 그림 5에 도시한다. 수축시스템의 입력으로 제공할 수 있는 것은 근건의 각도 θ^{MT} , 각속도 $\dot{\theta}^{MT}$, 모집된 근섬유의 활성도 a 이므로 이것들로부터 근건계의 능동회전력의 미분 $\dot{\tau}_a$ 을 계산해 내야 한다. 우선, 세 가지 입력으로부터 CE의 각속도 $\dot{\theta}^{CE}$ 를 (3)식과 (4)식에서 유도한 (5)식으로부터 구하고, 이와 $\dot{\theta}^{MT}$ 와의 차로 $\dot{\theta}^{SE}$ 를 (6)식과 같이 구할 수 있다. 근건계의 CE와 SE는 직렬로 연결되어 있으므로 $\tau^{CE}, \tau^{SE}, \tau_a$ 는 모두 같은 양이다. 따라서, SE에서의 비선형 입출력관계식 (4)로부터 (7)식을 유도하여, $\dot{\theta}^{SE}$ 로부터 $\tilde{\tau}^{SE}$ 를 구할 수 있다. 결과적으로 근건계의 다이나믹스는 (8)식과 같은 1차 미분 방정식으로 정리된다. 시뮬레이션에서는 $\tilde{\tau}^{SE}$ 를 시간적분하여 $\tilde{\tau}^{SE}$ 및 τ^{SE} 를 산출하게 된다.

$$\dot{\theta}^{CE} = \dot{\theta}_{max}^{CE} g_{CE}^{-1}\left(\frac{\tilde{\tau}^{CE}}{a k_{CE}(\theta^{CE})}\right) \quad (5)$$

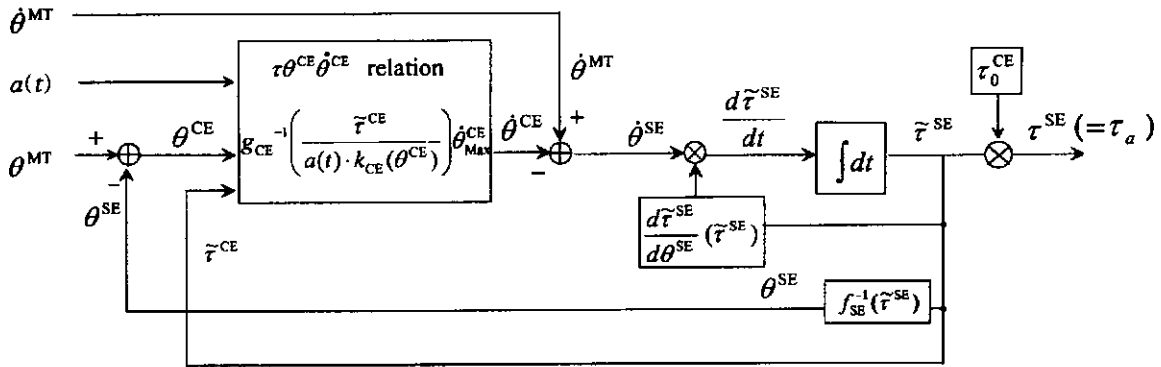


그림 5. 수축 다이내믹스의 계산과정
Fig. 5. Computation process of contraction dynamics

where, $\theta^{CE} = \theta^{MT} - \theta^{SE} = \theta^{MT} - \ln(\tilde{\tau}^{SE} / k_1 + 1) / k_2$

$$\dot{\theta}^{SE} = \dot{\theta}^{MT} - \dot{\theta}^{CE} = \dot{\theta}^{MT} - \dot{\theta}_{max}^{CE} g_{CE}^{-1} \left(\frac{\tilde{\tau}^{CE}}{a k_{CE} (\theta^{MT} - \ln(\tilde{\tau}^{SE} / k_1 + 1) / k_2)} \right) \quad (6)$$

$$\dot{\tilde{\tau}}^{SE} = d\tilde{\tau}^{SE} / d\theta^{SE} \cdot \dot{\theta}^{SE} = k_1 k_2 \exp(k_2 \theta^{SE}) = k_2 (\tilde{\tau}^{SE} + k_1) \dot{\theta}^{SE} \quad (7)$$

$$\begin{aligned} \dot{\tau}^{SE} &= \tau_0^{CE} k_2 (\tilde{\tau}^{SE} + k_1) \left[\dot{\theta}^{MT} - \dot{\theta}_{max}^{CE} g_{CE}^{-1} \left(\frac{\tilde{\tau}^{CE}}{a k_{CE} (\theta^{MT} - \ln(\tilde{\tau}^{SE} / k_1 + 1) / k_2)} \right) \right] \\ &= f(a, \theta^{MT}, \dot{\theta}^{MT}, \tilde{\tau}^{SE}) \end{aligned} \quad (8)$$

3. 골격계(skeletal) 모델

본 논문에서는 착석상태에서의 무릎관절의 운동을 적용례로 하였으므로, 이에 해당하는 골격모델은 그림 6과 같이 무릎이 상이 고정되고 하퇴(lower leg)만이 움직일 수 있는 모양이 된다. 따라서 골격계 운동방정식은 진자의 경우와 유사한 형태가 되어 (9)식과 같이 표현된다. 여기서 τ_a 는 근건계의 수축요소에 의해 발생한 능동회전력으로서 τ^{CE} 및 τ^{SE} 와 같은 값이고 τ_g 는 하퇴의 중력에 의한 회전력이다. 전술한 바와 같이 대상관절에 작용하는 모든 근건계와 골격계의 수동요소를 통합하여 골격계 모델이 표현하기로 하였는데, 이 수동요소가 발생하는 회전력 τ^P 는 선형 댐퍼의 회전력 τ_d 와 골격계의 제한과 근건계의 비선형 특성으로부터 얻어지는 비선형회전력 τ_{ROM} 으로 구성된다(그림 6). 이러한 요소로 구성되는 골격계 다이내믹스 (10)식에서 추정해야할 특성치는 $I, \tilde{D}, \tilde{G}, \tilde{k}_1, k_2$ 의 5개이다. 이 중에서, I 가 각가속도에 미치는 영향은 자극에 의한 근건계의 능동회전력 τ_a 에 의존하므로, I 는 자극이 가해지는 실험에서 추정되어야 하는 것을 알 수 있다. 자극이 없는 수동진자실험(passive pendulum test)에서는 근건계의 능동회전력 τ_a 이 영이므로, 실험에서 얻은 관절각도의 궤적으로

부터 추정 가능한 것은 $\tilde{D}, \tilde{G}, \tilde{k}_1, k_2$ 의 4개뿐이다. (10)식에서 θ^E 는 관절의 신전각도(extension angle)로서, 연직선 기준각도 θ 와 상퇴(upper leg)의 수평선 기준 각도 θ^{UL} 의 합으로 표현된다(그림 6).

$$I\ddot{\theta} = \tau_a + \tau_g + \tau_d + \tau_{ROM} \quad (9)$$

where, $I = I_0 + m r_{cp}^2, \tau_g = -mg r_{cp} \sin \theta, \tau_d = -D\dot{\theta}$ and

$$\tau_{ROM} = k_1 (e^{-k_2 \theta} - 1)$$

$$\begin{aligned} \ddot{\theta} &= \tau_a / I - G \sin \theta - D\dot{\theta} + k_1 (e^{-k_2 \theta^E} - 1) / I \\ &= \tau_a / I - \tilde{G} \sin \theta - \tilde{D}\dot{\theta} + k_1 (e^{-k_2 \theta^E} - 1) \end{aligned} \quad (10)$$

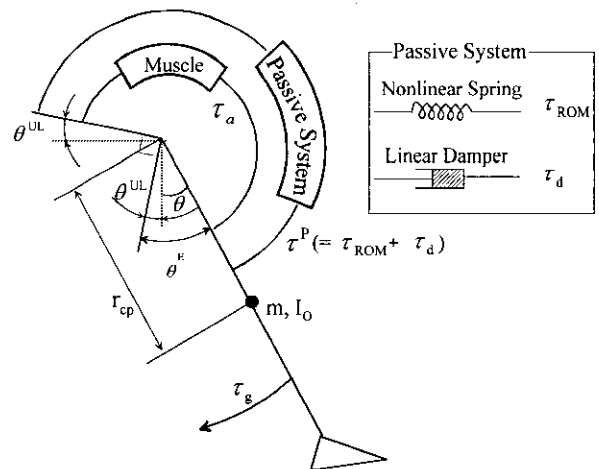


그림 6. 골격계 모델
Fig. 6. Skeletal model

where,

$$G = mg r_{cp}, \quad \theta^E = \theta + \theta^{UL}, \quad \tilde{G} = G/l, \quad \tilde{D} = D/l, \quad \tilde{k}_1 = k/l$$

모델 특성치의 추정 및 평가

앞서 제안된 모델 특성치의 체계적인 추정을 행하는데 있어서 기본적인 아이디어는, 모델 특성치를 속성별로 그룹화해서 단계적으로 추정하는데 있다. 따라서, 모델의 각 특성치의 변화에 따른 각 블록 출력의 민감도 해석을 통하여 전체모델을 다음과 같이 4개의 그룹으로 나누었다. 우선, 자극강도에 따른 근섬유 모집의 정도를 나타내는 운동단위모집과 근육활성화 모델은 이후의 수축 및 골격모델과 독립적이라고 간주하여 첫 번째 그룹으로 하였다. 골격계는 식(10)으로부터, 자극이 없는 순수한 수동진자실험(passive pendulum test)에 의해 추정 가능한 \tilde{D} , \tilde{G} , \tilde{k}_1 , k_2 의 두번째 그룹과, 자극이 가해지는 실험에서 추정되어야 하는 관성모멘트 I 로 나누었다. 다음으로, 수축요소는 주로 정적인 상태에서의 회전력에 관여하는 세번째 그룹과 주로 동작중의 출력에 관여하는 네번째 그룹으로 나누었다. CE의 회전력-각도관계, $k_{CE} - \theta^{CE}$ 및 SE모델이 전자에 해당하며, CE의 회전력-각속도관계, $g_{CE} - \dot{\theta}^{CE}$ 가 후자에 해당한다. 여기서, 네번째 그룹인 동적수축요소와 관성모멘트 I 는 모두 자극중의 운동에 관여하므로 같은 그룹으로 하였다. 결과적으로 근골격계 전체모델은 다음과 같은 4개의 그룹, 즉 운동단위모집 및 근육활성화모델, 골격계의 수동적인 시스템, 정적수축요소 모델, 동적수축요소 모델 및 관성모멘트로 구성되었다.

특성치를 추정해야 할 대상계로서 외측광근과 무릎관절로 구성되는 계를 선택하였으므로, 특성치 추정에 필요한 실험데이터를 얻기 위해서 그림 7과 같은 실험장치를 사용했다. 외측광근에 표면전극을 통하여 정전류 자극을 가했는데, 자극펄스의 폭은 0.2ms로 하고 자극전류의 크기를 PC에 의해 제어하였다. 자극에 의해 유발되는 근육수축에 의한 무릎관절의 신전력(extension force)을 발목에 부착한 양방향 힘센서(bidirectional force sensor)로 측정하여, 하지의 중력에 의한 회전력을 보정하고 관절중심에서 센서까지의 길이를 곱하여 신전회전력을 산출했다. 또한, 각도센서(goniometer)를 사용하여 관절 신전각도 θ^E 를 측정하였다. 등척성(isometric) 조건에서는 신전회전력과 신전각도를 모두 측정하였고, 자유관절조건에서는 힘센서를 제거하고 신전각도만을 측정하였다.

모델 특성치의 추정은 앞서의 그룹분류순서와 동일하게 시행하였으며, 선행단계에서 추정된 특성치는 뒤의 단계에서 그대로 사용되었다. 첫 번째 단계에서는, 자극상승과 하강에 대한 운동단위모집의 특성치를 추정하기 위해, 램프(ramp)자극에 대한 등척성 관절회전력을 측정하고, 실험결과에 (1)식을 fitting 하여 sc , sh^{REC} , x_c , y_c 를 추정하였다. 근육활성화 다이내믹

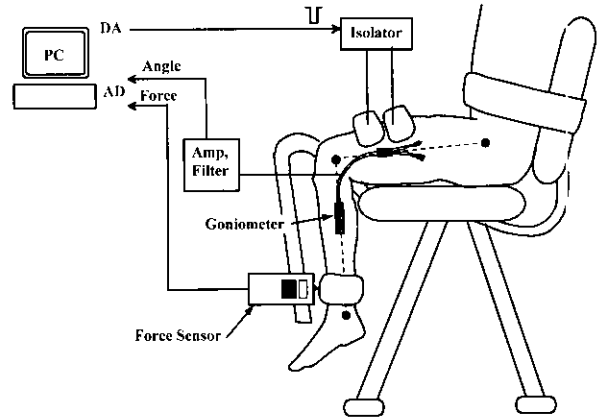


그림 7. 실험 장치
Fig. 7. Experimental setup

스에 관련된 특성치는 Pandy가 제안한 값을 그대로 사용하였다. 두 번째 단계에서는, 수동진자실험의 결과를 바탕으로 골격계의 수동적인 특성치 \tilde{D} , \tilde{G} , \tilde{k}_1 , k_2 를 추정하였다. 세 번째 단계에서는, 등척성 정상상태 조건에서의 관절회전력을 15° 간격으로 측정하여, 이 결과가 식(3)과 식(4)로 표현될 수 있도록 근건계 모델 특성치를 추정하였다. 등척성 정상상태 조건에서는 CE의 θ^{CE} 가 영이어서 g_{CE} 가 관절회전력에 기여하지 못하므로, CE의 k_{CE} 와 SE의 특성치만을 변수로 한 추정이 가능하게 된다. 마지막 단계에서는, 자유관절조건에서 자극을 가하여 관절각도를 측정하고, 동적 속성을 가지는 CE의 g_{CE} 와 골격계의 관성모멘트 I 를 조절하여, 시뮬레이션 결과가 실험결과를 잘 표현할 수 있도록 하였다.

모델 특성치의 탐색시에는 식(11)에서 정의하는 NRMSE(normalized RMS error)[22]를 최소화하는 방향으로 탐색을 행하였다. 여기서, x_i^{exp} 와 x_i^{mod} 는 각각 i 번째 시각에서의 실험치와 모델 시뮬레이션 결과(관절회전력이나 관절각도)를 의미한다. 단계 1의 특성치 탐색은 다른 모델 특성치에 비해 비교적 용이하므로 국소적 최적화(local optimization) 방법인 Levenberg-Marquardt 방법[23]을 사용하였다. 그림 8(a)에 램프상승 및 하강자극에 대한 관절회전력의 실험 데이터와 단계 1에서 탐색된 특성치로 시뮬레이션한 결과를 비교하여 나타낸다. 단계 2~4에서는, 최소화해야 할 평가함수(cost function) NRMSE가 각각의 특성치 공간에서 매우 복잡한 형상을 가지므로, 랜덤탐색(random search)을 통한 광역적 최적화[24]의 방법을 사용하였다. 그림 8(b)~(c)에서 각각의 단계에 대한 결과를 나타낸다. (b)는 수동시스템의 속성을 표현하는 수동진자실험에서의 관절각도 θ^E 의 궤적에 대해서, (c)는 정적인 속성인 근건각도 θ^{MT} 와 정규화 관절신전력 $\tilde{\tau}_2$ 의 관계에 대해서, (d)는 동적인 속성을 표현하는 자유관절조건에서의 자극에 대한 관절각도 θ^E 의 궤적에 대해서, 실험결과와

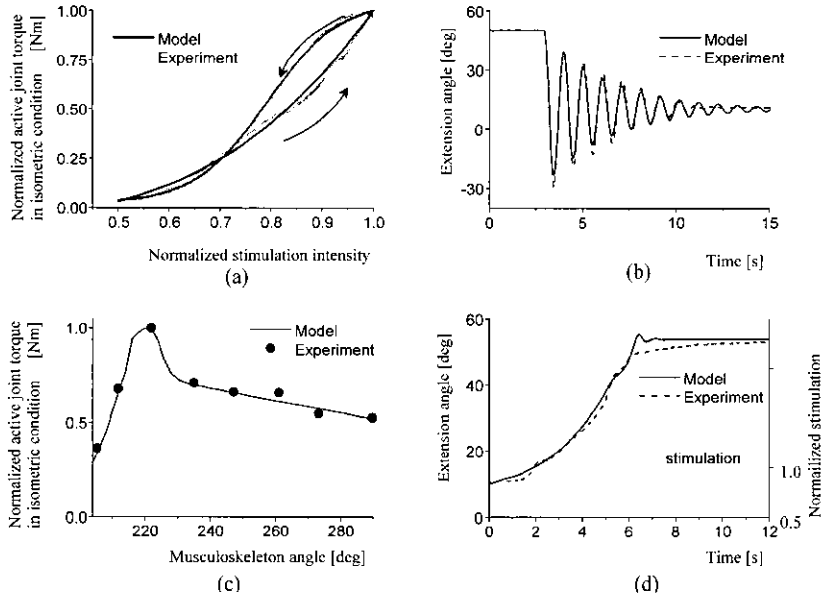


그림 8. 모델특성치 추정결과 (a)근섬유모집 (b)수동시스템 (c)정적 속성 (d)동적 속성

Fig. 8. Identification results (a) recruitment (b) passive system (c) static property (d) dynamic property

각각의 단계에서 탐색된 특성치로 시뮬레이션한 결과를 비교하여 나타낸다. 각 단계에서의 NRMSE의 값은 단계 1에서 4%, 단계2에서 8%, 단계3에서 3%, 단계4에서 6%로 전체적으로 8%이하였으므로 특성치의 추정은 성공적으로 수행된 것으로 판단된다.

$$NRMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i^{exp} - x_i^{mod})^2}{\sum_{i=1}^N (x_i^{exp})^2}} \times 100 \quad [\%] \quad (11)$$

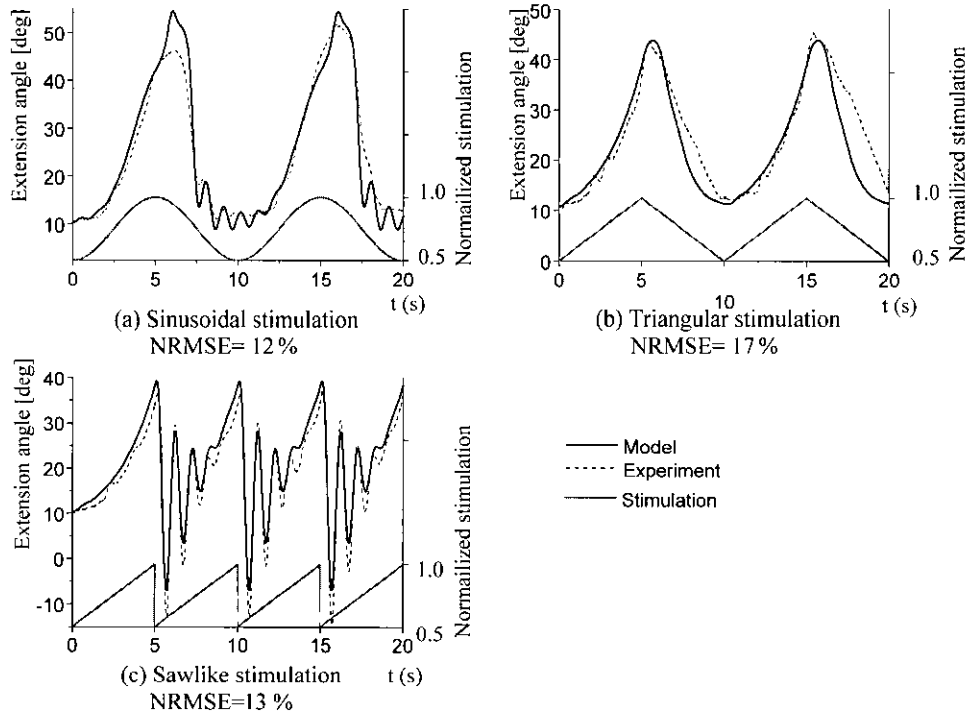


그림 9. 추정된 모델 특성치의 평가

Fig. 9. Evaluation of the identified model parameters

모델특성치 추정결과를 평가하기 위해, 우선 그림 7의 실험계에서 정현파, 삼각파, 톱니파의 3가지 자극패턴(폭 0.2ms 주파수 20Hz의 펄스의 자극전류크기의 포락선)을 가하여 관절각도의 궤적을 측정하였다. 다음으로, 앞서 추정한 특성치를 근골격계 모델에 모두 적용한 후, 실험과 동일한 자극을 가하여 시뮬레이션했다. 실험결과와 시뮬레이션 결과의 비교를 통한 모델 및 특성치의 평가기준으로는 앞서의 특성치 추정에서와 마찬가지로 식(11)을 사용했다. 그 결과를 그림 9에 보이는데, (a)는 정현파, (b)는 삼각파, (c)는 톱니파의 자극을 가했을 경우를 각각 나타낸다. 시뮬레이션 결과가 실험결과가 매우 잘 일치하고 있고, NRMSE도 17% 이하인 것을 알 수 있다. 이 결과로부터 본 논문에서 제안한 모델구조 및 특성치 추정방법은 타당한 것을 알 수 있다.

고 찰

본 논문에서의 근골격계 모델 및 특성치 추정법은 대상 시스템이 시불변(time-invariant)이라는 가정 하에 개발되었다. 그림 9에서, 추정된 특성치를 이용한 모델 시뮬레이션 결과와 실험결과와의 최대오차는 17%이하로서 양호한 결과를 얻었다. 이 결과로부터, 환자 개개인의 모델특성치의 추정은 원리적으로 가능하며, 이러한 모델을 이용한 환자 개개인의 자극패턴의 작성도 그 가능성이 높다고 볼 수 있다. 그러나, 실제의 근골격계 시스템은 피로에 의한 근력저하[25-26]와 자극중이나 자극 후에 근력이 강화되는 현상[27-30]과 같은 시변적인 성질을 포함하는 것으로 알려져 있다. 그림 9의 (a)와 (b)의 실험결과에서, 동일한 형태의 2차례의 자극에 대해 관절각도가 첫 번째보다 두 번째에서 증가한 것은 자극중의 근력강화현상에 의한 것으로 보여진다. 따라서, 기능적 전기자극에 의한 근골격계의 응답을 보다 정확히 예측하기 위해서는 이러한 시변적인 성질의 모델화 및 그 특성치 추정방법의 개발이 필요하다고 사료된다. 그러나, 모델이 복잡해질수록 적합한 모델 특성치의 추정이 어려워져서 많은 근육 및 관절로 구성되는 거시적인 인체 모델을 작성하기에는 어려움이 따르므로[31], 이러한 모델의 확장은 그 용도에 따라 적절히 선택되어야 할 것이다.

결 론

본 논문에서는, 환자개개인의 근골격 특성을 잘 표현하며 특성치를 비침습적으로 추정할 수 있는 근골격모델을 개발하여, 모델의 특성치를 4개의 그룹으로 나누어 순차적으로 추정하였다. 외측광근과 무릎관절로 구성되는 근골격계에 적용하였을 때, 모델 특성치 추정의 각 단계에서의 오차(NRMSE)는 8%이하로서, 매우 양호한 추정이 이루어졌다. 정현파, 삼각파, 톱니파의 세 가지 자극패턴에 대하여, 추정된 모델 특성치를 이용한 시뮬레이션 결과가 실험결과와 잘 일치하는 것으로부터, 본 모델에서 제안된 근골격모델과 모델 특성치 추정법은 유효한 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. A.R. Kralj and T. Bajd, Functional electrical stimulation: standing and walking after spinal cord injury, CRC Press Inc., Boca Raton, FL, 1989
2. W. T. Liberson, H. J. Holmquest, D. Scott and A. Dow, "Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait in hemiplegic patients" Arch. Phys. Med. Rehabil., Vol. 42, pp. 101-105, 1961
3. T. Bajd and A. Kralj, "Standing-up of a healthy subject and a paraplegic patient", J. Biomech., Vol. 15, pp. 1-10, 1982
4. R.J. Jaeger, G. M. Yakony and R.M. Smith, "Standing the spinal cord injured patient by electrical stimulation: refinement of a protocol for clinical usage", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 36, pp. 720-728, 1989
5. A.J. Mulder, P.H. Veltink and H.B.K. Boom, "On/off control in FES-induced standing up: a model study and experiments", Med. Biol. Eng. Comput., Vol. 30, pp. 205-212, 1992
6. Y. Handa and N. Hoshimiya, "Functional electrical stimulation for the control of the upper extremities", Medical Progress through Technology, Vol. 12, pp. 51-63, 1987
7. N. Hoshimiya, A. Naito, M. Yajima and Y. Handa, "A multichannel FES system for the restoration of motor functions in high spinal cord injury patients - A respirations-controlled system for multijoint upper extremity", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol.36, pp. 754-760, 1989
8. G.M. Eom, T. Watanabe, R. Futami, N. Hoshimiya and Y. Handa, "A basic study on computer model and stimulation data generation for FES", Japanese J. Med. Electronics and Biol. Eng., Vol. 36, pp. 22-31, 1998
9. M.G. Pandey, B.A. Garner and C. Anderson, "Optimal control of non-ballistic muscular movements - A constraint-based performance criterion for rising from a chair", J. Biomech. Eng. Vol. 37, pp. 15-26, 1995
10. M.G. Hoy, F.E. Zajac and M.E. Gordon, "A musculo-skeletal model of the human lower extremity - the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle", J. Biomech., Vol. 23, pp. 157-169, 1990
11. G. Nemeth, "In vivo moment arm lengths for hip

- extensor muscles at different angles of hip flexion*", J. Biomech. Vol. 18, pp.129-140, 1985
12. G. T. Yamaguchi and J. M. Winters, Multiple Muscle Systems, Springer-Verlag, pp. 717-725, 1990
 13. T. Watanabe, R. Futami, N. Hoshimiya and Y. Handa, "An approach to a muscle model with a stimulus frequency-force relationship for FES applications", IEEE Trans. Rehab. Eng., Vol. 7, pp. 12-18, 1999
 14. R. Riener and J. Quintern, "A physiologically based model of muscle activation verified by electrical stimulation", Bioelectrochemistry and Bioenergetics, Vol. 43, pp. 257-264, 1997
 15. G. Khang and F.E. Zajac, "Paraplegic standing controlled by functional neuromuscular stimulation: part I computer model and control-system design", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 36, pp.873-884, 1989
 16. J. G. Reid, P. A. Costigan, W. Comrie, "Prediction of trunk muscle areas and moment arms by use of anthropometric measures", Spine, Vol. 12, pp. 273-275, 1987
 17. J. I. Ohshima and T. Yamamoto, "On an estimation of the muscular forces at the wrist joint", Proc. 2nd Int. FES Symp. in Sendai, pp. 181-184, 1995
 18. M. Levy, J. Mizrahi, and Z. Susak, "Recruitment, force and fatigue characteristics of quadriceps muscles of paraplegics isometrically activated by surface functional electrical stimulation", J. Biomed. Eng., Vol. 12, pp. 150-156, 1990
 19. A. V. Hill and F. R. S. "The heat of activation and the heat of shortening in a muscle twitch", Proc. Roy. Soc. Series B: Biological science, Vol. 136, pp. 195-211, 1949
 20. F. E. Zajac, "Muscle and tendon: properties, models, scaling and application to biomechanics and motor control", Crit. Rev. Biomed. Eng., Vol. 17, pp. 359-411, 1989
 21. J.M. Winters and L. Stark, "Analysis of fundamental human movement through the use of in-depth antagonistic muscle model", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 45, pp.962-971, 1998
 22. X. Zang, L-G. Durand, H. C. Lee. and J-L. Coatrieux, "Analysis-synthesis of the phonocardiogram based on the matching pursuit method", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 45, pp.962-971, 1998
 23. W. H. Press, S. A. Teukolsky, W. T. Vetterling, B. P. Flannery, Numerical Recipes in C, Cambridge Univ. Press, 1988
 24. K. AHG. Rinnoy and G.T Timmer, "Stochastic methods for global optimization", American Journal of mathematical and management Sciences, Vol. 4, pp. 7-40, 1984
 25. Y. Giat, J. Mizrahi and M. Levy, "A model of fatigue and recovery in paraplegic's quadriceps muscle subjected to intermittent FES", J. Biomech. Eng., Vol. 118, pp. 357-661, 1996
 26. Y. Giat, J. Mizrahi and M. Levy, "A musculotendon model of the fatigue profiles of paralyzed quadriceps muscle under FES", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 40, pp.664-74, 1993
 27. F. Colomo and P. Rocchi, "Staircase effect and post-tetanic potentiation in frog nerve-single muscle fibre preparations", Archivio di fisiologia, Vol. 64, pp. 189-266, 1965
 28. J. E. Desmedt and K. Hainaut, "Kinetics of myofilament activation in potentiated contraction: staircase phenomenon in human skeletal muscle", Nature, Vol. 217, pp. 529-532, 1968
 29. G. L. Brown, and U. S. von Euler, "The after effects of a tetanus on mammalian muscle", J. Physiol., Vol. 93, pp. 39-60, 1938
 30. J. Bagust, D. M. Lewis and J. C. Luck, "Post-Tetanic effects in motor units of fast and slow twitch muscle of the cat", J. Physiol., Vol. 237, pp. 115-121, 1974
 31. J. M. Winters and L. Stark, "Muscle Models: What is gained and what is lost by varying model complexity", Biol. Cybern., Vol. 55, pp. 403-420, 1987