

인체 주관절에서 전기자극 가진에 의한 근전위 응답 Electromyo-potential Response to Electric Stimulus Excitation at a Human Antebrachial Joint

홍종한*·김진오†·이동찬**·박광훈**
J. H. Hong, J. O. Kim, D. C. Lee and K. H. Park

(Received July 9, 2012 ; Revised October 5, 2012 ; Accepted October 21, 2012)

Key Words : Antebrachial Joint(주관절), Electromyo-potential(근전위), Functional Electrical Stimulation(기능적 전기자극), Human Body(인체)

ABSTRACT

This paper experimentally deals with the excitation by functional electrical stimulus(FES) and the response of electromyo-potential at the muscles of antibrachial joint in a human body. The excitation of FES, which results in the contraction of the muscles and thus the flexion of the joint, shows that the flexion angle of the joint is proportional to the magnitude of the stimulus current. The response of electromyo-potential measured according to the FES shows the linearly-proportional relation between the joint torque and the electromyo-potential. The results can be used for active motion of joint rehabilitation.

1. 서 론

신경질환 및 수술 후 일상으로의 복귀를 위한 운동 재활의 중요성이 커지고 있다. 정상적인 보행 운동을 할 수 있도록 재활 훈련을 돕는 보행보조로봇의 개발이 국내외에서 활발하게 진행되고 있다. 국내에서는 피앤에스미캐닉스사가 Walkbot⁽¹⁾을 개발하였다. 이 장치는 트레드밀(treadmill) 위에서 정상 보행 패턴을 따라 보행 운동을 반복하도록 한다. 미국 Berkeley 대학에서 개발된 외골격 보행보조 로봇인 BLEEX⁽²⁾는 보행할 때 부족한 근력을 보충하기 위한 근력보조 장치이다. 일본 CyberDyne사에서 개발된 착용형 로봇인 HAL(hybrid assistive limb)⁽³⁾은

생체 전기 신호를 이용하여 보행을 돕는 장치이다. 스위스 Hocoma사에서 개발된 Lokomat⁽⁴⁾은 트레드밀 위에서 정상 보행 패턴을 따라 보행 운동을 반복시키는 장치이다. 해외에서 개발된 장치들은 목적에 따라서 하지의 운동을 대상으로 개발되어 고관절, 슬관절의 구동을 통해 운동 동작을 완성한다. 국내에서 개발된 Walkbot⁽¹⁾은 보행 중 하지 재활을 목적으로 고관절, 슬관절 및 족관절의 구동을 통해 재활운동 동작을 완성한다.

트레드밀을 이용하는 보행 재활 훈련용 보행보조로봇⁽¹⁾의 하지와 상지 운동의 연동이 필요하다. 상지의 운동을 수반하지 않는 보행 운동에서는 좌우로 발생하는 힘의 불균형으로 인하여 보행 자세가 불안정해진다⁽⁵⁾. 따라서 상지 관절의 운동을 고려하여

† Corresponding Author ; Member, Department of Mechanical Engineering, Soongsil University
E-mail : jokim@ssu.ac.kr
Tel : +82-2-820-0662, Fax : +82-2-820-0668

* Member, Dept. of Mechanical Eng., Soongsil University

** P&S Mechanics, Co. Ltd.

‡ Recommended by Editor Don Chool Lee

© The Korean Society for Noise and Vibration Engineering

재활운동을 수행해야한다. 상지의 운동 중에서 수관절의 운동 응답에 관하여 연구가 보고된 바 있다⁽⁶⁾.

재활운동에서 수동적인 운동을 반복하면 근육의 마비를 방지할 수는 있지만 재활 효과가 낮으므로, 능동적으로 근육을 직접 움직이게 하는 방식이 바람직하다. 운동 의지를 감지하기 위하여 관절의 근전도를 측정하는 방안이 적용될 수 있다. 상지 중 수관절을 대상으로 운동과 근전도 사이의 관계가 연구된 바 있다⁽⁷⁾. 능동적인 근장력 발생을 유도하기 위하여 근육에 자극을 가하는 방안이 있다.

이 논문의 목적은 인체 상지의 주관절에서 능동 재활훈련에 사용될 기능적 전기자극 가진의 적정 범위를 파악하는 것이다. 이를 위하여 전기자극 가진과 이에 따른 근전위 응답을 실험적으로 연구하여, 주관절 근육에 대한 전기자극과 관절 운동의 상관관계를 확인하고자 한다.

2. 주관절 근육과 토크

2.1 근육의 구조

근육은 수많은 근원섬유(myofibril)의 집합으로 이루어져 있다. 근육의 세부 구조를 Fig. 1에 나타내었다. 근원섬유가 모여 근섬유(muscular fiber)를 구성하고, 구성된 근섬유가 모여 근속(fasciculus)을 구성한다. 각 근속은 근주막(perimysium)으로 둘러 쌓여 있고, 이 근속들의 모임이 근외막(epimysium)으로 감싸졌을 때 이를 근육이라고 표현한다⁽⁸⁾.

근원섬유는 근장력을 발생시키는 근육의 가장 기본이 되는 단위로서, 액틴분자 구조(actin chain)와 미오신분자 섬유(myosin filament)가 Fig. 1과 같이 배열되는 형태로 구성된다. 액틴 및 미오신 분자가 배열된 하나의 단위를 근절(sarcomere)이라 한다. 근절이 연속적으로 이어지는 것이 근원섬유이다⁽⁹⁾.

2.2 주관절 토크의 발생

근장력이 발생하는 과정을 Fig. 2에 나타내었다. 근육이 수축되기 위해서는 운동의지가 운동 신경(motor nerve)을 통해 근육의 신경근접합부(neuromuscular junction)에 전달된다. 이렇게 전달되는 운동의지는 열의 형태로서, 신경 임펄스의 열(heat of influx nervous)이라고 한다. 신경근접합부에서 신경 임펄스의 열은 근섬유막(sarcolemma)에서의 탈분극

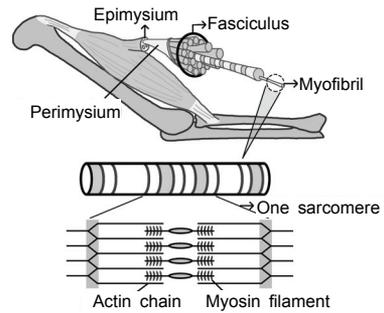


Fig. 1 Basic structure of muscles

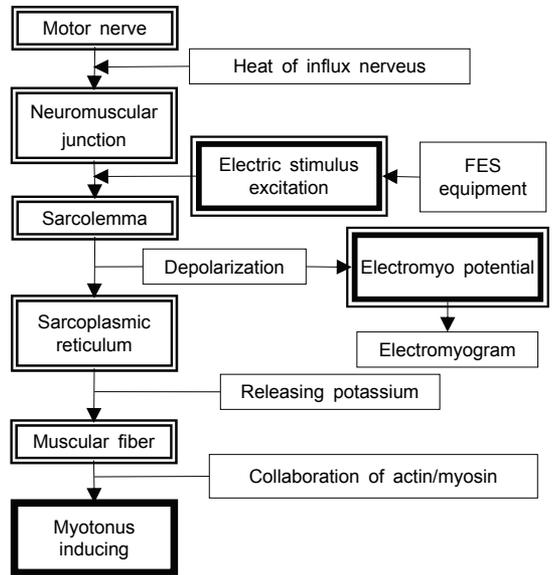


Fig. 2 Mechanism of muscle motion

(depolarization)을 유발한다. 근섬유막에서 탈분극 시에 발생하는 전기적인 반응을 근전위(electromyopotential)라고 하며, 운동의지를 간접적으로 측정할 수 있는 신호의 형태이다. 근육에서의 전기적인 신호는 근소포체(sarcoplasmic reticulum)가 칼륨을 방출하도록 한다. 이 칼륨은 근섬유의 액틴/미오신 분자를 자극하여 이들의 상호작용을 발생시키고, 상호작용으로부터 근육이 수축된다⁽⁹⁾.

주관절은 팔꿈치 부분으로서 상완과 전완 사이를 연결하는 관절이다⁽⁸⁾. 세 개의 뼈가 두 개 관절의 복합체로 구성되어 굴곡/신전 운동을 가능하게 한다. Fig. 3에 보인 바와 같이, 상완골(humerus)과 요골(ulna)이 연결되는 완요관절, 척골(radius)이 연결되는 완척관절이 구성하는 관절을 일반적으로 주관절

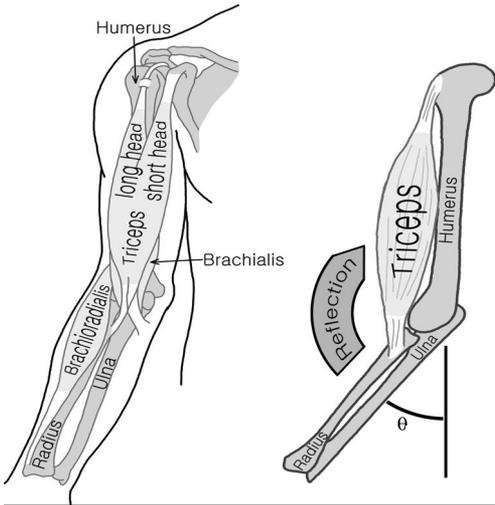


Fig. 3 Skeletal and muscular structure of an antebrachial joint

이라고 일컫는다. 주관절은 굴곡(flection)과 신전(extension) 운동이 우세하게 나타나기 때문에 경첩관절로 분류된다.

주관절의 굴곡근 중 굴곡에 순수하게 기여하는 주요 근육은 상완근(brachialis)과 상완이두근(triceps)이다. 상완근은 주관절을 감싸고 척골과 상완골에 연결되어 상완이두근의 안쪽에 위치한다. 상완이두근은 장두와 단두로 나누어져 요골과 상완골을 거쳐 견갑골에 연결되어 굴곡 토크를 발생시킨다. 이 논문에서는 피부에 근접한 근육인 상완이두근에 전기 자극을 가진하여 근육을 수축시키고, 이에 따라 근장력이 굴곡 토크를 발생시킨다.

3. 기능적 전기자극 가진

3.1 기능적 전기 자극 장치

근섬유막에 전기자극을 가하여 탈분극에 의한 근육 수축을 유발하여 근육의 자극과 재활 치료에 이용하는 장치가 기능적 전기자극(FES) 장치이다. 전기 자극이 피부를 통해 근육에 전도되면 근육은 탈분극과 동일한 작용으로 받아들여 수축을 발생시킨다. 이때 전기 자극은 일정한 빈도의 가진을 통해 특정한 근육 수축을 유발한다.

주관절 전기자극 가진에 이용된 장비는 상지의 근육 자극에 사용 가능한 저주파 자극기로서 싸이버메딕사의 FES3000이다. 전류의 변화는 mA 단위로

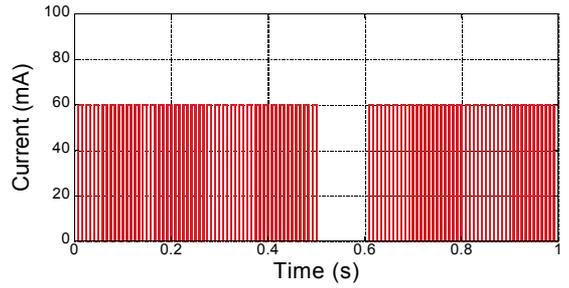


Fig. 4 Functional electrical stimulus signal

Table 1 Information of subjects

	A	B	C	D	E	
Age(year)	28	28	27	25	27	
Height(cm)	180	168	174	175	181	
Mass(kg)	78	62	78	58	75	
Girth of upper-arm (cm)	Relaxed	29	25.5	28	23	28
	Contracted	33.5	30.5	31	26.5	31

조절이 가능하다. 자극에 이용된 전극(M-50×90 mm)은 상완에 부착될 경우 상완 이두근의 장두와 단두를 동시에 자극하게 된다.

기능적 전기자극 가진은 특정한 시간 간격을 두고 반복적으로 가해지는 사각파형 전류이다. 전류값은 개인에 따른 피부 저항에 대한 비율로 근섬유에 근전위와 같은 형태로 가해진다. 전류 가진의 예로 0.1초의 간격을 갖고 0.5초 간의 가진을 가하는 60 Hz의 신호를 Fig. 4에 나타내었다.

3.2 가진 측정

실험 대상자는 27세 내외의 한국인 남성 5인으로 서, 신체 조건은 Table 1과 같다. 상완과 전완을 수직방향으로 자연스럽게 늘어뜨린 상태에서부터 굴곡 각도에 따라 토크를 계산한다.

위치와 무게 및 중력가속도 값으로부터 식 (1)과 같이 나타내었다.

$$T = \rho_{fa} \times m_{fa} \times g \times \sin\theta \quad (\text{N}\cdot\text{m}) \quad (1)$$

여기서 ρ_{fa} 은 주관절로부터 전완(fa : forearm)의 질량 중심까지의 거리로 분절의 길이와의 비율이 0.682이고⁽¹⁰⁾, m_{fa} 은 전완의 질량으로 전체 체중과 비율이 0.022이다⁽¹⁰⁾. g 는 중력가속도, θ 는 굴곡 각도

Table 2 Initial conditions and maximum current for each subject

	A	B	C	D	E
θ_0 (degree)	16	7	19	15	21
I_0 (mA)	9	7	10	7	9
I_{max} (mA)	21	14	28	16	16

이다. 식 (1)에서 계산된 T 는 중력에 저항하여 주관절이 발생시키는 굴곡 토크값이다.

주관절에 전기자극을 가하기 이전에 모든 피험자가 굴곡 방향으로 특정한 굴곡 각도 θ_0 를 갖고 있다. 따라서 전기자극에 의한 토크 생성을 측정하기 위해서는 초기 각도로부터 각도의 변화량에 따른 토크 변화를 측정해야한다. 또한 개인에 따라서 자극에 반응하는 정도가 서로 달라서 최초 굴곡이 시작되는 전류 크기 I_0 에 대한 측정이 선행되어야 한다. I_0 이후의 자극에 대해서는 1 mA 단위로 변화시키면서 주관절에서 발생하는 굴곡 각도를 측정하였다. 자극 이전의 초기 굴곡 각도 및 초기 굴곡 발생 전류값은 Table 2에 나타내었다. 이 표에서 보듯이 주관절의 최초 굴곡이 시작되는 전기자극 전류값이 개인별로 다르다. 수관절⁽⁷⁾의 경우와 달리 정규화 하는 방법이 필요하게 되었다.

기능적 전기자극에 대하여 주관절이 나타내는 굴곡의 각도 및 전류 크기, 토크 크기 변화 등을 Table 3에 기재하였다. ΔT 는 식 (1)에서 계산된 토크 값의 변화량이다. 초기 굴곡 각도 θ_0 에서의 자세에 따른 토크는 T_0 로 가진 이전의 토크이다. 자극 전류에 따라서 발생하는 각도로부터 계산된 토크값에서 초기 굴곡 토크 T_0 를 빼준 값을 토크의 변화량 ΔT 로 나타내었다. 이 수치들은 개인에 따라 상당한 차이를 보이므로 정규화가 필요하다. 또한 굴곡 각도가 더 이상 변하지 않을 때의 전류, 즉 Table 3의 I_{max} 역시 개인에 따라 차이가 난다. Table 3의 데이터를 그래프로 나타낼 때, 자극 전류 크기의 변화를 최대로 반응하는 자극 전류 크기로 나눠서 정규화된 전류값으로 사용하였다. 초기 각도 θ_0 를 기준으로 굴곡각도를 Fig. 5에 그래프로 표현하였다. 측정 데이터를 직선 맞춤한 그래프를 함께 나타내어 데이터의 경향을 파악하기 쉽게 하였다.

Table 3 Flexion angle and torque for various current magnitudes at FES

Current (mA)	Flexion angle & torque									
	A		B		C		D		E	
	θ	ΔT	θ	ΔT	θ	ΔT	θ	ΔT	θ	ΔT
7			7	0.0			15	0.0		
8			13	0.4			21	0.3		
9	16	0.0	26	1.1			27	0.6	21	0.0
10	18	0.1	30	1.4	19	0.0	27	0.6	26	0.3
11	24	0.5	44	2.1	20	0.1	36	1.0	35	0.8
12	26	0.6	62	2.7	20	0.1	40	1.1	59	1.9
13	28	0.7	64	2.8	24	0.2	47	1.4	66	2.2
14	30	0.9	74	3.0	25	0.3	54	1.6	68	2.2
15	32	1.0			26	0.3	62	1.8	77	2.4
16	36	1.2			26	0.3	67	1.9	85	2.5
17	36	1.2			27	0.4				
18	38	1.3			29	0.4				
19	42	1.5			32	0.6				
20	42	1.5			33	0.6				
21	44	1.6			33	0.6				
22					36	0.7				
23					38	0.8				
24					43	1.0				
25					43	1.0				
26					51	1.2				
27					56	1.3				
28					61	1.5				

피험자에 따라 각도 크기는 다르지만 전류 변화에 선형 비례하는 경향은 공통적으로 나타났다.

초기 각도에서의 토크값의 변화 크기를 자극에 반응하는 최대 각도에서의 토크값으로 나눠서 정규화된 토크값으로 사용하였다. 그 결과를 Fig. 6에 나타내었다. 측정 데이터를 직선 맞춤한 그래프를 함께 나타내어 데이터의 경향을 파악하기 쉽게 하였다. 정규화 전류 변화에 따른 정규화 토크 변화는 개인 차이로 인하여 편차가 존재한다. 자극 전류에 대하여 반응하는 개인 차이는 근육 발달 정도 및 지방층의 두께에 따라 나타난다. 근육의 발달 정도에 따라서 근육이 발달된 사람은 그렇지 않은 사람에 비해 자극에 민감하게 반응한다. 또한 지방층이 두꺼운 사람은 그렇지 않은 사람에 비하여 자극에 민감하게 반응한다⁽⁹⁾. 그러한 편차를 감안하여 Fig. 5의 그래프를 볼 때 전체적인 경향은 선형 비례하는 형태이다.

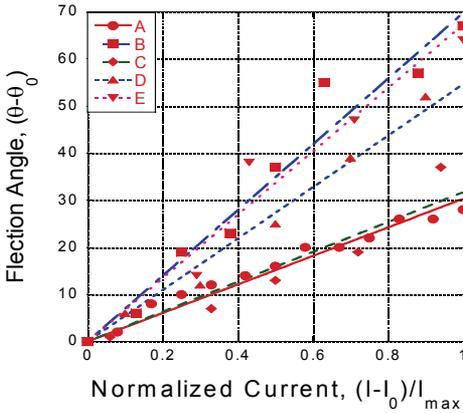


Fig. 5 Flexion angle at various normalized FES current

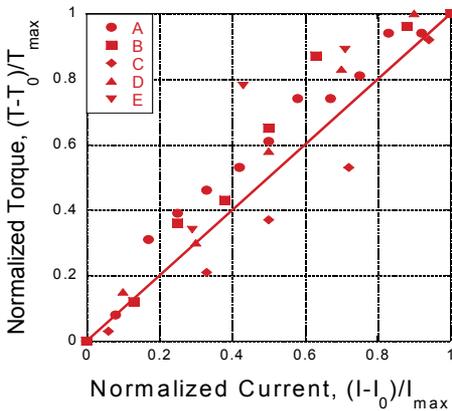


Fig. 6 Normalized torque at various normalized FES current

4. 근전위 응답

4.1 근전위 측정 방법

근육의 운동의지를 감지하는 방법으로 근전위 측정을 수행한다. 근전위는 근육이 토크를 발생시킬 때 검출되는 전기적 신호로서, 근전위의 크기는 근육이 발생시키는 토크의 크기와 관계된다⁹⁾. 따라서, 주관절에서 발생하는 굴곡 토크는 표면근전도 측정을 통하여 추정할 수 있다. 근전위를 측정하는 방법에는 침근전도법과 표면근전도법이 있다⁹⁾. 두 방법 모두 근섬유를 따라 전달되는 근전위가 두 전극 사이에서 발생시키는 전위차를 검출하여 기록한다. 이 논문에서는 근육으로부터 피부

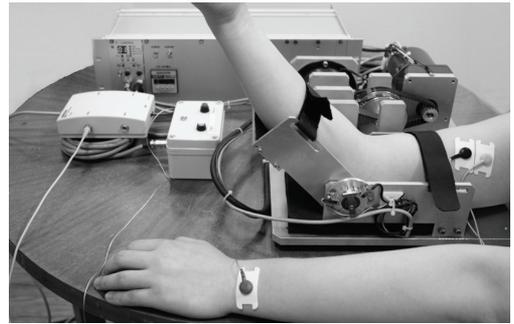


Fig. 7 Training system for antebrachial joint

표면으로 전도되는 근전위를 측정하는 표면근전도법을 이용하였다.

표면근전도는 근육에서 피부로 전도되는 근전위를 전극으로 검출하여 시계열에 따라 기록한 결과를 의미한다. 이 방법은 표층근을 대상으로 하기 때문에 굴곡 토크를 발생시키는 주요근육 중 피부에 가까운 상완이두근에 대한 측정이 가능하다.

표면근전도의 측정 시 전극의 부착은 가진 실험과 달리 근육(muskelbauch)을 피하는 작업이 선행되어야 한다. 표면근전도의 측정에는 각 근육에서 발생하는 근전위를 두 전극에서 감지하여 그 차이를 기록한다. 따라서 일반적으로 근육에 위치하는 신경근접합부가 전극 사이에 위치하게 되면 탈분극에 의해 발생하는 근전위가 같은 크기로 반대방향으로 전도되면서 상쇄되거나 감소되는 문제가 발생할 수 있다⁹⁾.

주관절 주동근인 상완이두근이 이완되었을 때와 수축하였을 때 최대의 둘레를 나타내는 지점을 피하여 견관절로부터 15 cm 떨어진 지점에 전극을 부착하였다. 또한 상완이두근은 근육 부근에서 장두와 단두로 나누어지는데, 장두는 삼각근 등과 근접하여 교란 신호가 유입될 가능성이 있어 단두 방향에서 신호를 취득하였다.

표면근전도는 Laxtha사의 모델 QEMG-4 측정장치와 Laxtha사의 수동전극 T246H모형을 연결하여 받아들인 근전위를 일반 PC에 기록하여 측정했다. 수동전극을 상완이두근 근육에 24 mm 간격으로 부착하여 근전위를 측정하였다. 정량적인 굴곡 토크를 부하로 설정하기 위하여 토크 브레이크(ZHY-5A)를 이용한 주관절 운동장치를 제작하여 이용하였다. 실험장치의 구성은 Fig. 7에 보여있다.

4.2 응답 측정

주관절 굴곡에 의해 발생하는 근전위 응답을 측정하였다. 표면근전도 측정 실험에 참여한 총 5명의 피험자는 기능적 전기 자극 가진 실험 피험자와 동일하다. 주관절 운동장치의 정규화된 전류값에 따라서 각 부하별로 운동 사이에 충분한 휴식을 취하여 10회씩 반복하였다. 주관절 운동장치에는 Mitsubishi사의 토크 브레이크 ZHY-5A 모델이 이용되었다. 브레이크에 가해지는 전류값에 따라서 토크가 조절된다. 정규화 전류 크기는 0 mA를 0, 455 mA를 최대 비율인 99로 하여 균일하게 100단계로 측정된다. 각 단계별로 측정된 전류로부터 실제 토크 브레이크가 발생시키는 토크를 산출한 결과가 Fig. 8의 정규화 전류에 따른 토크 특성 그래프이다. 일반적으로 토크 크기에 따른 표면근전도 크기 산출에는 제곱평균제곱근(rms : root mean square)이나 적분근전도(iEMG : integrated EMG)가 이용된다. 보통 두 지표는 근육이 발생시키는 토크값과의 관계가 동일하기 때문에 둘 중 하나의 지표를 선택하여 이용한다. 이 논문에서는 제곱평균제곱근값을 선택하였다.

측정한 표면근전도 그래프와 지표는 한 명의 피험자에 대해 1회 실험을 예시로 Table 4에 나타내었다. 각 개별의 실험들은 실제 신호가 발생한 구간 동안의 제곱평균제곱근값을 취하여 근전도 지표로 계산하였다.

주관절 운동장치의 최대 용량에 해당하는 토크 0.625 N·m까지의 근전위를 측정하였다. 각 피험자별로 10회씩 반복한 결과의 평균값과 표준편차값을 Table 5에 기재하였다. 근전도 지표는 개인별로 다소

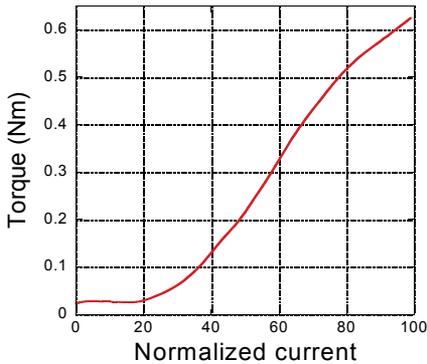


Fig. 8 Torque characteristic at various normalized current

Table 4 EMG signal of subject A

Normalized current	Torque (N·m)	Raw data	Full wave rectified
0	0.000		
60	0.339		
70	0.440		
80	0.524		
90	0.581		
99	0.625		

Table 5 Average and standard deviation of EMG magnitude at various torque

Flexion torque (N·m)	EMG(μV)				
	A	B	C	D	E
0.000	4.8±0.2	5.0±0.2	5.0±0.2	5.7±0.5	5.5±0.4
0.339	95.5 ±16.5	150.6 ±15.6	128.5 ±30.7	183.8 ±23.4	173.2 ±28.1
0.440	103.1 ±14.3	183.7 ±18.1	145.3 ±30.9	204.3 ±23.1	194.2 ±28.1
0.524	138.1 ±10.4	217.4 ±25.8	148.6 ±35.7	251.1 ±31.9	234.1 ±31.5
0.581	149.1 ±19.1	262.2 ±19.2	166.7 ±21.8	258.4 ±32.9	255.6 ±36.4
0.625	165.2 ±21.2	313.0 ±27.5	196.7 ±19.7	265.2 ±20.5	264.7 ±40.8

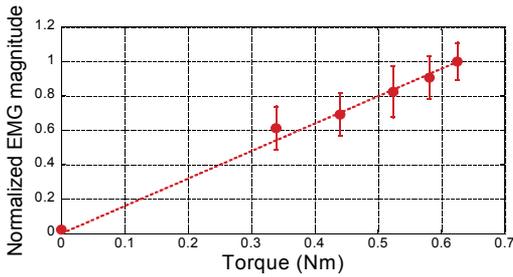


Fig. 9 Normalized EMG magnitudes at various torque

차이가 있다. 이는 근육의 단면적과 피하지방의 두께, 근육의 단련도에 따라서 근육이 동일한 토크를 발생하는데 필요로 하는 근전위 크기가 다르기 때문이다⁹⁾.

개인별로 발생하는 실험 조건 외적인 요소들의 영향을 없애기 위해서 측정 결과를 정규화하여 나타낼 필요가 있다. 정규화 방법에는 최대수의수축(maximal voluntary contraction)법, 최대 M파법, 과제간 비교법 등이 있다⁹⁾. 이 논문에서는 과제간 비교법을 이용하여 정규화를 수행하였다. 과제간 비교법은 측정된 근전위 크기를 기준이 되는 운동량에 따른 근전위 크기와의 비율로 나타내는 방식이다. 이에 대하여 변화되는 토크 부하에 대해 발생시키는 근전위값을 장치 최대 토크에서 측정되는 근전위값에 대한 비율로 정규화 하였다.

정규화된 근전위 지표값을 Fig. 9에 그래프로 나타내었다. 이 그래프에서 데이터값의 범위는 표준편차를 의미한다. 측정 데이터를 직선 맞춤한 그래프를 함께 나타내었다. 이와 같이 주관절이 발휘하는 토크값에 따라 근육 표면에서 측정되는 근전도의 크기가 선형 비례한다. 따라서 근전위를 측정하면, 근전위 크기로부터 근수축에 의한 토크 발생을 검출할 수 있다.

5. 결 론

인체 주관절의 근육에서 기능적 전기자극 가진과 관절 운동의 상관관계를 실험적으로 연구하였다. 관절 운동을 일으키는 관절 토크는 근장력에 의해 발생하므로, 근장력에 대응하는 근전위 크기를 측정함으로써 관절 운동을 파악할 수 있었다.

측정 결과 주관절 굴곡 토크에 따라 근전위 크기가

선형 비례하였다. 따라서 주관절 근전위는 주관절에서의 운동 의지를 감지하는 데에 유용하다. 또한 주관절 토크는 가진하는 전기자극 전류 크기에 선형 비례하였다. 따라서 전기자극 가진에 의한 능동 재활훈련 때에 적절한 관절 운동에 필요한 가진력 범위를 설정하는 근거를 확보하였다.

후 기

이 논문은 중소기업청에서 지원하는 2011년도 산학연 공동기술개발사업(No. 00046488)의 연구수행으로 인한 결과물임을 밝힙니다.

참 고 문 헌

- (1) Bae, H., Kim, J. O., Chun, H. Y., Park, K. H., and Lee, K. W., 2011, Kinematic Characteristics of Walking-assistance Robot, Transactions of the KSME(A), Vol. 35, No. 5, pp. 503~515.
- (2) Zoss, A. B., Kazerooni, H. and Chu, A., 2006, Biomechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton(BLEEX), IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol. 11, No. 2, pp. 128~138.
- (3) Sakurai, T. and Sankai, Y., 2009, Development of Motion Instruction System with Interactive Robot Suit HAL, Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, pp. 1141~1147.
- (4) Hidler, J., Wisman, W. and Neckel, N., 2008, Kinematic Trajectories while Walking within the Lokomat Robotic Gait-Orthosis, Clinical Biomechanics, Vol. 23, No. 10, pp. 1251~1259.
- (5) Li, Y., Wang, W., Crompton, R. H. and Gunther, M. M., 2001, Free Vertical Moments and Transverse Forces in Human Walking and Their Role in Relation to Arm-swing, The Journal of Experimental Biology, Vol. 204, pp. 47~58.
- (6) Chun, H. Y., Kim, J. O. and Park, K. H., 2011, Vibration Response of a Human Carpal Muscle, Transactions of the Korean Society for Noise and Vibration Engineering, Vol. 21, No. 1, pp. 31~40.
- (7) Chun, H. Y., Kim, J. O. and Park, K. H., 2010, Correlation of Human Carpal Motion and Electromyogram, Transactions of the KSME(A), Vol. 34, No.

10, pp. 1393–1401.

(8) Neumann, D. A., 2002, *Kinesiology of the Musculoskeletal System*, Mosby, Chapter 6.

(9) Tomohiro, K., Tadashi, M., Tohru, K. and Tsugutake, S., 2006, *Practical Usage of Surface Electromyogram*, Tokyo Denki University Press, Chapter 1.

(10) Winter, D. A., 2009, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 4th ed., John Wiley & Sons.



Jong Han Hong received the B.S and M.S. degrees in mechanical engineering from Soongsil University, in 2010 and 2012, respectively. During his stay at Soongsil as a graduate student, he was working on human-body dynamics for rehabilitation robots. Since 2012, he has been with the Delphi Korea Technical Center, where he is currently an application engineer of powertrain systems.



Jin Oh Kim received the B.S. and M.S. degrees in mechanical engineering from Seoul National University in 1981 and 1983, respectively, and the Ph.D. degree from University of Pennsylvania in 1989. Since 1997, he has been with the Faculty of Soongsil University, where he is

currently a Professor of mechanical engineering. His research interests are in the areas of ultrasonic sensors and actuators using mechanical vibrations and human-body dynamics for rehabilitation robots.



Dong Chan Lee received the B.S. degree in mechanical engineering from Chung Ang University in 1987. He is a member of Robot and Convergence Forum and a CTO for P&S Mechanics Co., Ltd. His main research areas are rehabilitation robots and service robots.



Kwang Hun Park received the B.S. degree in mechanical engineering from Seoul National University in 1981. He is a CEO for P&S Mechanics Co., Ltd. His main research area is rehabilitation robots.