

# 기능적 전기자극에 의한 근육피로의 특성을 표현하는 근육 모델

論 文  
48A - 8 - 17

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

林鍾光\* · 南文鉉\*\*  
(Jong-Kwang Lim · Moon-Hyon Nam)

**Abstract** - The musculotendon model is presented to show the declines in muscle force and shortening velocity during muscle fatigue due to the repeated functional electrical stimulation (FES). It consists of the nonlinear activation and contraction dynamics including physiological concepts of muscle fatigue. The activation dynamics represents  $Ca^{2+}$  binding and unbinding mechanism with troponins of cross-bridges in sarcoplasm. It has the constant binding rate or activation time constant and two step nonlinear unbinding rate or inactivation time constant. The contraction dynamics is the modified Hill type model to represent muscle force - length and muscle force - velocity relations. A muscle fatigue profile as a function of the intracellular acidification,  $pH$  is applied into the contraction dynamics to represent the force decline. The computer simulation shows that muscle force and shortening velocity decline in stimulation time. And we validate the model. The model can predicts the proper muscle force without changing its parameters even when existing the estimation errors of the optimal fiber length. The change in the estimate of the optimal fiber length has an effect only on muscle time constant in transient period not on the tetanic force in the steady-state and relaxation periods.

**Key Words** : Musculotendon Model, Muscle Fatigue, Functional Electrical Stimulation, Model Validation

### 1. 서 론

고도의 산업화에 따라 산업재해, 교통 사고, 운동할 때 부상과 범죄 등에 의하여 정상적으로 사회활동을 하던 사람들이 척수손상(spinal cord injury, SCI)으로 인하여 사지가 마비되는 사례가 증가하고 있다. 갑작스럽게 척수장애인이 된 사람들은 처음에는 정신적인 충격을 받게 되고 점점 자신감을 잃고 자포자기하여 사회 생활을 할 수 없는 상태에 이르게 된다. 다행히 사회복지의 개선, 장애인에 대한 관심의 고조와 배려, 그리고 장애인 자신들도 사회로 복귀하고자 하는 의욕의 고취로 재활을 통하여 사회생활이 가능해지고 있다. 척수장애인 가운데 하반신 마비자에게 일반적으로 사용하는 재활방법은 바퀴의자 방식이다. 그러나 바퀴의자를 사용하기 위해서는 부엌, 거실, 경사로, 승강기 등과 같은 생활 주변 환경을 변경시켜야 하는 문제점이 있기 때문에[1], 최근 T4~T12 손상에 의한 하반신 마비자가 자신의 근육을 이용하여 스스로 일어서서 걸을 수 있도록 해주는 기능적 전기자극(functional electrical stimulation, FES) 방법이 연구중이다[2~6].

정상인이 의자에 앉은 자세에서 팔로 지지하여 일어서는데 필요한 한쪽 무릎신근의 토크는 30~40[Nm] 이상이고, 하반

신 마비자에게 FES를 인가하여도 이 정도의 토크를 얻을 수 있다[2,6]. FES를 이용한 기동성 회복방법은 사용하는 전극의 수가 제한되어 있어 피로에 저항력이 센 가는 근섬유와 저항력이 약한 굵은 근섬유를 선택적으로 동원시키기 어렵고 낮은 활성화 문턱값(excitation threshold)을 갖는 굵은 근섬유일수록 근육의 외곽에 위치하고 있어 가는 근섬유보다 먼저 동원되기 때문에 정상인에 비하여 근육피로가 쉽게 발생하는 문제점을 갖고 있다[2,7~9].

하반신 마비자가 정상인과 같이 자연스럽게 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.

기존의 근육모델은 근육피로를 고려하지 않았다[10~15]. Giat는 근육피로 과정에서 근섬유속의  $pH(=-\log_{10}[H^+])$ 에 의존하는 근육피로항  $F(pH)$ 을 도입하여 활성화  $a(t)$ , 근력과 길이의 관계  $F(l_m)$ , 근력과 수축속도의 관계  $F(v_m)$ 를 단순한 곱  $a(t)F(pH)F(l_m)F(v_m)$ 의 형태를 갖도록 했으며[8] Shue에 따르면  $F(a,v_m)F(l_m)$  형이 단순한 곱보다 유리하다[16]. Khang과 Zajac은  $F(a,l_m,v_m)$  형태의 모델을 사용했고[15,17,18] 본 저자는  $F(pH)$ 를  $F(a,l_m,v_m)$  관계에 반영시켜 근력감소를 예측할 수 있었다[19,20]. 근육피로는 일어서기와 보행과 같은 기능측면에서 근력감소 뿐만 아니라 최대수축속도  $V_{max}$ 의 감소도 고려하는 것이 중요하며[21], Giat의 모델은 근력 감소를 예측할 수 있으나  $V_{max}$ 의 변화는 검토하지 않았다.

\* 正 會 員 : 國防科學研究所 先賃研究員

\*\* 正 會 員 : 建國大 電氣工學科 教授 · 工博

接受日字 : 1999년 1월 25일

最終完了 : 1999년 7월 13일

본 논문에서는 특정 근육을 FES로 선택적으로 활성화 시킬때 발생하는 근육피로를 고려한  $F(a, \rho H, l_m, v_m)$  형태의 근육 모델을 제시하고 최적근섬유길이  $l_{m0}$ 의 추정오차  $\Delta l_{m0}$ 가 존재해도 동일한 모델의 구조로 근력을 예측할 수 있음을 검증한다.

2. 모델링

2.1 하지의 근골격 모델

등장성조건에서 활성화된 대퇴직근의 근력  $F(t)$ 와 발목에 작용하는 반력  $F_L(t)$ 의 관계는 그림1의 하지모델에서 구할 수 있다.

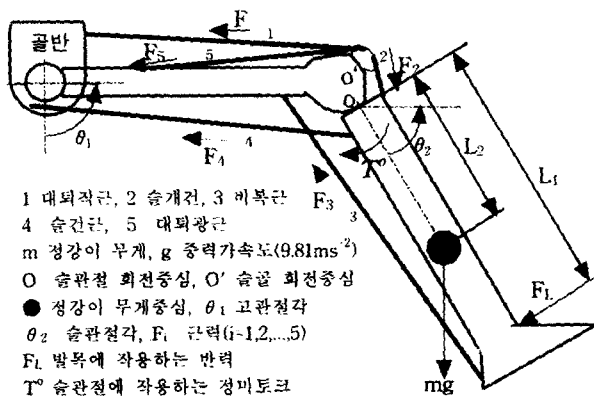


그림 1 하지의 근골격 모델

Fig. 1 Musculoskeletal model of lower extremity

정강이와 슬골이 강체이고 고관절의 마찰을 무시하면 점 O'과 점O에 대한 토크 관계로부터

$$F_2(t) = \frac{r'}{r_2'} F(t) \tag{1}$$

$$F_L(t) = \frac{r_2}{L_1} F_2(t) - \frac{L_2}{L_1} mg \cos \theta_2 - \frac{1}{L_1} T^\circ(t) \tag{2}$$

여기서  $r', r_2'$ 는 점 O'에 대한 대퇴직근과 슬개건의 모멘트 암이고  $r_2$ 는 점 O에 대한 슬개건의 모멘트암으로  $\theta_2$ 의 함수이다.  $T^\circ(t)$ 는 점O에서의 정미모멘트이며

$$T^\circ(t) = T_1^\circ(t) + T_2^\circ(t) \tag{3}$$

여기서  $T_1^\circ(t)$ 는 슬관절을 지나는 근육(3,5번), 슬골과 연결조직의 점탄성에 의한 수동토크이고 식(4)와 같은 곡선 근사식으로 표현된다[22].

$$T_1^\circ(t) = k_{p1} \exp[-k_{p2}(\theta_2 - \theta_d)] - k_{p3} \exp[-k_{p4}(\theta_h - \theta_2)] \tag{4}$$

여기서  $k_{p1}, k_{p2}, k_{p3}, k_{p4}$ 는 곡선근사 계수이고  $T_1^\circ(t)$ 는  $\theta_1 \leq \theta_2 \leq \theta_h$  범위에서는 매우 작으며,  $\theta_1 > \theta_2$ ,  $\theta_h < \theta_2$ 에서는 급격히 증가한다.  $T_2^\circ(t)$ 는 슬관절과 고관절을 통과하는 근육(1,4번) 탄성요소들에 의한 수동토크이며

$$T_2^\circ(t) = r_4 F_{o1}(t) + r F_e(t) \tag{5}$$

여기서  $r_4, r$ 는 점 O에 대한 슬개건과 대퇴직근의 모멘트암이

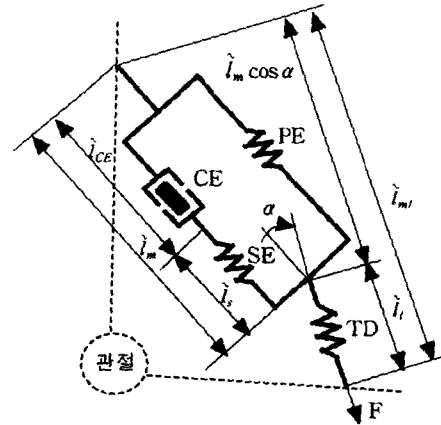
다.  $F_{o1}(t), F_e(t)$ 는 근육의 탄성에 의한 수동근력으로 식(6)과 같이 지수함수로 표현된다[23].

$$F_{e1}(t) \text{ 또는 } F_e(t) = k_{e1} [\exp(k_{e2}(l_{me} - k_{e3})) - 1] + k_{e4} [\exp(k_{e5}(l_{me} - k_{e6})) - 1] \tag{6}$$

여기서  $k_{e1}, k_{e2}, k_{e3}, k_{e4}, k_{e5}, k_{e6}$ 는 수동근력의 계수이고  $l_{me}$ 는 근육의 길이이다.

2.2 근육 모델

임의 관절을 통과하는 근육의 정규화 모델은 그림2(a)와 같고 FES에 의한 근육피로를 고려한 근육모델의 블럭선도는 그림2(b)와 같다[24].



CE 수축요소(근력 발생원), TD 힘줄(힘줄의 탄성),

SE 직렬탄성요소(크로스브리지의 탄성),

PE 병렬탄성요소(근육 연결조직의 탄성),

$\alpha$  힘줄과 근육의 상대각, F 근력,

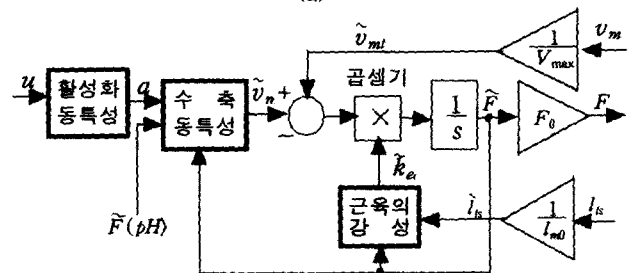
$\hat{l}_{m0} = l_{m0}/l_{m0} = \hat{l}_m \cos \alpha + \hat{l}_i$  힘줄을 고려한 정규화된 근육길이,

$\hat{l}_m = l_m/l_{m0} = \hat{l}_{CE} + \hat{l}_i$  정규화된 근육길이,

$\hat{l}_{CE} = l_{CE}/l_{m0}$  정규화된 CE길이,  $\hat{l}_i = l_i/l_{m0}$  정규화된 SE길이,

$\hat{l}_i = l_i/l_{m0}$  정규화된 TD길이,  $l_{m0}$  최적근섬유길이,

(a)



(b)

$u$  FES입력,  $a$  활성화,  $\hat{F}(\rho H)$  정규화된 근육피로항(근육피로시 근섬유속의  $\rho H$ 와 근력의 관계),  $\hat{k}_{av}$  정규화된 근육의 강성(SE와 TD의 직렬동가상성),  $v_m$  CE수축속도,  $V_{max}$  최대수축속도,  $l_{is}$  힘줄의 휴지 길이,  $v_{m0} = dv_m/dt$ ,  $\hat{v}_{m0} = v_{m0}/V_{max}$ ,  $\hat{v}_m = v_m/V_{max}$ ,  $\hat{l}_0 = l_0/l_{m0}$

그림 2 근육의 정규화 모델 (a) 관절을 통과하는 근육모델 (b) 블럭선도

Fig. 2 Normalized musculotendon model (a) Musculotendon model across a joint (b) Block diagram

2.2.1 활성화 동특성

활성화 동특성은  $u(t)$ 를 인가할 때 근섬유의 탈분극, 근낭(sarcoplasmic reticulum)속의  $Ca^{2+}$ 이 근질(sarcoplasm)로 확산하여 크로스브리지의 트로포닌(troponin,  $Tp$ )과 결합하고 다시 분리되는 과정을 나타낸다[9,25,26]. 종판(end plate)과 인접한 신경 부위를 자극할때 활동전위의 신경근 전달, 근섬유의 탈분극과  $Ca^{2+}$ 의 확산과정이 정상이고 근낭과 근질 사이의  $Ca^{2+}$  이동이 손실 없이 이루어진다고 가정하면 근낭에서  $Ca^{2+}$  농도의 변화는 일정하게 유지된다. 근섬유의 활성화 시간은 이완시간에 비하여 매우 빠르고[8,15] 이완할 때  $Ca^{2+}$ 와  $Tp$ 의 분리가 2단계 비선형적으로 이루어진다고 가정하면[27,28] 근질 속의  $[Ca^{2+}Tp]$  농도  $n(t)$ 의 변화는[29]

$$\frac{dn(t)}{dt} = k_1 [u(t) - \frac{k_1}{k_2} G(n(t))] \quad (7)$$

여기서  $k_1$ 은  $Ca^{2+}$ 과  $Tp$ 의 결합속도이고  $k_2$ 는  $Ca^{2+}$ 이  $Tp$ 와 분리되는 속도를 조절하는 계수이다.  $G(n(t))$ 은 2단계 비선형 분리속도를 나타내며

$$G(n(t)) = \begin{cases} g_1 n(t), & 0 \leq n(t) < 0.8 \\ g_2 + g_3 n(t), & 0.8 \leq n(t) < 1.0 \end{cases} \quad (8)$$

여기서  $g_1, g_2, g_3$ 는 곡선근사 계수 이다.  $[Ca^{2+}Tp]$ 가 CE를 손실 없이 활성화시킨다고 가정하면 활성화  $a(t)$ 는

$$a(t) = n(t) \quad (9)$$

근육을 자극하지 않은 상태에서  $a(t)=0$ 이고 근섬유가 활성화 되지 못하여 근육의 탄성요소에 의한 수동근력만 존재하게 되며, 최대로 자극할 때  $a(t)=1$ 이고 근육속의 모든 근섬유가 활성화되며 최대 근력을 발생시킨다.

활성화 모델은 일정한 활성화 시정수  $k_r$ , 이완 시정수  $k_f$ 를 사용하고 전형적으로 식(10)으로부터 구할 수 있다[8].

$$\frac{da(t)}{dt} = k_r [1 - a(t)] - k_f [1 - u(t)] \quad (10)$$

여기서  $k_r=50[s]$ ,  $k_f=5[s]$ 이다. 식(7)~(9)의 모델이 식(10)과 일치되도록 계수값을 선정하면  $k_1=27[s^{-1}]$ ,  $k_2=25$ ,  $g_1=0.137$ ,  $g_2=0.11$ ,  $g_3=1.125$ 이다. 본 활성화 동특성에서는 근육이 동원 특성의 선형구간에서 근섬유가 활성화되도록 자극크기를 선정한다.

2.2.2 근육피로항

근육피로는 근력의 감소[7,30] 또는 근력 발생능력의 저하[31]로 정의된다. 전기자극에 의한 근육피로 과정에서 근력과  $V_{max}$ 의 감소[32], 근질 속에서  $Ca^{2+}$ 과  $Tp$ 이 결합하고 분리되는 순환속도(cycling velocity)의 저하 현상이 발생하며[33~35] 크로스브리지의 기구학적 손상에 의하여 근력이 감소되지는 않는다[36].

Giat는 근육피로에 따른  $pH$ 의 변화(그림3)를 이용하여 근력감소를 표현했고 식(11)과 같은 곡선 근사식을 제안하였다[8,37].

$$pH(t) = p_1 \tanh[p_2(t - p_3)] + p_4 \quad (11)$$

여기서  $p_1, p_2, p_3, p_4$ 는 곡선근사 계수이고  $pH(t)$ 와  $F(t)$  사이의 관계는 식(12)로 근사화시킨다.

$$F(pH(t)) = \frac{p_5}{1 + p_6 \exp[-p_7 pH(t)]} \quad (12)$$

여기서  $p_5, p_6, p_7$ 는 곡선근사 계수이고 근육피로를 고려한 활성화 값  $a(t)$ 는 다음과 같이 가정한다.

$$a(t) = \tilde{F}(pH(t)) a(t) \quad (13)$$

$\tilde{F}(pH(t))$ 는 FES 인가 직전 근육피로에 도달하지 않은 상태의 값  $F(pH(0))$ 으로 식(12)를 정규화한 값이다.

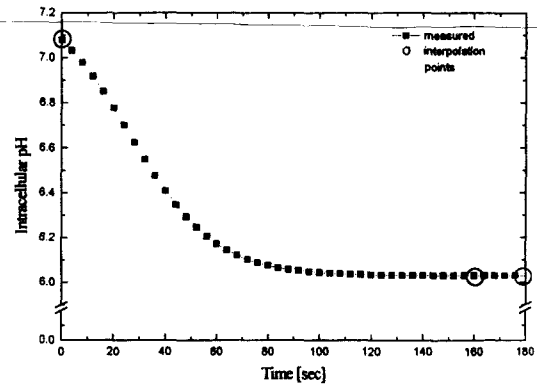


그림 3 FES에 의한 대퇴직근 근섬유 속의 pH(Levy의 그림을 재작성[37])

Fig. 3 Intracellular pH of rectus femoris under FES (redrawn after Levy[37])

2.2.3 수축 동특성

수축동특성은 FES에 의하여 활성화된 CE의 수축속도를 나타내며 최대자극 조건에서  $\tilde{v}_m(t)=v(t)/V_{max}$ ,  $\tilde{F}(t)=F(t)/F_0$ 에 관하여 정리한 Hill의 방정식은

$$\tilde{v}_m(t) = \frac{1 - \tilde{F}(t)}{1 + a_s \tilde{F}(t)} \quad (14)$$

여기서  $a_s=4$ 이다.  $v_m(t), F(t)$ 는  $a(t)$ 에 비례하며[15,38~40] 근육을 최대로 활성화시키고( $a(t)=1$ ) ①  $\tilde{v}_m(t)=0$ 일 때  $F(t)=F_0$ 와 ②  $F(t)=0$ 일 때  $\tilde{v}_m(t)=V_{max}$ 를 만족하도록 식(14)를 정리하면[24,39], 임의 강도의 전기자극에 대한 식을 유도할 수 있다.

$$\tilde{v}_m(t) = \frac{a_f - \tilde{F}(t)}{a_f + a_s \tilde{F}(t)}, \quad 0 \leq \tilde{F}(t) \leq 1 \quad (15)$$

2.2.4 근육의 강성

그림2(a)에서 SE의 강성  $\tilde{k}_s$ 는 근력의 선형적인 함수이며

$$\tilde{k}_s \equiv \frac{d\tilde{F}(t)}{d\tilde{t}_s} = \frac{\sigma_s + \tilde{F}(t)}{\epsilon_s} \quad (16)$$

여기서  $\sigma_s=0.1$ ,  $\epsilon_s=0.01$ 이다[15]. TD의 강성  $\tilde{k}_s$ 는 힘줄의 변형을  $\epsilon_s < \epsilon_u (= 0.02)$ 일 때 근력에 대하여 지수함수적으로 증가하고, 그 외에는 선형적으로 증가한다[14].

$$\tilde{k}_i \equiv \frac{d\tilde{F}(t)}{d l_i} = \begin{cases} \frac{(\sigma_n/\sigma_0) + \tilde{F}(t)}{\varepsilon_n l_b}, & \varepsilon_i \leq \varepsilon_n \\ \frac{E_i}{\sigma_n l_b}, & \varepsilon_i > \varepsilon_n \end{cases} \quad (17)$$

$$\varepsilon_i = (l_i/l_b) - 1 = \varepsilon_n \ln[1 + (\sigma_n/\sigma_0) \tilde{F}(t)] \quad (18)$$

$F_0$ 에 해당하는 힘줄의 응력과 탄성계수는  $\sigma_{i0}=32[\text{MPa}]$ ,  $E_i=1.2[\text{GPa}]$ 이고,  $\varepsilon_{i0}=0.023$ ,  $\sigma_{i0}=11.4[\text{MPa}]$ 이다[15]. PE의 탄성에 의한 수동토크는 식(4)~(6)에 반영되어 있고 과신전되지 않는 정상적인 운동범위 ( $\theta_1 = 9.9 \sim 54 [\text{deg}]$ ,  $\theta_2 = 5.1 \sim 69.7[\text{deg}]$ )에서는 무시할 수 있다[22].

### 2.2.5 근육의 동특성

FES에 의하여 활성화된 근육의 근력은 그림2(b)로부터

$$\frac{d\tilde{F}(t)}{dt} = \tilde{k}_{ev} [\tilde{v}_{mt}(t) - \tilde{v}_m(t)] \quad (19)$$

$$\tilde{k}_{ev} = (1/\tilde{k}_s + 1/\tilde{k}_i)^{-1} \quad (20)$$

여기서  $\tilde{k}_{ev}$ 는 SE와 TD의 직렬등가강성이며 근육길이의 변화에 영향이 미치지 않는  $\alpha \leq 15[\text{deg}]$ 의 경우에 적용한다[15].

### 3. 컴퓨터 시뮬레이션과 모델 검증

근육피로를 고려한 근육모델을 검증하기 위하여 그림1에서  $\theta_1=0$ ,  $\theta_2=30[\text{deg}]$ 로 관절을 고정시킨 등장성 조건에서 FES에 의해 활성화된 대퇴직근의 근력  $F(t)$ 를 컴퓨터 시뮬레이션을 통하여 계산하고 식(1),(2)와 Levy의 반력 측정값  $F_L(t)$ [8]을 이용하여 산출한 값과 비교한다. 시뮬레이션은 MATLAB과 SIMULINK를 이용해서 4차 Runge-Kutta 수치적분법을 사용하여 10ms 주기로 계산한다. 표1은 본 시뮬레이션에 사용한 모델의 매개변수값이다.

표 1 시뮬레이션에 사용된 매개변수 값

Table. 1 Parameters in simulation

구분	기호	값	단위	
대퇴직근 특성	$l_{m0}$	0.082	m	
	$l_{is}$	0.411	m	
	$F_0$	945	N	
슬관절 수동토크	$k_{p1}$	3.10	Nm	
	$k_{p2}$	5.90	rad <sup>-1</sup>	
	$k_{p3}$	10.50	Nm	
	$k_{p1}$	11.80	rad <sup>-1</sup>	
	$\theta_1$	-1.218	rad	
	$\theta_2$	-0.090	rad	
하지특성	$L_1$	0.433	m	
	$L_2$	0.302	m	
	$m$	4.880	kg	
	$r'/r_2'$	0.947	-	
	$r_2$	0.0437	m	
	$r$	0.0400	m	
	$r_1$	0.0028	m	
수동근력	-	슬건근	대퇴직근	-
	$l_{me}$	0.5327	0.5087	m
	$k_{e1}$	64.7	5.393	N
	$k_{e2}$	23.95	90.4	m <sup>-1</sup>
	$k_{e3}$	0.48	0.590	m
	$k_{e4}$	0.0068	0	N
	$k_{e5}$	239.8	0	m <sup>-1</sup>
$k_{e6}$	0.53	0	m	

### 3.1 활성화된 대퇴직근의 근력과 수축속도

FES에 의한 근육피로 과정에서  $pH(t)$ 는 그림3과 같이 보 간점을 선정하고  $pH(0)=7.08$ ,  $pH(\infty)=6.03$  값을 만족하도록 식(11)에 곡선 근사화하여  $p_1=0.6313$ ,  $p_2=-0.0305$ ,  $p_3=26.1070$ ,  $p_4=6.6610$ 를 구한다.  $pH(t) - \tilde{F}(t)$ 의 관계는 그림4와 같고 식(12)로 곡선 근사시키면  $p_5=1.129$ ,  $p_6=4.424 \times 10^{10}$ ,  $p_7=3.730$ 이고  $\tilde{F}(pH(t))$ 는 그림5와 같다.

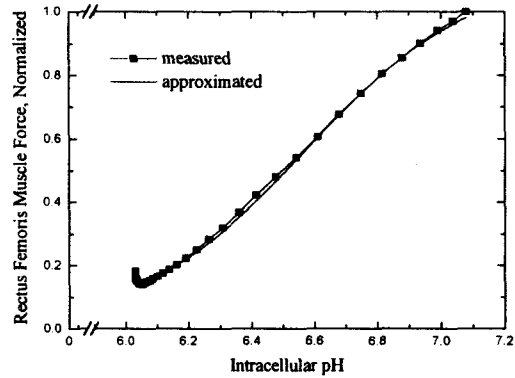


그림 4 대퇴직근 근섬유 속의 pH와 정규화된 근력

Fig. 4 The relation between intracellular pH and normalized muscle force

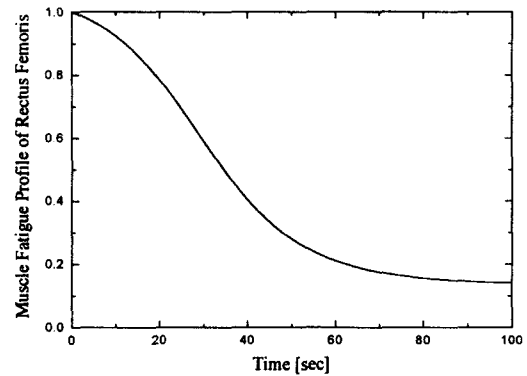


그림 5 대퇴직근의 근육피로함

Fig. 5 Muscle fatigue profile of rectus femoris

등장성조건에서 근육길이는 일정하므로  $\tilde{v}_{mi}=0$ 이 된다. 대퇴직근의 경우  $\alpha=5[\text{deg}]$ 이며[10] 근육길이의 변화에 영향이 없으므로[14]  $\alpha=0[\text{deg}]$ 로 놓고 식(15)~(20)을 이용하여 근력을 계산한 결과는 그림6('simulated')과 같다. 식(3)~(6)에서  $T_1^0(t) = -0.012 [\text{Nm}]$ ,  $F_{e1}(t) = 163.7 [\text{N}]$ ,  $F_{e2}(t) = -5.4 [\text{N}]$ ,  $T_2^0(t) = 0.24 [\text{Nm}]$ ,  $T_{e1}(t) = 0.23 [\text{Nm}]$ 이고, 식(1), (2)로부터  $F_L(t)$ 를 구하면 그림6('measured')과 같다.

근력은 60[s] 이내에  $0.2F_0$ 에 도달하며 그 이후 근력은 비교적 큰 오차가 있으나 기능상 활용하지 않는 구간이며 약 43[s] 이후 반력은 음(-)의 값을 갖는데 슬관절 신전근력에 비하여 자중(22.8[N])이 더 크기 때문이다.

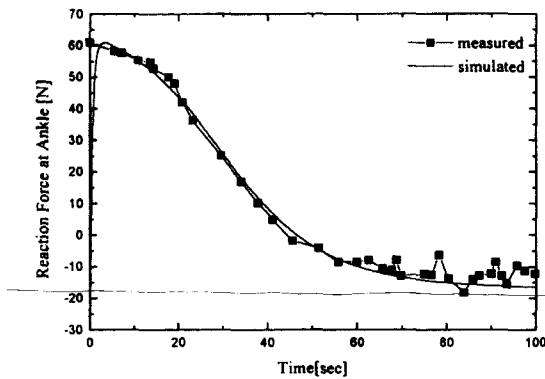


그림 6 대퇴직근에 의해 발목에 작용하는 반력  
Fig. 6 The reaction force at ankle

동장성 조건에서 연속적으로 FES를 인가할 때 CE는  $F_0$ 에 도달할 때까지  $v_m(t)$ 는 변하지만  $F_0$ 에 도달하면  $F(a, v_m)$  관계에 따라  $v_m(t)=0$ 이 되어  $V_{max}$ 의 감소를 파악할 수 없다. 근육피로에 따른  $v_m(t)$ 의 변화를 확인하기 위하여 매 7[s]간 연속수축을 일으키고 3[s] 동안 자극을 가하지 않는 휴지기간이 근육의 피로회복 기간에 비하여 매우 짧으므로 이 기간동안의 피로회복은 무시하고  $v_m(t)$  및  $V_{max}$ 를 결정하였다.

그림7로부터 FES 인가 직전과 근육피로 상태에서  $F_0$ ,  $V_{max}$ 는 각각 84%, 70%씩 감소하였고 0.2 $F_0$ 에 도달할 때까지 7회의 연속수축이 가능했으나 해당하는 동력은  $P_{max}$ 의 10%에 미만을 볼 수 있다.

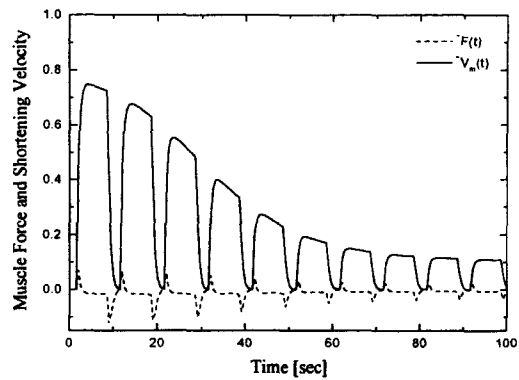
### 3.2 모델 검증

근육의 길이와 모멘트암은 관절각에 따라 변하여 관절각에 따라 근력이 변하며 해부를 하지 않은 상태에서 결정한  $l_{m0}$ 값에 추정오차  $\Delta l_{m0}$ 가 존재하게 된다.  $F_0$ 는 그림2(b)의정규화 모델에서 근력에 영향을 미치지 않음을 알 수 있다.  $l_{m0}$ 는  $\dot{l}_s$ 를 변화시키고,  $\dot{l}_s$ 는  $\dot{k}_i$ 에 영향을 주므로  $\tilde{F}(t)$ 를 변화시킬 수 있다.  $\Delta l_{m0}$ 가 근력 예측에 미치는 영향은 그림8과 같이  $u(t)$ 를 인가한 상태에서  $l_{m0}$ 를 지정하고  $\Delta l_{m0}$ 를  $-0.99 \leq \Delta \dot{l}_{m0} (\equiv \Delta l_{m0}/l_{m0}) \leq 2.0$  범위의 값을 선정하여 결정된 대퇴직근 근력을 분석하면 알 수 있다.

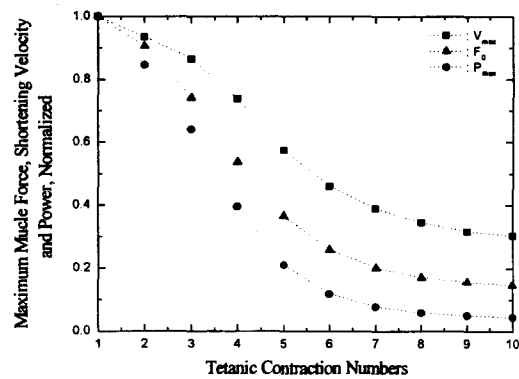
$\Delta \dot{l}_{m0}$ 에 따른 근력 예측결과는 그림9(a)와 같다.  $\Delta \dot{l}_{m0}$ 이 커질수록 근력의 상승시간이 증가하지만 정상상태 근력에 영향을 미치지 않으며 작아질수록 근력의 상승시간은 길어지고 정상상태 근력은 작아진다. 10[s] 이후에는  $\Delta \dot{l}_{m0} = -0.9, -0.99$ 를 제외하고  $\Delta \dot{l}_{m0}$ 의 값과 상관없이 실제 근력 값과 거의 일치한다.

근육모델이 정상적으로 동작하는 허용  $\Delta \dot{l}_{m0}$ 의 범위는 그림9(a)에서  $\Delta \dot{l}_{m0}=0$ 일 때 요구응답  $\tilde{F}(t)$ 에 대한 편차  $\Delta \tilde{F}$ 로부터 결정되고 그 결과는 그림9(b)와 표2와 같다.  $\tilde{F}(t) + \Delta \tilde{F}(t)$ 의 활성화 구간에서 상승시간  $t_s$ 와 정착시간  $t_p$ 를 측정하고 과도상태 구간의 0.5[s]와 이완구간의 40[s]에서  $\Delta \tilde{F}(t)$ 의 최

대값  $\max. \Delta \tilde{F}(t)$ 을 비교하였다.  $t_s$ 는  $\tilde{F}(t)=0.1$ 에서 0.9에 도달하는 시간이고  $t_p$ 는  $\tilde{F}(t)=0.0$ 에서  $\tilde{F}(t)$ 의 최대값에 도달할 때까지의 시간이다.  $t_s$ 와  $t_p$ 는  $-0.2 \leq \Delta \dot{l}_{m0} \leq 0.5$ 에 대하여 20%,  $-0.1 \leq \Delta \dot{l}_{m0} \leq 0.3$ 에서 10%이하이다. 과도상태 구간에서  $\max. \Delta \tilde{F}(t)$ 는  $-0.3 \leq \Delta \dot{l}_{m0} \leq 0.5$ 에서 20%,  $-0.9 \leq \Delta \dot{l}_{m0} \leq 2.0$ 에서 10%이내이고 이완구간의 경우  $-0.9 \leq \Delta \dot{l}_{m0} \leq 2.0$ 에서 20%,  $-0.8 \leq \Delta \dot{l}_{m0} \leq 1.5$ 에서 10%이하이다.  $\Delta \dot{l}_{m0} = -0.99$ 를 제외한  $\Delta \dot{l}_{m0}$ 는 예측 근력의 이완구간에는 거의 영향을 미치지 않음을 볼 수 있다.



(a)



(b)

그림 7 대퇴직근의 근력과 수축속도 (a)  $\tilde{F}(t)$ 와  $\tilde{v}_m(t)$   
(b) 수축횟수와  $F_0, V_{max}, P_{max}=F_0V_{max}$

Fig. 7 Tetanic force and shortening velocity (a)  $\tilde{F}(t)$  and  $\tilde{v}_m(t)$  (b) Tetanic contraction numbers vs.  $F_0, V_{max}$ , and  $P_{max}=F_0V_{max}$

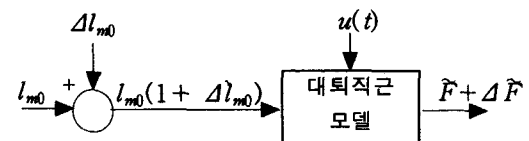
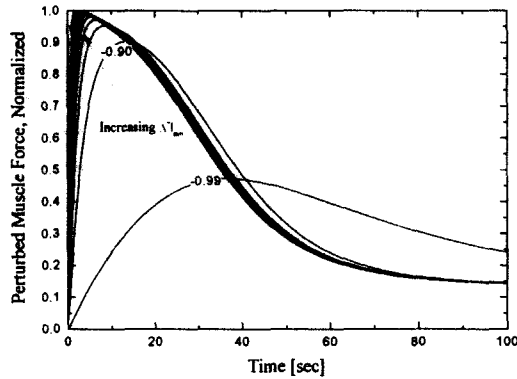
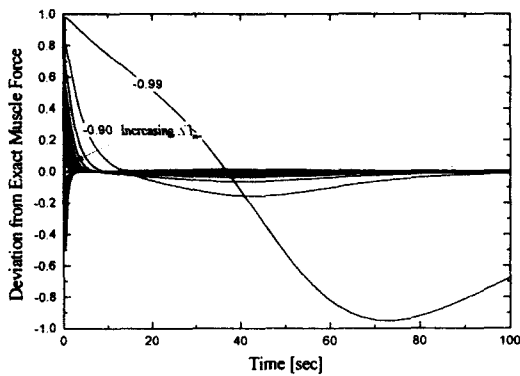


그림 8 모델 검증을 위한 시뮬레이션 모델  
Fig. 8 Simulation model to validate the model

4. 고찰



(a)



(b)

그림 9 최적근섬유길이의 변화에 의한 대퇴직근의 근력 변화 (a)  $(\tilde{F} + \Delta\tilde{F})$  (b)  $\Delta\tilde{F}$

Fig. 9 Simulated muscle force due to the change in the optimal fiber length (a)  $\tilde{F} + \Delta\tilde{F}$  (b)  $\Delta\tilde{F}$

표 2 최적근섬유길이와 근력변화 분석표

Table. 2 Analysis of changes in the muscle force and the optimal fiber length

$\Delta l_{m0}$	$\tilde{F}(t) + \Delta\tilde{F}(t)$				$\max. \Delta\tilde{F}(t)$	
	$t_s$	오차	$t_p$	오차	0.5s	40s
-0.99	22.08	17.09	36.97	10.77	0.98	-0.950
-0.90	6.53	4.35	13.71	3.36	0.81	-0.150
-0.80	3.87	2.17	8.93	1.84	0.66	-0.060
-0.70	2.78	1.27	6.85	1.18	0.54	-0.038
-0.60	2.24	0.83	5.59	0.78	0.50	-0.024
-0.50	1.83	0.50	4.89	0.55	0.34	-0.016
-0.40	1.67	0.36	4.28	0.36	0.25	-0.011
-0.30	1.50	0.22	3.95	0.25	0.18	-0.007
-0.20	1.38	0.13	3.55	0.13	0.11	-0.004
-0.10	1.33	0.09	3.26	0.03	0.05	-0.002
0.00	1.22	0.00	3.14	0.00	-	-
0.10	1.22	0.00	3.06	0.02	-0.04	0.003
0.20	1.17	0.04	2.85	0.09	-0.09	0.005
0.30	1.09	0.10	2.77	0.11	-0.13	0.008
0.40	1.05	0.13	2.53	0.19	-0.16	0.010
0.50	1.02	0.16	2.48	0.20	-0.20	0.012
1.00	0.93	0.23	2.00	0.36	-0.33	0.009
1.50	0.85	0.30	2.00	0.36	-0.43	0.010
2.00	0.85	0.30	1.95	0.37	-0.46	0.012

본 논문의 근골격 모델은 등장성 조건에서 적용되며 근육 길이의 변화를 고려한 동특성 모델로 확장시키기 위하여 식 (1)~(6)에 체질의 관성모멘트와 관절의 각속도 항을 추가하여야 한다. 식(19)의 근육모델은 근육길이의 변화가 발생 ( $\dot{v}_{m}(t) \neq 0$ )되는 동적조건에서  $\alpha < 15[\text{deg}]$ 인 근육의 근력에 측에 사용할 수 있다.

활성화 동특성은 전기자극에 의한 근질 속의  $[Ca^{2+}T_p]$  농도의 변화를 표현한 것으로  $Ca^{2+}$ 과  $T_p$ 의 결합속도는 일정하고 분리속도는 비선형 관계를 적용하였으며 근육이 2단계 과정을 거쳐 이완된다는[31,36] 생리학적 근거를 둔 것이다. 또한  $[Ca^{2+}T_p]$ 이 손실 없이 수축요소를 작동시키는 경우  $Ca^{2+}$ 과  $T_p$ 의 결합율과 분리율이 크로스브리지의 순환속도를 나타내므로 결합율과 분리율을 수정하여도 근육피로를 표현할 수 있을 것으로 판단하였고, 근육피로시 수축기구의 손상 현상은 없기 때문에[36] 수축동특성의 형태를 유지하면서 활성화 값을 변경시켜 근육의 수축속도 감소와 근력 감소를 표현할 수 있도록 한 것이다.

제안한 근육모델을 이용하여 근력을 예측할 때 근육피로항에 반영되어 있는  $pH(t)$ 를 매년 측정할 필요는 없다. 문헌상  $pH(t)$ 의 측정 결과는 하반신 마비자의 경우  $pH(0)=7.08$ ,  $pH(\infty)=6.03$ [37], 정상인의 경우  $pH(0)=7.03$ ,  $pH(\infty)=6.51$ 이고[41], 동물의 근육에서  $pH(0)=7.0$ ,  $pH(t)=6.0$ [42]로 유사하므로  $pH(0)=7.08$ 로 정규화시켜  $pH(t)$ 의 형태가 동물이나 사람 상관없이 골격근에 대하여 동일한 것으로 고려하였다.

5. 결론

본 연구에서 제시한 정규화 근육모델은 연속적인 FES를 마비된 근육에 인가할 때 발생하는 근육피로의 특성을 나타낼 수 있다. 근육의 활성화는  $Ca^{2+}$ 와  $T_p$ 의 결합 및 분리 개념 도입하여 FES에 의한 근육피로시 근섬유 속의  $pH(t)$ 에 의존하는 근육피로항을 적용하여 활성화 값을 변화시키고, 변경된 활성화 값이 근육의 수축동특성을 변경시켜 근력의 감소뿐만 아니라  $V_{max}$ 의 감소도 표현할 수 있도록 구성하였으며, 시간에 따른 근력 정보를 확보하면 근력을 예측할 수 있음을 확인하였다. 모델의 적합성 검증결과  $l_{m0}$ 의 추정오차가 -20%~50% 범위에서도 동일한 근육모델을 사용하여 20% 이내의 오차로 근력을 예측할 수 있음을 확인하였으며,  $F_0$ 는 정규화 모델에서는 근력예측과는 무관하였다.

참고 문헌

[1] R. A. Cooper, Rehabilitation Engineering Applied to Mobility and Manipulation, Institute of Physics Pub., pp. 155~218, 1995.  
 [2] A. R. Kralj and T. Bajd, Functional Electrical Stimulation : Standing and Walking after Spinal Cord Injury, CRC Press, 1989.  
 [3] A. Kralj, T. Bajd, R. Turk, J. Krajnik, and H. Benko,

- "Gait restoration in paraplegic patients : A feasibility demonstration using multichannel surface electrode FES", *J. Rehabilitation R&D*, Vol. 20, No. 1, pp. 3~20, 1983.
- [4] E. B. Marsolais and R. Kobetic, "Functional walking in paraplegized patients by means of electrical stimulation", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, No. 175, pp. 30~36, 1983.
- [5] 강곤, "전기자극을 이용한 하반신 마비환자의 기동성 회복", *전자공학회지*, 제21권, 제12호, pp. 40~46, 1994.
- [6] T. Bajd and A. Kralj, "Standing-up of a healthy subject and a paraplegic patient", *J. Biomechanics*, Vol. 15, No. 1, pp. 1~10, 1982.
- [7] 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.
- [8] 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.
- [9] Y. F. Zheng, H. Hermi, and B. T. Strokes, "Muscle dynamics, size principle, and stability", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. BME-31, No. 7, pp. 489~497, July 1984.
- [10] M. G. Hoy, F. E. Zajac, M. E. Gordon, "A musculoskeletal 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. Biomechanics*, Vol. 23, No. 2, pp. 157~169, 1990.
- [11] 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.*, Vol. BME-32, No. 10, pp. 826~839, 1985.
- [12] J. M. Winters, M. H. Nam, and L. W. Stark, "Modeling dynamical interactions between fast and slow movements : Fast saccadic eye movement behavior in the presence of the slower VOR", *Mathematical Bioscience*, Vol. 68, pp. 159~185, 1984.
- [13] 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.
- [14] 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.
- [15] 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.
- [16] G. Shue, P. E. Crago, and H. J. Chizeck, "Muscle - joint models incorporating activation dynamics, moment-angle, and moment-velocity properties", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 42, No. 2, pp. 212~223, 1995.
- [17] F. E. Zajac, J. P. Chapelier, W. S. Levine, M. R. Zomlefer, "Neuromuscular and musculoskeletal control models for the human leg", *Proc. American Control Conf.*, Vol. 1, pp. 229~234, 1983.
- [18] F. E. Zajac, E. L. Trep, and P. J. Stevenson, "Musculotendon actuator models for use in computer studies and design of neuromuscular stimulation systems", *Proc., 9th Annual Conf. Rehabilitation Eng. (RESNA)*, MN, pp. 442~444, 1986.
- [19] 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.
- [20] 임종광, 남문현, "전기자극이 가해진 골격근의 피로함을 갖는 근육 모델의 구조", *대한전기학회 98하계학술 대회 논문집(B권)*, pp. 611~613, 1998. 7. 21.
- [21] A. De Hann, J. E. Van Doorn, and A. J. Sargeant, "Age-related changes in power output during repetitive contractions of rat medial gastrocnemius muscle", *Pflügers Arch.*, Vol. 412, pp. 665~667, 1988.
- [22] 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.
- [23] H. Hatze, "The complete optimization of a human motion", *Mathematical Bioscience*, Vol. 28, pp. 99~135, 1976.
- [24] A. V. Hill, "The heat of shortening and the dynamic constants of muscle", *Proc. Royal Society, Britain*, Vol. 126, pp. 136~195, 1938.
- [25] A. S. Wexler, J. Ding, and S. A. Binder-Maclead, "A mathematical model that predicts skeletal muscle force", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 44, No. 5, pp. 337~348, 1997.
- [26] G. I. Zahalak and S. P. Ma, "Muscle activation and contraction : constitutive relation based directly on cross-bridge kinetics", *Trans. ASME*, Vol. 12, pp. 52~62, Feb., 1990.
- [27] 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.
- [28] 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.
- [29] C. P. Chou and B. Hannaford, "Dual stable point model of muscle activation and deactivation", *Biol.*

Cyber., Vol. 66, pp. 511~523, 1992.

[30] 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.

[31] 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.

[32] A. De Hann and D. A. Jones, "Changes in velocity of shortening, power output and relaxation rate during fatigue of rat medial gasronemius muscle", Pflügers Arch., Vol. 413, pp. 422~428, 1989.

[33] 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.

[34] J. Lännergren, and H. Westerblad, "Maximum tension and force-velocity properties of fatigued, single *Xenopus* muscle fibers studied by caffeine and high  $K^+$ ", J. Physiol., Vol. 409, pp. 473~490, 1989.

[35] 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.

[36] W. Grabowski, E. A. Lobiger, and H. ChLuttau, "The effect of repeatitive stimulation at low frequencies upon the electrical and mechanical activity of single muscle fibres", Pflügers Arch., Vol. 334, pp. 212~239, 1972.

[37] 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.

[38] 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.

[39] A. T. Bahill, Bioengineering : Biomedical, Medical and Clinical Engineering, Prentice-Hall, pp. 157~175, 1981.

[40] 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.

[41] 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., Vol. 418, pp. 311~325, 1989.

[42] R. Cooke, K. Franks, G. B. Luciani, and E. Pate, "The inhibition of rabbit skeletal muscle contraction by hydrogen ions and phosphate", J. Physiol., Vol. 397, pp. 77~97, 1988.

## 저 자 소 개



**임종광 (林鍾光)**

건국대 전기공학과 졸업(1987), 동대학원 석사(1989), 박사수료(1996). 1989년~현재 국방과학연구소 연구원, 선임연구원. 자주 곡사포 K9 System Integration. 관심분야는 생체 신호처리, 모델링 및 제어, 생체 인터

페이스, 정보융합

Tel : 042-821-3637, Fax : 042-821-2221

e-mail : jklim33@netsgo.com



**남문현 (南文鉉)**

연세대 전기공학과 박사(1975). 1976년~현재 건국대 전기공학과 조교수, 부교수, 교수. 1980~82년 Univ. of California, Berkeley 전기전산과 초빙교수. 1986~87년 당학회 제어계측연구회 간사. 한국과학사학

회 이사. 관심분야는 생체공학, 기술사, 제어계측사, 시간측정사 등.

Tel : 02-450-3482, Fax : 02-454-0428

e-mail : monroe@kkucc.ac.kr