

전기자극이 가해진 골격근의 피로함을 갖는 근육 모델의 구조

임종광
국방과학연구소

남문현
건국대학교 전기공학과

A structure of musculotendon model with a fatigue profile of electrically stimulated skeletal muscle

Jong-kwang Lim
Agency for Defense Development

Moon-hyon Nam
Dept. of Electrical Eng., Kon-Kuk Univ.

abstract - A structure of musculotendon model with a fatigue profile is investigated. The Hill-type musculotendon model can predicts the decline in muscle force for a given fatigue profile. It consists of nonlinear activation and contraction dynamics based on the physiological concepts. It is normalized for generalization to deal with the various muscles. Muscle force generated by continuous tetanic electrical monophasic pulsewidth modulation stimulation is decreased in time. A fatigue profile is expressed by a function of intramuscular acidification and applied to the relationship between muscle force and shortening velocity in contraction dynamics. The results of computer simulation are well matched with data in a literature which are isometrically performed for knee extension muscles. Also change in optimal fiber length has an effect only on muscle time constant not on the steady-state tetanic force.

1. 서론

기능적 전기자극(functional electrical stimulation : FES)을 이용하여 하반신 마비자의 보행기능을 가능한 오랫동안 유지시키기 위하여 근육의 피로를 최소화시키는 자극조건이 결정되어야 한다. 피로를 고려한 근육모델을 이용하면 마비근육에 직접 자극을 가하지 않고도 보행에 필요한 다음과 같은 정보를 얻을 수 있다.

- 1) 피로를 최소화시키는 자극 조건
- 2) 선정된 전기자극 조건의 적합성
- 3) 근력 및 기동성의 예측

기존의 근육 수축모델^(1,2,3,4)에서는 피로가 고려되어 있지 않다. 피로에 대한 생리학적 실험 결과에 의거 근섬유 속의 산성화에 대하여 근력 감소를 표현하는 피로함을 적용한 모델⁽⁵⁾에서는 근육의 근력-길이 및 근력-속도의 관계, 활성화 특성과 피로함이 근육의 형태를 갖도록 하였으나 생리학적인 설명이 곤란하다.

본 논문에서는 피로 형태를 확보한 상태에서 마비자에게 직접 FES를 가하지 않고 컴퓨터 시뮬레이션을 통하여 근력변화를 예측할 수 있는 모델의 구조를 제시한다. 피로함은 근력-수축속도 관계의 변화를 반영시키도록 모델에 포함시킨다. 측정 매개변수의 추정오차(±1σ)가 존재하더라도 동일한 모델의 구조로 근력을 예측할 수 있다.

2. 본론

2.1 근육의 힘발생 모델

연속적으로 인가되는 FES에 의하여 발생하는 피로를 고려한 근력 발생 모델의 구조는 그림1과 같다.

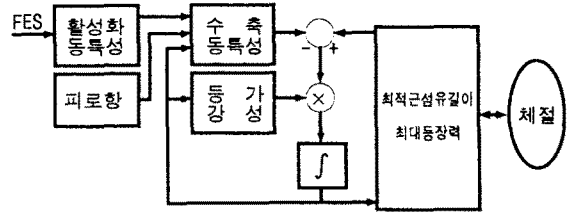


그림1. 근력 발생 모델의 구조

FES가 근육에 인가되면 근육의 수축에 의하여 발생된 근력이 힘줄과 연결된 체질을 이동시키고, 체질의 이동에 의하여 근육의 길이가 변한다. 근력과 근육 길이의 변화는 최적근섬유길이(l_{m0})와 최대동장력(F_0)에 대하여 정규화된다.

2.1.2 활성화 동특성

활성화는 전기자극 $u(t)$ 에 의한 근섬유의 탈분극, 근장에서 근질로 Ca^{2+} 의 확산, 트로포닌(troponin)과의 결합과 분리과정⁽⁶⁾을 나타낸다. 마비자에 대하여 신경과 근육이 접하는 중판을 자극하여 신경근 전달과 근섬유의 탈분극과 이온 확산과정이 실패없이 정상적이라고 가정하면 식(1)~(2)와 같이 표현할 수 있다.

$$\frac{dm(t)}{dt} = \frac{1}{C_m} (k_1 m_0 u(t) - k_2 m(t)) \quad (1)$$

$$\frac{dn(t)}{dt} = \frac{k_n}{C_n} (F(m(t)) - G(n(t))) \quad (2)$$

$$F(m(t)) = \frac{m^2(t)}{m^2(t) + M}$$

$$G(n(t)) = n(t)(g_1 + g_2 n(t) + g_3 n^2(t) + g_4 n^3(t))$$

$m(t)$ 는 근질에서의 Ca^{2+} 농도의 변화, $n(t)$ 는 Ca^{2+} 과 트로포닌 결합체 농도의 변화를 나타낸다. $F(m(t))$ 은 Ca^{2+} 과 트로포닌의 결합율, $G(n(t))$ 은 Ca^{2+} 와 트로포닌 결합체의 분리율을 나타내는 계수이다. Ca^{2+} 와 결합된 트로포닌이 손실없이 수축요소를 활성화시킨다고 가정하면 무피로 근육의 활성화 $a(t)$ 는 식(3)으로 표현할 수 있다.

$$a(t) = n(t), \quad 0 \leq a(t) \leq 1 \quad (3)$$

2.1.3 수축 동특성

수축 동특성은 근육의 길이(l_m)에 대하여 등장성(isometric) 조건하에서 $\tilde{F}(l_m) = (F(l_m)/F_0) = 1$ 를 만족하도록 변형된 근력-수축속도 관계⁽⁷⁾를 이용하여 최대수축속도($V_{max} = v_s(t)/\tilde{v}_s(t)$), 최대동장력($F_0 = F(t)/\tilde{F}(t)$) 및 최적근섬유길이($l_{m0} = l_m/\tilde{l}_m$)에 대하여 정규화⁽³⁾하여 정리하면 식(4)~(6)과 같다.

$$\frac{d\tilde{F}(t)}{dt} = \tilde{k}_{eq} [\tilde{v}_{m}(t) - \tilde{v}_m(t)] \quad (4)$$

$$\tilde{v}_m(t) = \begin{cases} \frac{a_f(t) - \tilde{F}(t)}{a_f(t) + a_1 \tilde{F}(t)}, & 1 \geq \frac{\tilde{F}(t)}{a_f(t)} \\ \frac{a_f(t) - \tilde{F}(t)}{a_2(a_f(t) - a_3 \tilde{F}(t))}, & 1 < \frac{\tilde{F}(t)}{a_f(t)} \leq \tilde{F}_{max} \end{cases} \quad (5)$$

$$\frac{1}{\tilde{k}_{eq}} = \frac{1}{\tilde{k}_s} + \frac{1}{\tilde{k}_t}$$

$$\tilde{k}_s = \frac{\sigma_s + \tilde{F}(t)}{\epsilon_s}$$

$$\tilde{k}_t = \begin{cases} \frac{(\sigma_{t1}/\sigma_{t0}) + \tilde{F}(t)}{\epsilon_{t1} l_t}, & \epsilon_t \leq \epsilon_{tt} \\ \frac{E_t}{\sigma_{t0} l_t}, & \epsilon_t > \epsilon_{tt} \end{cases}$$

$$\epsilon_t = (l_t/l_{t0}) - 1 = \epsilon_{t1} \ln[1 + (\sigma_{t0}/\sigma_{t1}) \tilde{F}(t)]$$

$\tilde{v}_m(t)$ 는 체질의 운동에 의하여 힘줄을 포함한 근육의 정규화된 길이변화이다. 피로항은 $a_f(t)$ 에 포함되어 근력감소에 따른 근력-속도관계의 변화⁽⁷⁾를 나타내도록 구성한다. 식(6)은 외력에 의한 근섬유의 이완속도⁽⁸⁾이다. $\tilde{F}_{max} = F_{max}/F_0 = 1.8$ ⁽³⁾는 근육이 발생시킬 수 있는 최대 힘이다. \tilde{k}_{eq} , \tilde{k}_s , \tilde{k}_t 은 각각 근육의 등가 강성, 수축요소의 강성 및 힘줄의 강성으로 정규화된 근력의 합수이다. 힘줄의 강성은 힘줄의 변형율(ϵ_t)이 ϵ_{tt} 이하 일 때는 근력에 대하여 지수적으로 증가하고, 그 외에는 선형적으로 증가한다.⁽³⁾ l_{t0} 는 힘줄의 휴지길이이다.

2.1.4 근육의 피로항

연속적인 자극을 근육에 가할 때 근력의 감소형태는 근섬유 속의 pH 감소와 선형적인 관계⁽⁵⁾를 갖는다. 피로 형태는 자극 초기 및 피로시 pH는 각각 평균 7.03, 6.51⁽⁹⁾에 대하여 다음과 같이 결정한다.

$$pH(t) = p_1 \tanh[p_2(t - p_3)] + p_4 \quad (7)$$

$$\tilde{F}(pH(t)) = \frac{p_5 + p_6 pH(t)}{p_5 + p_6 pH(0)} \quad (8)$$

피로 형태가 주어지면, 피로항은 식(9)의 형태로 수축 동특성에 반영된다.

$$a_f(t) = a(t) \tilde{F}(pH(t)) \quad (9)$$

2.2 컴퓨터 시뮬레이션

무릎을 일정한 각도로 고정하고 표면전극으로 무릎을 신장시키는 대퇴사두근 가운데 대퇴직근을 연속적으로 자극하여 시간에 따른 근력을 예측한다.

2.2.1 방법

무피로 상태에서 $u(t)$ 의 주파수를 1Hz(단수축), 5, 10, 20, 40, 100Hz(연속수축)로 변경하면서 식(1)~(9)와 표1의 값을 사용하여 $\tilde{F}(t)$ 를 계산한다. 등장성 조건하에서 근육의 길이는 일정하므로 식(4)에서 근육 길이의 변화 $\tilde{v}_m = 0$ 이 된다.

무릎의 관절각에 따라 근육이 발생하는 근력이 달라지며 해부를 하지 않은 상태에서 최적근섬유길이에 대한 추정값의 변화가 최대 $\pm 32\%$ ($l_{m0} \pm 1\sigma$)로 고려하여 근력의 변화를 조사한다. 최대등장력은 정규화 모델에서는 영향을 미치지 않음을 식(4)~(6)에서 알 수 있다.

표1. 시뮬레이션에 사용된 상수

활성화 동특성	$C_m = C_n = 1, m_0 = 1000$ $k_f = 10, k_b = 90, k_n = 52, M = 500$ $g_1 = 0.081, g_2 = 1.936, g_3 = -7.638, g_4 = 7.406$
수축 동특성	$a_1 = 4, a_2 = 14.479, a_3 = 0.524,$ $\sigma_{t0} = 32 \times 10^6, \sigma_{t1} = 11.4 \times 10^6, E_t = 1.2 \times 10^6$ $\epsilon_{tt} = 0.02, \epsilon_{t1} = 0.023$
근육 특성	$l_{m0} = 0.082, l_{ts} = 0.411$
피로 특성	$p_1 = -0.260, p_2 = 0.065, p_3 = 58.321,$ $p_4 = 6.768, p_5 = -66.692, p_6 = 10.948$

2.2.2 결과

자극 초기에 피로에 도달하지 않은 상태에서 단수축과 연속수축에 의한 근력은 그림2와 같다. 그림3은 20Hz로 자극시 최적근섬유길이의 변화에 따른 근력 예측 결과이다.

50[ses]이후부터 힘이 급격히 감소하여 90[sec]에서 최대 힘의 45%에 도달함을 알 수 있다. 최적근섬유길이의 변화는 등가강성에 영향을 미치며 근력의 시정수를 변화시키지만 그 크기는 변화시키지 않는다. 이와 같은 결과는 Zajac(1989)⁽³⁾의 결과와 일치하는 것이다.

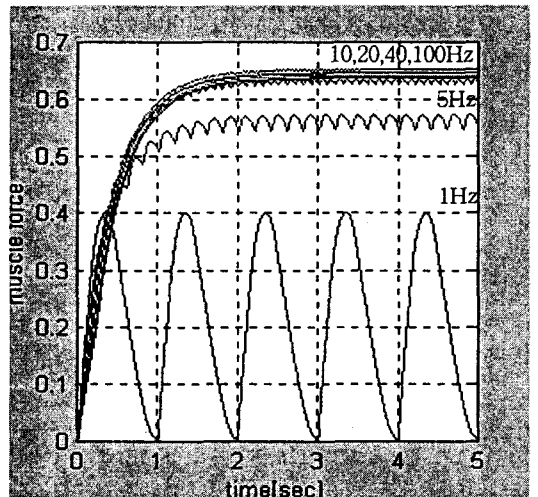


그림2. 단수축력과 연속수축력

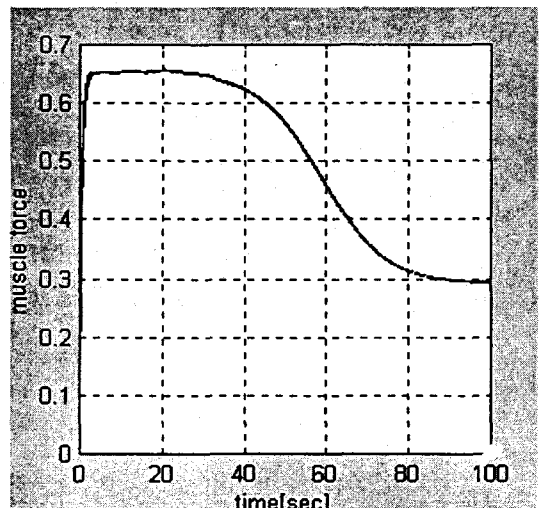


그림 3. 최적근섬유길이의 변화와 근력

2.2.3 고찰

본 논문에서 검토한 그림1의 모델은 수축동특성에 식(9)의 피로항을 반영하여 근육의 수축속도를 변화시켜 근력의 감소를 표현하는 것으로 근력 감소에 따라 근섬유 크로스브리지(cross bridge)의 순환속도(cycling rate)가 감소^[7]된다는 생리학적 피로특성과 동일한 개념을 갖는다. 또한 크로스브리지의 순환속도는 Ca^{2+} 과 트로포닌의 결합율과 분리율을 나타내므로 식(1)의 활성화모델을 수정하여도 근육피로를 표현할 수 있을 것으로 사료된다.

근육의 피로를 측정하여 본 모델의 피로항에 반영하면 마비자의 보행기능을 컴퓨터 시뮬레이션으로 분석할 수 있다. 제어용으로 모델을 사용하기 위하여 단순화 과정을 거쳐야 하며 온라인으로 매개변수를 조정할 수 있는 구조가 되어야 한다.

3. 결 론

근육의 피로를 측정하여 피로 형태를 확보한 상태에서 마비환자에게 직접 전기자극을 가하지 않고 컴퓨터 시뮬레이션을 통하여 근력 발생 능력을 예측할 수 있는 모델의 구조를 조사하여 얻은 결론은 다음과 같다.

- 1) 근력-속도 관계에 피로항을 반영하면 근력의 감소를 예측할 수 있다.
- 2) 최적근섬유길이의 변화는 연속수축에 의한 정상상태 근력에 영향을 미치지 않는다.

[참 고 문 헌]

- [1] J. M. Winters and L. Stark, "Analysis of fundamental human movement patterns through the use of in-depth antagonistic muscle models", IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-32, No. 10, pp.826-839, 1985
- [2] F.K.Hsu, A.T.Bahill, and L.Stark, "Parametric sensitivity analysis of a homeomorphic model for saccadic and vergence eye movements" Computer Programs in Biomedicine, vol.6, pp.108-116, 1976
- [3] F. E. Zajac, "Muscle and tendon : properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control", CRC in Biomed. Eng., vol. 17, issue 4, pp. 359-411, 1989
- [4] Gon Khang, "Paraplegic standing controlled by functional neuromuscular stimulation: computer model, control-system design, and simulation studies", A dissertation of Ph.D, Stanford Univ., pp. 14-31, 1988.
- [5] Y. Giat, J. Mizrahi, and M. Levy, "Musculotendon model of the fatigue profiles of paralyzed quadriceps muscle under FES", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.40, No.7, pp.664-674, 1993
- [6] C. P. Chou and B. Hannaford, "Dual stable point model of muscle activation and deactivation", Biol. Cyber., 66, pp.511-523, 1992
- [7] J. Lännergren, and H. Westerblad, "Maximum tension and force-velocity properties of fatigued, single Xenopus muscle fibers studied by caffeine and high K^{+} ", J. Pysiol., 409, pp. 473-490, 1989
- [8] R. L. Lieber and T. J. Burkholder, Musculoskeletal soft tissue mechanics, in the Biomedical Eng. Handbook, edited by J. D. Bronzino, CRC press, pp.353-356, 1995
- [9] E. B. Cady, D. A. Jones, J. Lynn, and D. J. Newham, "Changes in force and intracellular metabolites during fatigue of human skeletal muscle", J. Physiol., 418, pp.311-325, 1989