

<학술논문>

DOI <http://dx.doi.org/10.3795/KSME-B.2013.37.12.1121>

ISSN 1226-4881(Print)
2288-5234(Online)

견관절 재활훈련을 위한 기능적 전기자극

전 재 현* · 김 진 오**

* 숭실대학교 기계공학과

Functional Electrical Stimulation for Rehabilitation of a Shoulder Joint

Jae Hyeon Jeon* and Jin Oh Kim**

* Dept. of Mechanical Engineering, Soongsil Univ.

(Received May 21, 2013 ; Revised October 15, 2013 ; Accepted October 15, 2013)

Key Words: Shoulder-Joint(견관절), Electromyogram(근전도), Functional Electrical Stimulation(기능적 전기자극), Rehabilitation(재활훈련)

초록: 본 논문은 인체 견관절의 재활훈련을 위하여 견관절 근육에서 근전도를 측정하고 기능적 전기자극을 인가하는 실험적 연구를 다룬다. 견관절 근골격계의 구성 및 운동형상과 주요 기능을 토대로, 시상면 운동에서 주요 역할을 하는 견관절 근육을 실험대상으로 선정하였다. 첫 번째 실험으로 관절 각도에 따른 주요 근육의 표면근전도를 측정하였다. 관절 각도 변화와 표면근전도 변화가 선형 비례하는 경향이 나타났다. 두 번째 실험으로 견관절 근육에 기능적 전기자극을 인가하면서 관절 각도를 측정하였다. 전기자극의 일정 범위에서 자극 전류 증가에 따라 관절 각도가 증가하는 경향이 나타났다. 능동형 재활훈련의 방안으로, 근전도 측정에 의해 근육의 운동의지를 감지하고 기능적 전기자극으로 근육의 장력 발생을 보조하는 게 가능함을 확인하였다.

Abstract: This study deals with experimental studies on electromyogram (EMG) measurements and functional electrical stimulation (FES) for the rehabilitation of a shoulder-joint. Based on the structure, motion, and main functions of the musculoskeletal system in a shoulder-joint, the muscles playing a major role for the motion in the sagittal plane were selected for the experiment. First, the surface electromyogram of the main muscles was measured according to the joint angle. The results showed that the change in the surface EMG was linearly proportional to the change in the joint angle. Second, the joint angle was measured during FES at shoulder muscles. The results showed that the joint angle increased as the FES current increased in a certain range of FES. It was confirmed that the willingness of muscles to move could be detected by measuring EMG and that the generation of muscle tension could be assisted by FES for active rehabilitation.

1. 서론

인체에서 상지의 견부복합체 관절(이하 견관절)은 가장 넓은 운동범위를 가지는 반면, 복잡한 구조로 되어있는 관절이다. 산업체 근골격계질환(work-related musculoskeletal disorder, WMSD) 중 상지 부분에서 요추부에 이어 두 번째로 높은 발병률을 보이는 손상 부위이다.⁽¹⁾

의학 기술을 통한 치료 후 일상으로의 복귀를 위한 재활훈련이 중요해지고 있다. 일반적으로 가

장 많이 사용되는 재활훈련방법은 재활 치료사에 의한 훈련이다. 이 방법은 재활 효과가 크지만 시간과 비용 측면에서는 효율적이지 못하다. 재활훈련을 돕는 로봇을 개발하는 연구가 국내외에서 진행되고 있다.⁽²⁾ 일반적으로 재활훈련은 운동패턴을 반복 운동 시키는 수동형 훈련방법이다. 수동적으로 운동을 시키면 근육의 마비를 방지할 수는 있지만 재활 효과가 낮으므로, 능동적으로 근육을 직접 움직이게 하는 방식이 바람직하다.

능동형 재활훈련은 환자의 운동의지를 감지하여 근육이나 신경에 적절한 자극을 줌으로써 기능을 회복시키는 훈련방법이다. 이때, 운동 의지를 감지하기 위하여 관절의 근전도(EMG, electromyogram)를

† Corresponding Author, jokim@ssu.ac.kr

© 2013 The Korean Society of Mechanical Engineers

측정하는 방안이 적용될 수 있다.⁽³⁾ 능동적인 근장력 발생을 유도하는 재활훈련을 위해 근육에 기능적 전기자극(FES, functional electrical stimulation)장치를 활용하는 방안이 있다.

이러한 방법을 이용하여 하지 족관절에 대해서 보행 중 근전도⁽⁴⁾ 또는 기능적 전기자극에 따른 반응⁽⁵⁾이 연구되었고, 상지의 수관절⁽⁶⁾ 또는 주관절⁽⁷⁾ 운동과 근전도의 상관관계가 연구를 수행한 사례가 있다. 본 논문은 견관절을 대상으로, 능동 재활훈련에 필요한 가진력 설정을 위하여 근전위를 측정하고 분석한다.⁽⁸⁾

재활 훈련은 일차적으로 근육의 마비 방지를 목적으로 하며, 계속적인 훈련을 통해서 운동신경(motor nerve)의 회복을 목표로 하는데,⁽⁹⁾ 본 논문에서는 견관절의 근육 마비 방지와 운동신경 회복을 위한 능동형 재활 훈련 방법에 대한 실험을 수행하였다. 객관적으로 환자의 상태를 판단하는 방법으로는 간편한 표면근전도 신호가 많이 사용되는데,⁽³⁾ 일반적으로는 상태 파악에만 그쳤다. 그러나 본 논문에서는 표면근전도 신호로 일반인을 대상으로 파악하고, 인체의 특성을 분석하여 기능적 전기자극의 지표를 파악하고자 하였다.

2. 견관절의 근골격

2.1 견관절 골격의 구성 및 운동

견관절은 흉골, 쇄골, 늑골, 견갑골, 상완골에 의해 형성되며, Fig. 1에 보인 바와 같이 흉쇄관절(sternoclavicular joint), 견쇄관절(acromioclavicular joint), 견흉관절(scapulothoracic joint), 관절와상완관절(glenohumeral joint)로 구성되어 있다.⁽¹⁰⁾ 각 관절들은 결합된 운동을 통해 거상, 하강, 전인, 후인, 상·하방회전, 내전, 외전, 굴곡과 신전 등의 운동 기능을 위한 중요한 역할을 수행한다.

흉쇄관절은 쇄골과 흉골과의 연결을 통해 역학적 지주 즉 버팀목으로서의 기능을 한다. 견쇄관절은 쇄골의 외측단에 위치한 관절로 견갑골을 쇄골에 견고히 부착시키는 기능을 한다. 견흉관절은 견갑골의 전면과 흉곽의 후-외측면 사이의 접촉 부위이며 흉쇄관절과 견쇄관절에서 일어나는 각각의 움직임과 직접적인 관계가 있다.

관절와상완관절은 상완골과 견부를 이어주는 부위이다. 볼-소켓 조인트처럼 3자유도의 회전운동이 가능하므로 만능관절이다. 관절와상완관절

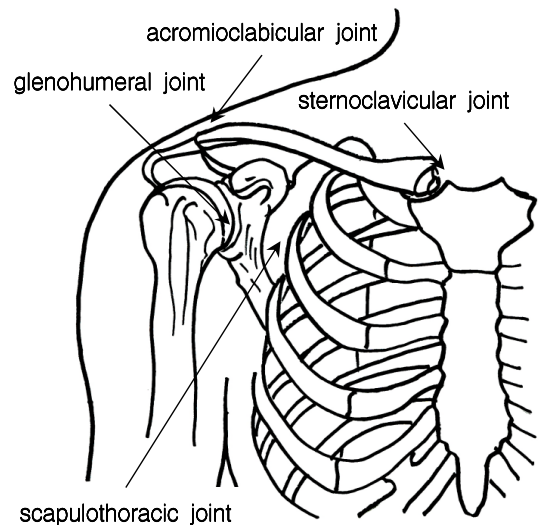


Fig. 1 Joint of a shoulder complex

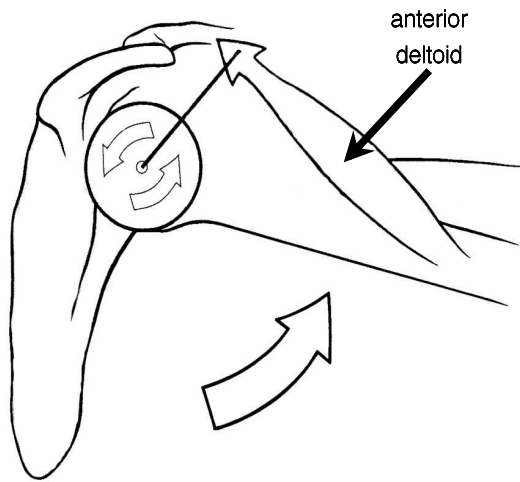
에서의 일차적 운동은 굴곡과 신전, 외전과 내전, 내회전과 외회전이 있다. 이 관절의 작용은 상지에 대한 큰 운동범위를 제공하여 물체를 조작할 수 있는 능력을 증가시킨다. 즉, 관절들은 연속된 연결체로 기능을 수행하므로 어떤 단일 근육의 마비나 약화는 전체 견부가 갖고 있는 본래 운동의 연속성을 방해한다.

관절와상완관절에서의 굴곡과 신전은 회전의 내-외측에 대한 시상면 내에서의 상완골 회전운동으로 정의된다. 운동이 순수히 시상면 내에서만 일어난다면, 관절운동학은 관절와에 있는 다소 고정된 지점에 대한 상완골두의 축돌림을 말한다. 본 논문은 상완골의 시상면 운동을 다룬다.

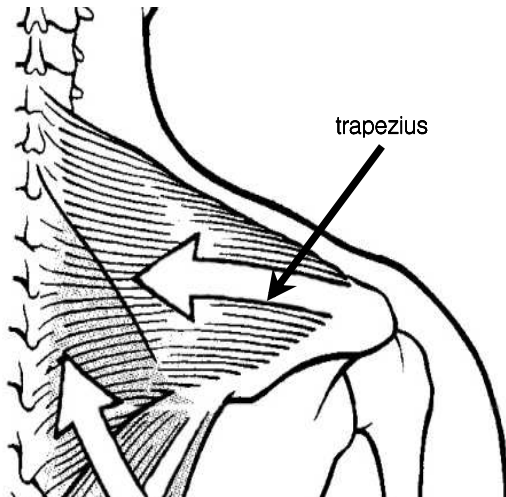
2.2 견관절 근육의 기능

견관절의 근육은 근위 고정근(proximal stabilizer)과 원위 가동근(distal mobilizer)으로 분류된다.⁽¹⁰⁾ 근위 고정근은 척추, 늑골, 두개골에서 시작하고 견갑골과 쇄골에 이어지는 근육이고, 원위 가동근은 견갑골과 쇄골에서 시작하고 상완골과 전완에 이어지는 근육이다. 팔의 전후방향 운동, 즉 시상면 운동에 관여하는 견관절 근육은 원위가동근에 속하는 전삼각근(anterior deltoid)과 근위고정근에 속하는 승모근(trapezius) 및 전거근(serratus anterior)이다. 이들을 Fig. 2에 나타내었다.

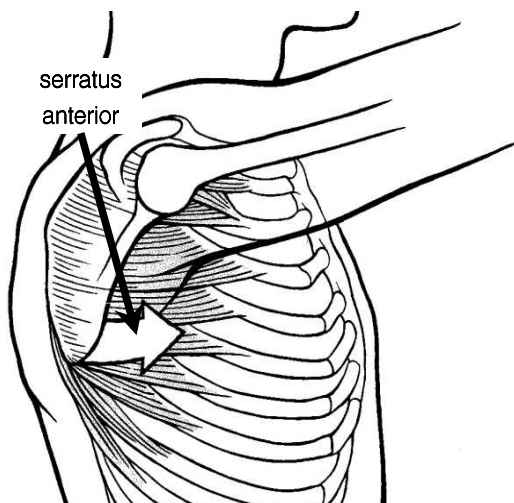
Fig. 2(a)는 전삼각근의 위치와 기능을 나타낸다. 전삼각근은 상완골을 거상 시키는 일차적인 움직임에 기여한다. 전삼각근이 마비되었을 경우 완전한 능동 굴곡은 불가능하다. Fig. 2(b)는 승모



(a) Anterior deltoid



(b) Trapezius



(c) Serratus anterior

Fig. 2 Shoulder muscles related to the motion in the sagittal plane

근의 위치와 기능을 나타낸다. 승모근은 상완골의 움직임을 자연스럽게 하는 역할로 어깨를 상승시키는 기능에 기여한다. 또한 승모근은 전거근과 상호작용을 통해 견갑골을 상방회전시키기 위한 짝힘(force couple)을 형성시킨다. 승모근의 완전한 마비는 상지를 머리위로 거상(elevation)시키는데 있어 큰 어려움이 발생시킨다. Fig. 2(c)는 전거근의 위치와 기능을 나타낸다. 전거근은 견흉관절에 있어 중요한 전인근이다. 이 근육은 흉쇄관절에 대한 회전의 수직축에 대해 전인(protraction)을 하는데 있어 좋은 지레작용을 한다. 견갑골전인의 힘은 관절와상완관절을 지나 전달되어 전방으로 밀기와 손뻗기 동작을 수행한다. 전거근의 마비는 전방으로 밀기 동작을 수행하는데 어려움이 발생한다.⁽¹⁰⁾

3. 견관절 주요 근육의 근전도

3.1 근전도 측정

운동중인 근육의 근전도 신호를 감지하는 방법에는 침 근전도법과 표면 근전도법이 있는데⁽²⁾, 본 연구에서는 표면 근전도법을 택하였다. 실험에 사용한 장치는 Fig. 3에 보인 바와 같이 LAXTHA사의 LXM3204 모델이다. 뉴로메디사의 수동 전극을 사용하였고, 수집된 자료를 TeleScan 프로그램으로 분석하였다.

실험 장치는 Fig. 4에 개략도로 보인 바와 같이 두 부분으로 구성된다. 견관절 운동에 대하여 상완골과 상지와의 각도를 측정하는 장치와 표면근전도를 측정하기 위한 장치이다. 각도 측정에 고



Fig. 3 EMG measurement equipment and electrodes

Table 1 Information of subjects

	A	B	C	D
Age (years)	29	29	28	28
Height (cm)	168	180	174	178
Weight (kg)	63	82	77	78

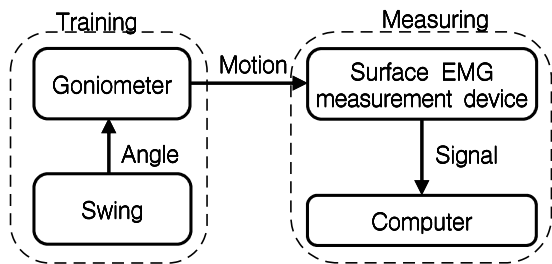


Fig. 4 EMG measurement device schematic diagram

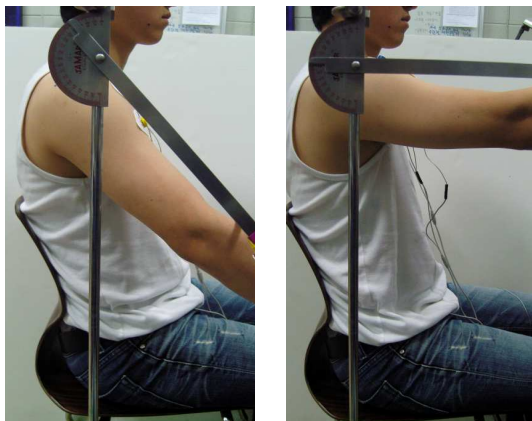


Fig. 5 EMG measurement at various angles

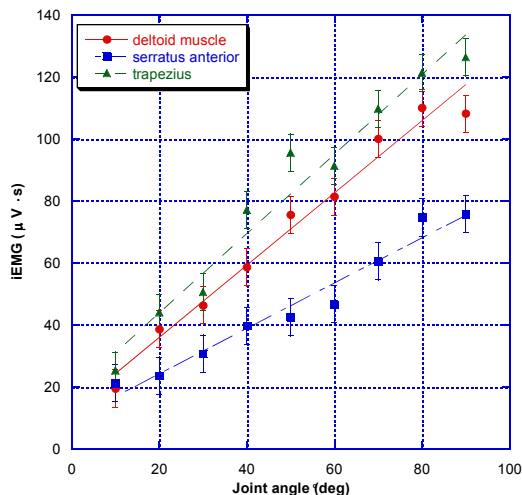


Fig. 6 iEMG of each muscle

니오미터(goniometer)와 실험용 스탠드를 활용하였다. 근전도 전극은 2 cm 간격으로 배치하였으며, 근섬유의 방향과 평행하게 부착하였다. 실험 대상자는 20대 후반 한국인 남성 4인으로서, 신체 조건은 Table 1과 같다. Fig. 5에 보인 바와 같이 상완골 상체가 이루는 각도 0° 부터 90° 까지 10° 간격으로 근전도를 측정하였고 5회 반복 측정하여 평균을 취하였다.

3.2 실험 결과

팔의 각도에 따라 전삼각근, 전거근, 승모근에서 근전도를 측정하고, 적분근전도(iEMG : integrated EMG)로 크기를 구하여 Tables 2 ~ 4에 기재하였다. Fig. 6은 한 피험자(A)에게서 얻은 결과이다.⁽⁸⁾ 각도에 따라 근전도 크기가 비례하였다. 다른 피험자의 경우도 비슷한 경향이 나타났다. 근전도 크기는 개인별로 다소 차이가 있다. 이는 근육의 단면적과 피하지방의 두께, 근육량에 따라서 발생 근전위의 크기가 다르기 때문이다.

Table 2 EMG magnitude at anterior deltoid

Joint angle (deg)	iEMG(µV·s)			
	A	B	C	D
10	19.40	21.33	22.07	20.56
20	38.50	43.35	34.68	32.37
30	46.23	47.86	38.29	35.73
40	58.55	54.41	43.52	45.62
50	75.47	78.02	62.41	58.25
60	81.31	89.44	71.55	66.78
70	99.93	106.93	85.54	79.84
80	109.99	120.99	96.79	90.34
90	108.10	118.91	95.13	88.79

Table 3 EMG magnitude at trapezius

Joint angle (deg)	iEMG(µV·s)			
	A	B	C	D
10	21.04	23.15	16.52	15.42
20	23.56	26.92	21.54	20.11
30	30.65	33.72	26.97	25.17
40	39.62	36.58	29.26	27.31
50	42.40	41.64	33.32	31.09
60	46.59	51.25	41.01	38.27
70	60.43	63.47	50.78	52.39
80	74.60	82.06	65.65	61.27
90	75.62	93.18	74.54	69.57

Table 4 EMG magnitude at serratus anterior

Joint angle (deg)	iEMG(μ V·s)			
	A	B	C	D
10	25.18	24.69	25.75	24.04
20	43.92	49.32	39.45	36.82
30	50.46	55.51	44.41	41.45
40	77.07	85.78	68.62	64.05
50	95.49	100.03	80.03	74.69
60	91.22	100.34	80.27	79.92
70	109.64	117.60	94.08	87.81
80	121.23	133.35	106.68	99.57
90	126.25	135.88	108.70	101.45

Table 5 Information of surface EMG according to the joint angle

Angle (deg)	10	20	30	40	50	60	70	80	90
Frequency (Hz)	40	40	50	50	50	50	50	50	50
Excitation time (s)	1.2	1.2	1.2	1.2	1.3	1.3	1.3	1.4	1.4

Table 6 Conditions of electrical stimulation

Condition	Value
Frequency	60 Hz
Rising time	0.5 s
Holding time	5.0 s
Falling time	0.5 s

Table 7 Results of joint angle

Input current (mA)	Joint angle (deg)					Deviation
	A	B	C	D	Average	
$I - I_0$						
0	0	0	0	0	0	± 3
1	24	23	26	28	25	
2	29	27	33	31	30	
3	34	38	40	40	38	
4	47	48	52	52	50	
5	52	53	56	57	55	
6	57	57	58	59	58	
7	58	58	60	60	59	
8	60	60	60	60	60	
9	60	60	60	60	60	

4. 견관절 주요 근육의 기능적 전기자극

4.1 기능적 전기자극

근육을 감싸고 있는 표피에 기능적 전기 자극을 가하면, 신경 지배대로부터 신경신호를 받아들인 것과 같이 근육이 수축한다. 기능적 전기 자극의 크기는 전류(mA)값으로 조절되며, 이는 근섬유에 근전위와 같은 형태로 가해진다. 표면근전도 분석으로 얻어진 가진 주파수와 근육에 자극되는 가진 시간을 설정하여 Table 5에 나타내었다.

실험에 사용된 전기자극기는 Fig. 7에 보인 바와 같이 (주)싸이버메딕사의 FES3000 모델로서 상지의 근육을 자극하는 데에 사용 가능하다. 자극 주파수는 1 ~ 100 Hz인 주파수 범위에서 선정할 수 있다. 전류는 1 ~ 30 mA범위에서 1 mA씩 조절이 가능하다. 또한 상승 및 하강 시간과 지속 시간을 설정 할 수 있다. 전기자극 장치의 설정 값을 Table 6에 나타내었다. 자극에 이용된 전극(M-32mm)은 직경이 32 mm인 원형 전극이다. 전극 부착 위치는 Fig. 8에 보인 바와 같고 전극들에 동시에 전기신호를 가하였다.



Fig. 7 Electrical stimulation device and electrode

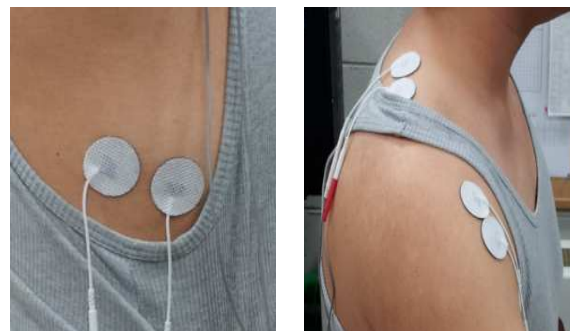


Fig. 8 Location of electrical stimulation electrodes attached

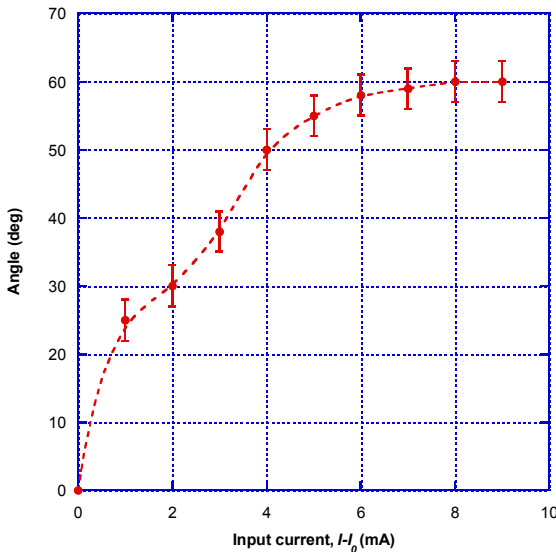


Fig. 9 Joint angle due to FES current

4.2 실험 결과

전기자극 입력 전류 크기에 따라 움직인 견관절 각도를 Table 7에 나타내었다. 이때 입력 전류 0 ~ 11 mA까지는 각 변위가 발생하지 않았다. 입력 전류가 I_0 (= 11 mA)부터 증가함에 따른 각 변위를 Fig. 9에 그래프로 나타내었다. 여기서 점선은 측정된 데이터를 곡선 맞춤한 결과이다. 전류의 증가에 따라 각 변위가 증가하는 것을 확인하였다. $I-I_0$ 가 1 ~ 4 mA인 구간에서는 변화량이 크다가 $I-I_0$ 가 5 ~ 9 mA인 구간에서는 변화량이 감소하였다. 이는 일반적인 근육의 근장력 그래프와 일치하는 경향을 나타낸다.⁽¹¹⁾ 자극 전류에 대하여, 피험자에 따른 각도 변위는 근육 발달 및 지방층의 두께의 차이에 따라 다르게 나타난다.

이 결과는 재활훈련에 있어, 기능적 전기자극을 활용하기 위한 기본적 지표를 얻을 수 있었다. 추가적인 데이터 확보를 통해 기능적 전기자극을 다양한 방법으로 활용할 수 있다.

5. 결론

보행 중 팔의 전후방향 운동에 관련되는 견관절의 주요 근육을 선정하여, 근전도를 측정하고 기능적 전기자극을 인가하는 실험을 하였다. 근전도 실험에서 관절각도에 따른 표면근전도를 측정된 결과 관절각도 변화량과 근전도 크기 변화량이 선형 비례하는 경향이 나타났다. 기능적 전

기자극을 인가하면서 관절각도를 측정된 결과 전기자극의 일정 범위에서 자극 전류 증가에 따라 관절각도가 증가하는 경향이 나타났다. 이러한 결과는 일반적인 예상을 실험으로 입증하여 뒷받침한다. 본 논문에서는 20대 남자 4명을 대상으로 실험한 결과를 제시하였다. 폭 넓은 피험자를 대상으로 다양한 데이터를 얻는 실험은 별도의 연구에서 해야 할 것이다.

근전도 측정에 의해 근육의 운동의지를 감지하고, 기능적 전기자극으로 근육의 장력 발생을 보조하는 게 가능함을 확인하였다. 일반적으로 재활훈련은 본인의 의지와 재활치료사의 협력으로 이루어진다. 부가적으로 재활훈련에 있어 부족한 부분을 기능적 전기자극을 통해 보조함으로써 효과를 증가시킬 수 있다. 이런 능동형 재활훈련을 뒷받침할 실험 데이터를 확보하였다.

후기

본 논문은 중소기업청에서 지원하는 2011년도 산학연 공동기술개발사업(No. 00046488, 참여기업 (주)피앤에스미캐닉스)의 연구수행으로 인한 결과물입니다.

참고문헌

- (1) Jang, H. J., Kim, J. S., Choi, J. D. and Kim, S. Y., 2012, "The Effects of Hand Grip Force on Shoulder Muscle Activity in Two Arm Posture," *Journal of the Korea Academia-Industrial Cooperation Society*, Vol. 13, No. 3, pp. 1229~1237.
- (2) Bae, H., Kim, J. O., Chun, H. Y., Park, K. H. and Lee, K. W., 2011 "Kinematic Characteristics of Walking-Assistance Robot," *Trans. Korean Soc. Mech. Eng. A*, Vol. 35, No. 5, pp. 503~515.
- (3) Tomohiro, K., Tadashi, M., Tohru, K. and Tsugutake, S., 2006, *Practical Usage of Surface Electromyogram*, Tokyo Denki University Press, Chapter 1.
- (4) Hong, J. H., Chun, H. Y., Jeon, J. H., Jung, S. I., Kim, J. O. and Park, K. H., 2011, "Experimental Study on Walking Motion by Ankle Electromyograms," *Trans. of the KSNVE*, Vol. 21, No. 10, pp. 934~939.
- (5) Jung, S. I., Oh, S. H., Kim, J. O. and Park, K.

- H., 2012, "Reaction of Ankle Muscles by Functional Electrical Stimulation," *Trans. of the KSNVE*, Vol. 22, No. 1, pp. 15~21.
- (6) Chun, H. Y., Kim, J. O. and Park, K. H., 2010, "Correlation of Human Carpal Motion and Electromyogram," *Trans. Korean Soc. Mech. Eng. A*, Vol. 34, No. 10, pp. 1393~1401.
- (7) Hong, J. H., Kim, J. O., Lee, D. C., Park, K. H., 2013, "Electromyography-Potential Response to Electrical Stimulus Excitation at a Human Antebrachial Joint," *Trans. of the KSNVE*, Vol. 23, No. 1, pp. 1~8.
- (8) Jeon, J. H. and Kim, J. O., 2012 "Electromyogram Measurements for Establishing Excitation in Rehabilitation of a Shoulder-joint," *Proceedings of the KSNVE Annual Autumn Conference*, pp. 428~429.
- (9) 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*, pp. 423~429.
- (10) Neumann, D. A., 2002, *Kinesiology of the Musculoskeletal System*, Mosby, Chapters 5&9.
- (11) Yi, F., Wim, G., Per, W. and Ulf, P. A., 1997, "Effect of Arm Support on Shoulder and Arm Muscle Activity During Sedentary Work," *Ergonomics*, Vol 40, No. 8, pp 834~848.