인체 수관절 근육의 진동 응답

Vibration Response of a Human Carpal Muscle

전 한 용* · 김 진 오† · 박 광 훈**

Han Yong Chun, Jin Oh Kim and Kwang Hun Park

(2010년 10월 19일 접수 ; 2010년 12월 17일 심사완료)

Key Words : Carpal Muscle(수관절 근육), Vibration Response(진동 응답), Angular Displacement(각도 변위), Electromyogram(근전도), Rehabilitation Training(재활 훈련)

ABSTRACT

This paper examines the dynamic characteristics of a human carpal muscle through theoretical analysis and experiment. The carpal muscle was modeled as a 1-DOF vibration system and vibration response due to a ramp function force was calculated. The electromyogram signal corresponding to the muscle excitation force was measured, and the excitation force function of an envelope curve from the electromyogram signal was extracted. The ramp input function of electrical stimulation to the carpal muscle was applied by using a device for functional electrical stimulation, and the angular displacements corresponding to steady state response were measured. Theoretical calculations of the vibration response displacements were compared with the experimental results of the angular displacements, and have shown a good agreement with the result that is linearly proportional to the excitation force magnitude. As a result, the relationship between the input current of the electrical stimulation and the excitation force magnitude was inferred. The result was shown that it can be applied to develop rehabilitation training devices.

기 호 설 명

F_0 : 가진력 크기
 $F(t)$: 가진력 함수
 I : 입력 전류
 m : 근육의 분포 질량
 m_e : 근육의 등가 질량
 $x(t)$: 진동 응답 변위

ζ : 근육의 감쇠비
 θ : 각도 변위

1. 서 론

인체에 대한 공학적 연구는 기계, 전자, 정보통신 분야에 이르기까지 다양한 분야에서 요즈음 활발히 진행되고 있다. 최근에는 산업 현장의 진동이 인체에 미치는 영향⁽¹⁾이나, 인체를 모방한 휴머노이드(humanoid) 로봇과 동물을 모방한 군사용 로봇 등 다양한 로봇 연구도 국내외에서 활발하다. 사회가 고령화 되어감에 따라 의료 서비스 로봇에 대한 수요가 증가하는데, 그 예로서 노인을 위한 인체 보조 로봇과 부상자를 위한 재활 훈련 로봇(rehabilitation training robot)이 있다. 이러한 로봇

* 교신저자; 정회원, 숭실대학교 공과대학 기계공학과
E-mail : jokim@ssu.ac.kr

Tel : (02)820-0662, Fax : (02)820-0668

* 정회원, 숭실대학교 대학원 기계공학과

** (주)피앤에스미캐닉스

이 논문의 일부는 2010년 추계 소음진동 학술대회에서 발표되었음.

은 인체 근육이나 건(tendon)이 마비되는 것을 방지하거나, 근육 및 신경의 기능을 회복시켜 상태를 호전시킬 수 있다.

일반적인 재활 훈련 로봇은 분석된 인체 운동 패턴을 반복 운동시킨다⁽²⁾. 이와 같은 로봇을 수동(passive)형 재활 훈련 로봇이라고 한다. 환자가 움직이지 못하는 경우 근육이나 건이 굳게 되는데, 수동형 로봇은 계속적으로 반복 운동시켜 근육이나 건이 마비되는 것만을 방지한다. 좀 더 발전된 로봇은 인체의 상태를 측정하여, 상태에 따라 적절한 운동을 시키는 능동(active)형이다. 능동형 재활 훈련 로봇은 환자의 움직이려는 의지를 보조하여 다양한 방법으로 근육 및 신경에 지속적인 자극을 줌으로써 기능을 회복시킬 수 있기 때문에 궁극적으로 재활 치료사에 의한 훈련을 대체할 수 있다고 예상된다^(3,4). 능동형 재활 훈련 로봇은 다양한 방법으로 인체의 상태를 측정하고 운동시킬 수 있다. 그 중 근전도(EMG, electromyogram)로 근육의 상태를 측정하고, 기능적 전기 자극(FES, functional electrical stimulation)으로 운동시키는 방법이 있다⁽⁵⁾. 이 방법은 근육 상태 측정이 비교적 쉽고 단계적으로 자극을 줄 수 있어 재활 훈련에 효과적이다. 그러나 대부분의 연구는 인체 하지에 관한 것이므로, 상지에 관한 연구가 필요한 실정이다. 효과적인 재활 훈련은 인체의 움직임과 가장 비슷하게 움직일 때 가능하다. 인체의 움직임을 자연스럽게 표현하고 예측할 수 있기 위해서는 근육의 동역학적 특성을 알아야 한다.

이 논문은 인체 수관절 근육을 대상으로 진동 응답을 다룬다. 수관절 재활 훈련 로봇 설계를 위하여 수관절 근육의 동역학적 특성을 파악하는 연구의 초기 단계로서, 근육을 스프링과 감쇠기로 구성된 진동 시스템으로 모델링한 사례⁽⁶⁾에 따라, 인체 수관절 근육을 가장 간단한 1자유도 진동 시스템으로 모델링하고, 진동 응답을 이론적으로 해석한다. 실제 근육의 물성치를 대입하여 응답 해석 결과를 얻는다. 실험을 통해 수관절 근육으로부터 근전도 신호를 측정하여 근육에 가해지는 가진력 함수를 추출한다. 기능적 전기 자극 장치를 사용하여 수관절 근육에 전기 자극을 인가한다. 수관절 회전 운동의 각도 변위를 측정하고, 측정된 각도 변위와 이론으로 해석한 진동응답 결과를 비교한다. 결과로 수관

절 근육의 동역학적 특성을 파악하고, 전기 자극 강도와 가진력 크기의 관계를 유추하여, 능동형 수관절 재활 훈련 로봇 설계에 적용하고자 한다.

2. 이론적 해석

수관절 근육을 1자유도 진동 시스템으로 모델링하여 진동 응답 식을 유도하였다.

2.1 근육 모델링

인체 수관절 근육을 Fig. 1과 같이 스프링과 감쇠기가 병렬로 집중 질량에 연결된 진동 시스템으로 모델링하였다. 이 시스템에 임의의 하중 $F(t)$ 가 가해진다고 하면, 운동방정식은 다음과 같은 식으로 표현된다.

$$m_e \ddot{x}(t) + c \dot{x}(t) + kx(t) = F(t) \quad (1)$$

여기서, m_e 은 근육의 분포 질량을 집중 질량으로 모델링 했을 때의 등가 질량으로, 근육 분포 질량 m 의 1/3에 해당한다⁽⁷⁾. c 는 근육의 감쇠 계수이고, k 는 근육의 강성이다. 근육의 감쇠는 사람마다 달라 정확한 값은 알기 어렵다. 그러나 일반적으로 임계 감쇠비에 가까운 부족 감쇠비 값⁽⁸⁾을 갖는다고 알려져 있어, 이 논문에서는 근육의 감쇠비 ζ ($= c/2m_e\omega_n$) 값을 0.9로 설정하고 해석하였다.

2.2 진동 응답

임의의 하중 $F(t)$ 에 대한 부족 감쇠계의 응답은 식 (2)와 같이 된다⁽⁷⁾.

Fig. 1 Muscle modeling as a 1-DOF spring and damper system

$$x(t) = \frac{1}{m_e \omega_d} \int_0^t F(\tau) e^{-\zeta \omega_n (t-\tau)} \sin \omega_d (t-\tau) d\tau \quad (2)$$

여기서, $\omega_n = \sqrt{k/m_e}$, $\omega_d = \omega_n \sqrt{1-\zeta^2}$ 이다. 수관절 근육에 가해지는 입력 하중을 가진력 크기가 F_0 이고 상승 시간(rise time)이 t_1 인 램프(ramp) 입력력으로 가정하면, 가진력의 형태는 Fig. 2와 같고, 가진력은 식 (3)으로 표현된다.

$$F(t) = \frac{t}{t_1} F_0 [u(t) - u(t-t_1)] + F_0 u(t-t_1) \quad (3)$$

여기서, $u(t)$ 는 단위 계단함수이다. 식 (3)을 식 (2)에 대입하면 근육의 진동 응답을 구할 수 있다. 이 논문에서는 수치해석 프로그램인 Mathematica⁽⁹⁾를 이용하여 식 (2)를 계산하였고, 결과는 다음 식과 같다.

$$\begin{aligned} x(t) = & \frac{F_0}{m_e \omega_n^2 \omega_d t_1} \\ & \times \left[\left\{ e^{-\zeta \omega_n t} \left((2\zeta^2 - 1) \sin \omega_d t + 2\zeta \sqrt{1-\zeta^2} \cos \omega_d t \right) \right. \right. \\ & + \left. \sqrt{1-\zeta^2} (\omega_n t - 2\zeta) \right\} \\ & + \left\{ e^{-\zeta \omega_n (t-t_1)} \left((1-2\zeta^2) \sin \omega_d (t-t_1) \right. \right. \\ & - 2\zeta \sqrt{1-\zeta^2} \cos \omega_d (t-t_1) \\ & + \left. \left. \sqrt{1-\zeta^2} (2\zeta + \omega_n (t-t_1)) \right) \right\} u(t-t_1) \Big] \quad (4) \end{aligned}$$

수관절 근육 중 해석에 사용한 요측수근굴근

Fig. 2 Input ramp function

(FCR, flexor carpi radialis)의 물성치를 Table 1에 나타내었다. 근육의 질량 및 공진주파수는 참고문헌^(10,11)에서 인용하였다. 식 (4)에 Table 1의 근육 물성치를 대입하고, 상승 시간 t_1 이 0.5 s일 때 가진력 크기 F_0 에 대한 진동 응답 결과를 Fig. 3에 나타

Table 1 Muscle properties of a flexor carpi radialis

Property	Value
Mass, m	20.0 g
Natural frequency, f	15 Hz
Damping ratio, ζ	0.9

(a)

(b)

Fig. 3 Vibration response for a 1-DOF spring and damper system: (a) vibration response as a excitation forces, (b) enlarged view of overshoot

내었다. Fig. 3(a)는 가진력 크기에 따라 변위 크기가 선형적으로 증가하는 진동 응답 결과를 보여준다. Fig. 3(b)는 $F_0=1\text{ N}$ 일 때의 진동 응답을 확대대한 것인데, 근육은 감쇠비 값이 1인 임계 감쇠계에 가깝기 때문에 진동을 거의 하지 않는 특성을 보인다.

3. 실험

수관절 근육의 가진력에 해당하는 근전도 신호를 측정하고, 정상상태(steady state) 응답을 측정하였다.

3.1 근육 가진력 측정

근전도는 근육에서 측정되는 전위(electric potential)인데, 근육의 움직임으로부터 발생하는 출력 신호가 아니고 근육을 움직이게 하는 가진 신호이다⁽¹²⁾. 따라서 근전도 측정은 근육 가진력 함수를 추출하기 위한 실험으로 적합하다.

(1) 실험 장치 및 방법

실험에 사용된 근전도 측정 장치는 표면 근전도를 측정할 수 있는 것으로 Biometrics사의 제품이며, 컨트롤러(W4X8), 표면 근전도 센서(SX230FW), 기준전극(R206)으로 구성된다. 표면 근전도를 측정하기 위해서는 측정 대상 근육을 선정하고 위치를 파악해야 한다⁽¹³⁾. 수관절 운동을 수행할 때 근전도 신호가 가장 크게 발생하는 지점을 파악하여 표면 근전도 센서를 부착하였다. Fig. 4에 표면 근전도 측정 장치를 부착한 모습을 나타내었다. 피험자(subject)는 나이 35세의 남성으로 신체조건은 신장 172 cm와 체중 68 kg이다.

Fig. 4 Photograph of the surface EMG measurement device

Fig. 5 Measured EMG signal for various torques : (a) 0.02 N·m, (b) 0.07 N·m, (c) 0.10 N·m

해석 결과와 비교하기 위해서 수관절의 굴곡 운동(flexion) 및 요측 편위(radial deviation)를 발생시키는 요측수근굴근을 택하였다. 두 방향 운동 중 굴곡 운동에 대하여 3단계의 토크에서 표면 근전도 신호를 측정하였다. 실험에 적용한 토크는 0.02, 0.07, 0.10 N·m이다. 이 토크 범위는 수관절의 표면 근전도 신호 크기와 토크가 선형적으로 비례하는 구간이며, 토크 0.10 N·m은 보통 체격의 정상인이 수관절 운동을 할 때 가할 수 있는 최대 토크에 근접한 값이다⁽¹³⁾.

(2) 실험 결과

각 토크에서 sampling rate 1,000 Hz로 측정된 표면 근전도 신호를 Fig. 5에 나타내었다. 가진력 함수를 얻기 위하여, 측정된 신호를 완전 정류(fully rectify) 하고 저역 통과 필터(low-pass filter)를 사용하였다. 필터는 MATLAB의 SIMULINK를 이용하여 작성되었고, 이것의 블록선도는 Fig. 6에 보였다. 인체 상지 근육의 수축 시간(twitch time, T)이 40 ms임을 고려하여 필터의 차단 주파수($f_c = 1/2\pi T$)를 4 Hz로 하였다⁽¹⁴⁾.

가진력 함수는 Fig. 7에 보인 바와 같이 정류화한 근전도 신호의 포락선(envelop)으로서 1/2 주기의 sine 함수 형태와 유사하다. 계속적으로 근전도 신호가 발생하지 않은 이유는 굴곡 운동을 한 번 수행하여 근육이 한 번만 수축하였기 때문이다. 또한 표면 근전도 신호 크기와 토크 크기가 비례하여 증가하기 때문에, 토크 크기가 증가함에 따라 가진력 함수의 크기도 증가하는 경향을 나타낸다. Fig. 7 (a)~(c)에서 토크 0.02 N·m일 때의 최대 전압 크기는 0.23 mV, 토크 0.07 N·m일 때는 0.27 mV, 토크 0.10 N·m일 때는 0.39 mV이다.

Fig. 6 Block diagram of the low-pass filter used in MATLAB SIMULINK

(a)

(b)

(c)

Fig. 7 Fully rectified EMG signal and excitation force function for various torques: (a) 0.02 N·m, (b) 0.07 N·m, (c) 0.10 N·m

3.2 진동 응답 측정

2절에서 해석한 바와 같이 근육은 진동을 거의 하지 않기 때문에 정상상태 응답인 각도 변위를 측정하였다. 기능적 전기 자극 장치를 사용하여 근육에 전기 자극을 인가하고, 관절각도계인 고니오미터(goniometer)를 사용하여 각도 변위를 측정하였다.

(1) 실험 장치 및 방법

기능적 전기 자극 장치는 Fig. 8(a)에 보인 바와 같이 (주)싸이버메딕사의 EMGFES 1000 모델로서, 사각과 형태의 전기 자극을 근육에 인가할 수 있다. 자극 조건으로는 자극 강도인 입력 전류 $I(\text{mA})$, 주파수(Hz), 상승 및 하강 시간(s), 지속 시간(s) 등이 설정된다. 고니오미터는 Patterson Medical사의 7516 모델로 Fig. 8(b)에 나타내었다. 이 제품은 주로 수관절이나 손가락 관절 등의 각도 측정에 용이하도록 길이가 약 18 cm로 소형이며, 최대 180° 까지 측정이 가능하다.

실험 대상 근육은 근전도 신호 측정 근육인 요측 수근굴근이고, 여기에 실험 장치가 부착된 모습을 Fig. 9에 나타내었다. 전기 자극 장치의 전극 패드를

(a)

(b)

Fig. 8 Photograph of the functional electrical stimulation device and goniometer: (a) functional electrical stimulation device, (b) goniometer

(a)

(b)

Fig. 9 Photograph of the experimental set-up: (a) top view, (b) side view

Table 2 Functional electrical stimulation conditions

Condition	Value
Frequency	60 Hz
Pulse width	100 μs
Rise time	0.5 s
Fall time	
Hold time	5.0 s

Fig. 10 Input ramp function by functional electrical stimulation device

요측수근굴근의 근전도 측정 부분인 증앙부와 원위부(심장을 기준으로 먼 쪽)에 해당하는 수관절 부근에 부착하였다. 가진력 함수는 3.1절에서 측정된 바와 같이 1/2 주기의 sine 함수 형태이다. 그러나 이 형태로 전기 자극을 인가하기는 어려우며, 가진 시간이 짧아 응답 측정도 힘들다. 따라서, Fig. 10에 보인 바와 같이 이론해석에 사용된 가진 함수 형태인 램프 입력을 전기 자극으로 사용하였다. 전기 자극 장치의 자극 조건은 Table 2에 나타내었다. 입력 전류를 0 mA부터 1 mA씩 단계적으로 증가시키면서 수관절의 각도 변위를 측정하였다. 피험자는 총 3명으로 나이 및 신체 조건을 Table 3에 나타내었다.

(2) 실험 결과

진동 응답 측정 실험은 Table 3과 같이 3명의 피험자를 대상으로 수행하였으며, 대표적으로 피험자 1에 대하여 전기 자극의 입력 전류에 따라 움직인 수관절의 모습을 Fig. 11에 나타내었다. Fig. 11(a)~(d)는 $I = 10 \text{ mA}$, 12 mA , 14 mA , 16 mA 의 결과이다.

Table 3 Physical conditions of the subjects

Physical condition	Subject No. 1	Subject No. 2	Subject No. 3
Age	35	26	27
Height	172 cm	174 cm	168 cm
Weight	68 kg	77 kg	60 kg

Table 4 Measured angular displacement as a experiment

Input current (mA)		Angular displacement(deg)			Error
		Average			
I	$I - I_0$	Subject No. 1	Subject No. 2	Subject No. 3	± 1
0 ~ 9	0	0	0	0	
10	1	8	7	6	
11	2	12	19	9	
12	3	14	23	16	
13	4	20	26	26	
14	5	27	40	35	
15	6	33	48	40	
16	7	38	52	43	

($I_0 = 9 \text{ mA}$)

Fig. 11 Photographs of vibration response measurement: (a) 8° at 10 mA , (b) 14° at 12 mA , (c) 27° at 14 mA , (d) 38° at 16 mA

Fig. 12 Measured angular displacement according to the electrical input current

각 입력 전류에서 측정된 수관절 각도 변위를 Table 4에 나타내었다. 입력 전류 0~9 mA까지는 각도변위가 발생하지 않았다. 입력 전류 I_0 (=9 mA) 부터 증가함에 따른 각도 변위 변화를 Fig. 12에 그래프로 나타내었다. 점선은 측정된 데이터를 직선 맞춤한 결과인데, 상관계수 $R = 0.991 \sim 0.994$ 로 입력 전류 변화에 선형 비례하는 각도 변위 변화가 나타났다. 가진력 크기에 대하여 선형 비례하는 응답 변위를 보이는 2.2절의 이론적 결과와 유사한 경향을 나타내었다.

4. 고 찰

근육을 1자유도 진동 시스템으로 모델링하여 이론적으로 구한 진동 응답 변위와 근육에 전기 자극을 인가했을 때 측정된 수관절의 각도 변위를 비교한다. 근육은 수축에 의해 관절에서 운동을 발생시키는데, 근육의 수축량이 진동 응답 변위에 해당한다. 근육은 회전 중심에서 떨어진 위치에 있기 때문에 관절에서 모멘트(moment)를 발생시켜 회전 운동이 생긴다.

요측수근굴근은 Fig. 13에 보인 바와 같이 굴곡 운동의 회전 중심에서 약 $y_0=15\text{ mm}$ 떨어져 있다⁽¹⁵⁾. 이 근육이 수평 방향인 X 축 방향으로 수축하면, 진동 응답 변위 x 가 발생하고 손은 θ 만큼 회전하게 된다. 실제로 수관절에서는 회전 운동과 동시에 미끄럼 운동도 같이 발생하나, 회전 운동만 고려하면 진동 응답 변위와 각도 변위는 식 (5)와 같은 관계가 있다.

$$\theta = 90^\circ - \cos^{-1}\left(\frac{x}{y_0}\right) \quad (5a)$$

$$x = y_0 \times \cos(90^\circ - \theta) \quad (5b)$$

가진력 크기 F_0 는 2.2절의 이론적 결과와 같이 진동 응답 변위와 선형 비례 관계가 있다.

$$F_0 = c_1 \times x \quad (6)$$

여기서, $c_1 = 16.9\text{ N/mm}$ 이다. 식 (5b)를 식 (6)에 대입하여 계산하면 가진력 크기와 각도 변위는 Fig. 14(a)에 보인 바와 같고, 식 (7)로 정리된다.

$$F_0 = c_2 \times \cos(90^\circ - \theta) \quad (7)$$

여기서, $c_2 = 253.5\text{ N}$ 이다. 실험으로 측정된 입력 전류와 각도 변위의 관계는 식 (8)과 같이 나타낼 수 있다.

Fig. 13 Relationship between vibration response displacement and angular displacement

(a)

(b)

Fig. 14 Linear relationship between input and output ; (a) excitation force and angular displacement, (b) input current and excitation force

$$(I - I_0) = c_3 \times \theta \quad (8)$$

여기서, $I_0 = 9 \text{ mA}$ 이고, 피험자 1의 $c_3 = 5.38 \text{ mA/deg}$, 피험자 2의 $c_3 = 7.64 \text{ mA/deg}$, 피험자 3의 $c_3 = 6.37 \text{ mA/deg}$ 이다. 식 (7)~(8)을 정리하면 식 (9)와 같이 나타낼 수 있고, Fig. 14(b)에 결과를 나타내었다.

$$F_0 = c_2 \times \cos\left(90^\circ - \frac{(I - I_0)}{c_3}\right) \quad (\text{N}) \quad (9)$$

따라서 전기 자극 강도인 입력 전류 값을 알면 가진력 크기를 유추할 수 있다.

5. 결 론

효과적인 인체 수관절 재활 훈련 장치 개발을 위하여 인체 수관절 근육의 동역학적 특성을 파악하였다. 수관절 근육을 스프링과 감쇠기가 병렬로 집중 질량에 연결된 1자유도 진동 시스템으로 모델링하고, 램프 입력 형태의 가진력에 대한 진동 응답을 이론적으로 해석하였다. 해석 결과 진동 응답 변위는 가진력 크기에 따라 선형 비례하여 증가하나, 감쇠비 값이 1에 가깝기 때문에 진동을 거의 하지 않는 특성을 보였다.

실제 가진력 함수 추출을 위하여 수관절 근육 중 요측수근굴근에서 토크에 따른 근전도 신호를 측정하였고, 저역 통과 필터로 포락선을 구하여 가진력 함수가 1/2 주기의 sine 함수 형태임을 확인하였다. 기능적 전기 자극 장치를 사용하여 요측수근굴근에 전기 자극을 가하고, 가진력 크기에 해당하는 입력 전류에 따른 진동 응답 변위인 수관절의 각도 변위를 측정하였다. 이론적으로 구한 진동 응답 변위와 유사하게 입력 전류 변화에 대하여 각도 변위 변화도 선형 비례하여 증가하는 결과를 얻었다. 이로써 수관절 근육의 동역학적 특성을 파악하였으며, 재활 훈련 장치 설계에 활용할 수 있다.

후 기

이 논문은 중소기업청에서 지원하는 2010년도 산학연공동기술개발사업(No. 00041088)의 연구수행으

로 인한 결과물임을 밝힙니다.

참 고 문 헌

- (1) Song, C. M., Jang, H. K., Hong, S. I. and Chai, J., 2009, Estimation of Anti-vibration Glove Performance Considering the Vibration Characteristic of Power Tool through Development of Flexible Palm Adapter, Transactions of the Korean Society for Noise and Vibration Engineering, Vol. 19, No. 2, pp. 217~224.
- (2) Jung, J. H., Lee, N. G., You, J. H. and Lee, D. C., 2009, Validity and Feasibility of Intelligent Walkbot System, Electronics Letters, Vol. 45, No. 20, pp. 1016~1017.
- (3) Ma, S. Y., Hwang, Y. T. and Park, R. J., 2008, The Effects of PNF and FES on Improvement of Functional Gait in Patients with Stroke, Journal of Special Education & Rehabilitation Science, Vol. 47, No. 3, pp. 283~298.
- (4) Sohn, R. H., Son, J. S., Hwang, H. J., Im, C. H. and Kim, Y. H., 2010, Brain-computer Interface(BCI)-based Rehabilitation Training System with Functional Electrical Stimulation(FES), Proceedings of the KSPE Spring Conference, pp. 943~944.
- (5) Hyun, B. R., Song, T. J., Hwang, S. H., Khang, G., Eom, G. M., Lee, M. S. and Lee, B. S., 2007, EMG-based Muscle Torque Estimation for FES Control System Design, Journal of Biomedical Engineering Research, Vol. 28, No. 1, pp. 29~35.
- (6) Fung, Y. C., 1971, Comparison of Different Models of the Heart Muscle, Journal of Biomechanics, Vol. 4, pp. 289~295.
- (7) Inman, D. J., 2008, Engineering Vibration, 3rd ed., Pearson Education Inc., Chapter 3.
- (8) Milner-Brown, H. S., Stein, R. B. and Yemm, R., 1973, The Contractile Properties of Human Motor Units During Voluntary Isometric Contractions, Journal of Physiology, Vol. 228, pp. 285~306.
- (9) Wolfram, S., 1999, The Mathematica Book, 4th ed., Cambridge University Press.

(10) Friden, J., Lovering, R. M. and Lieber, R. L., 2004, Fiber Length Variability within the Flexor Carpi Ulnaris and Flexor Carpi Radialis Muscles, The Journal of Hand Surgery, Vol. 29A, No. 5, pp. 909~914.

(11) Wakeling, J. M., Nigg, B. M. and Rozitisy, A. I., 2002, Muscle Activity Damps the Soft Tissue Resonance that Occurs in Response to Pulsed and Continuous Vibrations, Journal of Applied Physiology, Vol. 93, pp. 1093~1103.

(12) Kizuka, T., Masuda, T., Kiry, T. and

Sadoyama, T., 2006, Practical Usage of Surface Electromyogram, Tokyo Denki University Press.

(13) Chun, H. Y., Kim, J. O. and Park, K. H., 2010, Correlation of a Human Carpal Motion and an Electromyogram, Transactions of the KSME(A), Vol. 34, No. 10, pp. 1391~1399.

(14) Winter, D. A., 2005, Biomechanics, 3rd ed., John Wiley & Sons, Chapter 8.

(15) Neumann, D. A., 2002, Kinesiology of the Musculoskeletal System, Mosby, Chapter 7.