

## 기능적 전기자극에 의한 근육피로의 특성을 표현하는 근육 모델

임종광\* · 손재현 · 남문현  
국방과학연구소\* · 영동전문대학 전기과 · 건국대학교 전기공학과

### Musculotendon Model to Represent Characteristics of Muscle Fatigue due to Functional Electrical Stimulation

Jong-Kwang Lim\* · Jae-Hyun Son · Moon-Hyon Nam

Agency for Defense Development\* · Yeong Dong College · Kon-Kuk Univ. Dept. of Electrical Eng.

**Abstract** - This paper presents musculotendon model to show the decline in muscle force during functional electrical stimulation (FES). It represent muscle activation and contraction concepts including muscle fatigue. A muscle fatigue term in activation dynamics as a function of the intracellular acidification and the pulselwidth of stimulation pulses change activation to decline muscle force. The computer simulation shows that muscle force decline in stimulation time.

### 1. 서 론

최근 각종 사고로 인해 정상적으로 사회활동을 하던 사람들이 척수손상(spinal cord injury, SCI)으로 사지가 마비되는 사례가 증가하고 있다. 척수장애인 가운데 T4~T12 손상에 의한 하반신 마비자가 자신의 근육을 이용하여 스스로 일어서서 걸을 수 있도록 해주는 기능적 전기자극(functional electrical stimulation, FES) 방법이 연구중이다.<sup>[1,2]</sup>

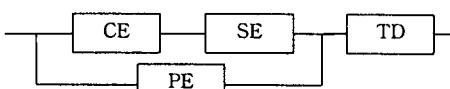
FES를 이용한 기동성 회복방법은 사용하는 전극의 수가 제한되어 있어 피로에 저항력이 떤 가는 근섬유를 선택적으로 동원시키기 어렵고 낮은 활성화 문턱값을 갖는 굵은 근섬유일수록 근육의 외곽에 위치하고 있어 가는 근섬유보다 먼저 동원되기 때문에 정상인에 비하여 근육피로가 쉽게 발생하는 문제점을 갖고 있다.<sup>[3~5]</sup>

하반신 마비자가 정상인과 같이 자연스럽고 장시간 보행을 유지시켜 주는 FES 시스템 개발을 위해서는 근육피로를 최소화시키는 근육별 전기자극 입력을 결정하고, 활성화된 근육의 근력과 일어서고 걷는 자세를 분석하기 위한 근육피로를 고려한 근육모델링과 컴퓨터 시뮬레이션 연구가 선행되어야 한다.

본 논문에서는 특정 근육을 FES로 활성화 시킬 때 발생되는 근육피로를 고려한 근육 모델을 제시한다.

### 2. 모델링

근육은 그림1과 같이 모델링할 수 있으며 CE는 전기자극에 의해 활성화된 근육이 기계적인 힘을 발생시키는 근육의 능동요소이고 SE와 TD는 CE와 직렬로 연결된 근육과 힘줄의 탄성을 나타내는 수동요소이다. PE는 근육조직의 탄성으로 CE와 병렬로 연결된 수동요소로 정상적인 보행과정에서 고관절과 슬관절에 미치는 근력의 영향은 무시할 수 있다.<sup>[6]</sup>



CE: 수축요소, PE: 병렬탄성요소, SE: 직렬탄성요소, TD: 힘줄

그림1. 근육 모델

#### 2.1 활성화 동특성

(가정1) 활동전위의 신경근 전달, 근섬유의 텔분극,  $\text{Ca}^{2+}$ 의 확산 및 근낭과 근질 사이에서 이동은 순설 없이 정상적으로 이루어진다.

(가정2) 근섬유의 활성화 시간은 이완시간에 비하여 매우 빠르고<sup>[2,4]</sup> 이완할 때  $\text{Ca}^{2+}$ 와 트로포닌 Tp의 분리는 2단계 비선형적으로 이루어진다.<sup>[7,8]</sup>

(가정3)  $\text{Ca}^{2+}$ 와 Tp 결합체 ( $\text{Ca}^{2+}\text{Tp}$ )는 CE를 순설 없이 활성화시킨다.

가정1에 의하여 근낭에서  $\text{Ca}^{2+}$  농도의 변화는 일정하게 유지되며 가정2에 따라 근질 속의  $(\text{Ca}^{2+}\text{Tp})$  농도  $n(t)$ 는<sup>[9]</sup> 가정3으로부터 활성화  $a(t)$ 와 식(1)의 관계를 갖는다.

$$a(t) = n(t) \quad (1)$$

$$\frac{dn(t)}{dt} = k_1 [ u(t) - \frac{k_1}{k_2} G(n(t)) ] \quad (2)$$

여기서  $k_1$ 은  $\text{Ca}^{2+}$ 과 Tp의 결합속도이고  $k_2$ 는  $\text{Ca}^{2+}$  Tp와 분리되는 속도를 조절하는 계수이다.  $G(n(t))$ 는 2 단계 비선형 분리속도를 나타내며

$$G(n(t)) = \begin{cases} g_1 n(t), & 0 \leq n(t) < 0.8 \\ g_2 + g_3 n(t), & 0.8 \leq n(t) < 1.0 \end{cases} \quad (3)$$

여기서  $g_1, g_2, g_3$ 는 곡선근사 계수이다. 활성화 모델은 일정한 활성화시정수  $k_r$ , 이완시정수  $k_f$ 를 사용한 식(4)로부터 구할 수도 있다.<sup>[4]</sup>

$$\frac{da(t)}{dt} = k_r [1 - a(t)] - k_f [1 - u(t)] \quad (4)$$

여기서  $k_r = 50(\text{s})$ ,  $k_f = 5(\text{s})$ 이다. 식(1)~(3)의 모델이 식(4)와 일치되도록 계수를 결정하면  $k_1 = 27(\text{s}^{-1})$ ,  $k_2 = 25$ ,  $g_1 = 0.137$ ,  $g_2 = 0.11$ ,  $g_3 = 1.125$ 이다.

#### 2.2 근육피로

근육피로는 근력의 감소 또는 근력 발생능력의 저하로 정의되며<sup>[10,11]</sup> 근육피로에 따른 pH의 변화와 근력감소의 관계는<sup>[12,13]</sup>

$$pH(t) = p_1 \tanh[p_2(t - p_3)] + p_4 \quad (5)$$

$$F(pH(t)) = \frac{p_5}{1 + p_6 \exp[-p_7 pH(t)]} \quad (6)$$

여기서  $p_1, p_2, p_3, p_4, p_5, p_6, p_7$ 는 곡선근사 계수이다. 식(5),(6)은 시간에 대한 합수로 전기자극에 의한 근력감소 현상은 표현할 수 있으나 전기자극이 가해지지 않을 때 피로회복은 나타내지 못한다.

근육피로는 인가 자극 펄스수의 증가에 따라 진행되고

자극이 인가되지 않는 휴지기에는 피로회복이 진행된다. 전기자극과 근력감소와 자극이 없는 휴지기 동안 피로회복을 표현하기 위하여 피로변수  $p$  ( $0 \leq p < \infty$ )를 도입한다.  $p$ 는 그림2와 같이 한 주기동안 필스가 존재하는 구간에서 피로이득  $u_l$  만큼 단조증가량과 필스가 존재하지 않는 구간에서 회복이득  $d_l$  만큼 단조감소량의 누가총합으로 정의한다.

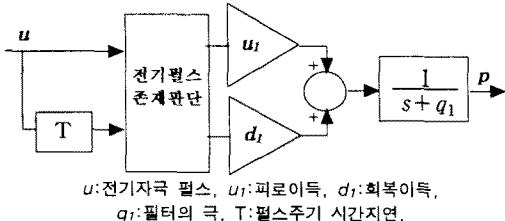


그림2. 피로변수 발생

근육피로를 고려한 활성화  $a_f(t)$ 는 식(7)로 가정한다.

$$a_f(t) = \tilde{F}(pH(p)) a(t) \quad (7)$$

$\tilde{F}(pH(p))$ 는 식(5), (6)에서 시간대신 피로변수로 대체 시킨 근육피로항으로 FES 인가 직전 근육피로에 도달하지 않은 상태의 값  $\tilde{F}(pH(0))$ 으로 정규화한 값이다.

### 2.3 수축 동특성

Hill의 방정식을 임의의 강도의 전기자극에 대하여 만족하도록 변형하면<sup>[14~16]</sup>

$$\tilde{v}_m(t) = \frac{a_f(t) - \tilde{F}(t)}{a_f(t) + a_t \tilde{F}(t)}, 0 \leq \tilde{F}(t) \leq 1 \quad (8)$$

여기서  $\tilde{v}_m(t)$ ,  $\tilde{F}(t)$ 는 각각 최대수축속도  $V_{max}$ , 최대등장력  $F_0$ 로 정규화된 CE의 수축속도와 근력이고  $a_t = 4$ 이다.

### 2.4 근육의 강성

SE의 강성  $\hat{k}_s$ 와 TD의 강성  $\hat{k}_t$ 는 CE수축에 의한 SE와 TD의 변형과 응력의 관계를 나타낸다.<sup>[2]</sup>

$$\hat{k}_s = \frac{\sigma_s + \tilde{F}(t)}{\varepsilon_s} \quad (9)$$

$$\hat{k}_t = \begin{cases} \frac{(\sigma_t / \sigma_0) + \tilde{F}(t)}{\varepsilon_n / l_n}, & \varepsilon_t \leq \varepsilon_n \\ \frac{E_t}{\sigma_0 / l_n}, & \varepsilon_t > \varepsilon_n \end{cases} \quad (10)$$

$$\varepsilon_t = \varepsilon_n \ln[1 + (\sigma_0 / \sigma_n) \tilde{F}(t)] \quad (11)$$

여기서  $\hat{k}_s = l_n / l_{n0}$ ,  $\sigma_s = 0.1$ ,  $\varepsilon_s = 0.01$ ,  $\varepsilon_n = 0.02$ ,  $\sigma_0 = 32$  [MPa],  $E_t = 1.2$  [GPa],  $\varepsilon_n = 0.023$ ,  $\sigma_n = 11.4$  [MPa].<sup>[2]</sup>

### 2.5 근육의 동특성

FES에 의하여 활성화된 근육의 근력을<sup>[2,17]</sup>

$$\frac{d\tilde{F}(t)}{dt} = \hat{k}_{eq} [\tilde{v}_{mt}(t) - \tilde{v}_m(t)] \quad (12)$$

$$\hat{k}_{eq} = \frac{1}{1/k_s + 1/k_t} \quad (13)$$

여기서  $\hat{k}_{eq}$ 는 SE와 TD의 적렬동가 강성으로 근섬유와

힘줄의 상태각이 15[deg]이하인 근육에 적용한다.<sup>[17]</sup>

### 3. 컴퓨터 시뮬레이션

대퇴직근에 대하여 표1의 매개변수 값을 사용하여 SIMULINK를 이용해서 컴퓨터 시뮬레이션을 수행하였다.

표1. 시뮬레이션 매개변수값

구분	기호	값	단위
최적근섬유길이	$l_{m0}$	0.082	m
힘줄길이	$l_{ls}$	0.411	m
최대등장력	$F_0$	945	N
피로이득	$u_l$	10.5	-
회복이득	$d_l$	0.056	-
필터의 극	$q_1$	0.0	s <sup>-1</sup>

연속적인 전기자극에 따른 피로변수는 인가 전기펄스와 선형적으로 증가하고 펄스가 존재하지 않는 휴지기에서는 서서히 감소함을 그림3에서 볼 수 있다.

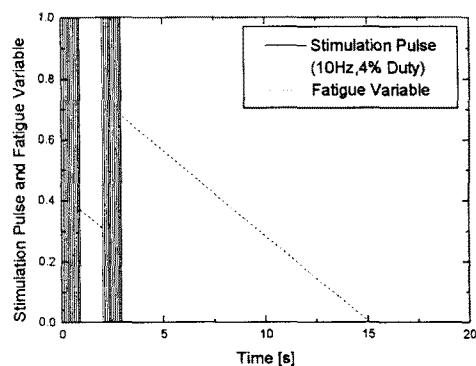


그림3. 전기자극 펄스와 피로변수

피로변수에 대한 근육피로항이 시간에 대한 근육피로항과 일치하도록  $u_l, d_l$ 을 조절하여 얻은 결과는 그림4와 같다.

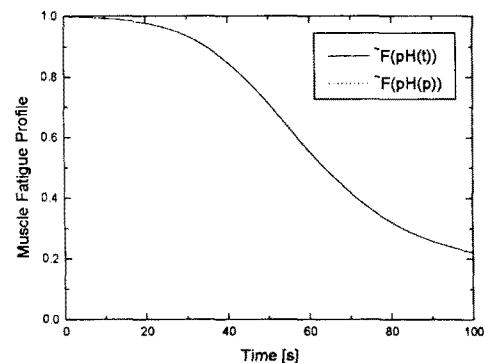


그림4. 근육피로항(20Hz, 10%Duty)

대퇴직근의 근력 측정결과<sup>[4]</sup>와 제안한 근육모델로 시뮬레이션 결과가 약40초간 기능적 의미가 있는 구간에서 잘 일치함을 그림5에서 볼 수 있다.

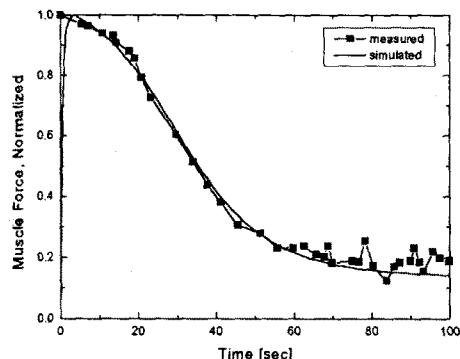


그림5. 근력예측 결과(20Hz, 6% Duty)

#### 4. 고찰

활성화 동특성은 전기자극에 의한 근질 속의  $[Ca^{2+}Tp]$  농도의 변화를 표현한 것으로  $Ca^{2+}$ 과 Tp의 결합속도는 일정하고 분리속도는 비선형 관계를 적용하였으며 근육이 2단계 과정을 거쳐 이완되며<sup>[7,8]</sup> 근육피로 과정에서 근질 속에서  $Ca^{2+}$ 과 Tp가 결합하고 분리되는 순환속도(cycling velocity)의 저하 현상이 발생하고<sup>[18,19]</sup> 크로스브리지의 기계적 손상에 의하여 근력이 감소되지 않는다는<sup>[20]</sup> 생리학적 근거로 수축동특성의 형태를 유지하면서 근육피로함을 통해 활성화 값과 CE의 수축속도를 변경시켜 근력 감소를 표현할 수 있도록 하였다. 전기자극 인가 유무에 따른 근육피로의 누적과 회복을 표현하기 위하여 도입한 피로변수는 그림3에서 볼 수 있듯이 자극펄수에 선형적으로 변하지만 실제 지수함수적으로 변하며  $u_1, d_1, q_1$ 을 조절하면 근사화시킬 수 있다.

#### 5. 결 론

본 연구에서 제시한 정규화 근육모델은 연속적인 FES를 마비된 근육에 인가할 때 발생되는 근육피로의 특성을 나타낼 수 있다. 근육의 활성화는  $Ca^{2+}$ 와 Tp의 결합 및 분리 개념 도입하여 FES에 의한 근육피로시 근심유 속의  $pH(t)$  의존하는 근육피로함을 적용하여 활성화 값을 변화시키고, 변경된 활성화 값이 근육의 수축동특성을 변경시켜 시간에 따른 근력 정보를 확보하면 근력을 예측할 수 있음을 확인하였다. 또한 근육피로 변수를 도입하여 인가 전기펄스의 유무에 따라 근육피로의 진행과 피로회복을 나타낼 수 있었다.

#### (참 고 문 헌)

- [ 1 ] A. R. Kralj and T. Bajd, Functional Electrical Stimulation : Standing and Walking after Spinal Cord Injury, CRC Press, 1989.
- [ 2 ] Gon Khang, "Paraplegic standing controlled by functional neuromuscular stimulation : Computer model, control - system design, and simulation studies". Ph.D dissertation, Stanford Univ., pp. 14~31, 1988.
- [ 3 ] 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, Mar. 1990.
- [ 4 ] 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.
- [ 5 ] Y. F. Zheng, H. Hermi, and B. T. Stokes, "Muscle dynamics, size principle, and stability". IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-31, No. 7, pp. 489~497, July 1984.
- [ 6 ] M. L. Audu and D. T. Davy, "The influence of muscle model complexity in musculoskeletal motion modeling", J. Biomechanical Eng., Vol. 107, pp. 147~157, 1985.
- [ 7 ] R. B. Stein, J. Bobet, M. N. Oguztoreli and M. Frayer, "The kinetics relating calcium and force in skeletal muscle", Biophysics J., Vol. 54, pp. 705~717, 1988.
- [ 8 ] J. Bobet, R. B. Stein and M. N. Oguztoreli, "Mechanical relating force and high-frequency stiffness in skeletal muscle", J. Biomechanics, Vol. 23, Suppl. 1, pp. 13~21, 1990.
- [ 9 ] C. P. Chou and B. Hannaford, "Dual stable point model of muscle activation and deactivation", Biol. Cyber., Vol. 66, pp. 511~523, 1992.
- [10] O. C. J. Lippold, "The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension", J. Physiol., Vol. 117, pp. 492~499, 1952.
- [11] B. Bigland-Richie, "EMG and fatigue of human voluntary and stimulated contractions", Human Muscle Fatigue : Physiological Mechanism(Ciba Foundation Sympo. 82), pp. 130~156, 1981.
- [12] M. Levy, T. Kushnir, J. Mizrahi, and Y. Itzchak, "In vivo  $^{31}P$  NMR studies of paraplegics muscles activated by functional electrical stimulation", Magnetic Resonance in Medicine, Vol. 29, pp. 53~58, 1993.
- [13] J. K. Lim and M. H. Nam, "A musculotendon model including muscle fatigue", 98 Proc. 13th Korea Automatic Control Conference(KACC), International Session, Pusan, pp. 352~355, Oct. 15~17, 1998.
- [14] A. V. Hill, "The heat of shortening and the dynamic constants of muscle", Proc. Royal Society, Britain, Vol. 126, pp. 136~195, 1938.
- [15] F. E. Zajac and W. S. Levine, "Neuromuscular and musculoskeletal control models for the human leg", Proc. American Control Conf., Vol. 1, pp. 229~234, 1983.
- [16] A. T. Bahill, J. R. Latimer and B. T. Troost, "Linear homeomorphic model for human movement", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-27, No. 11, pp. 631~639, 1980.
- [17] 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.
- [18] J. A. Lee, H. Westerblad and D. G. Allen, "Changes in tetanic and resting  $[Ca^{2+}]_i$  during fatigue and recovery of single muscle fibres from Xenopus Laevis", J. Physiol., Vol. 433, pp. 307~326, 1991.
- [19] K. A. P. Edman and F. Lou, "Myofibrillar fatigue versus failure of activation during repetitive stimulation of frog muscle fibres", J. Physiol., Vol. 457, pp. 655~673, 1992.
- [20] W. Grabowski, E. A. Lobiger, and H. ChLuttau, "The effect of repetitive stimulation at low frequencies upon the electrical and mechanical activity of single muscle fibres", Pfugers Arch., Vol. 334, pp. 212~239, 1972.