

## 전기자극에 의한 근 수축이 V wave와 중앙주파수에 미치는 영향

문 달 주정 대 인이 정 우  
(동신대학교 대학원 물리치료학과)  
정 진 규  
(정 가정의학과의원 물리치료실)  
김 태 열오 명 화  
(동신대학교 물리치료학과)

### The Effects of Muscle Contraction by Electrical Stimulation to V Wave and Median Frequency

Moon Dal-Ju, P.T., M.S.:Jeong Dae-In, P.T., Ph.D.  
Lee Jung-Woo, P.T., M.P.T.  
(Dept. of Physical Therapy, Graduate School, Dongshin University)  
Jeong Jin-Gyu, P.T., Ph.D.  
(Dept. of Physical Therapy, Jeong's FM Clinic)  
Kim Tae-Youl, P.T., Ph.D.:Oh Myung-Hwa, P.T., Ph.D.  
(Dept. of Physical Therapy, Dongshin University)

#### ABSTRACT

This study analyzed changes in action potential of supraspinal neuron and motor unit depending on maximum tolerance isometric contraction(MTIC) by electrical stimulation and examined influence of functional electrical stimulation (FES) on spinal neuron adaptation. It selected 40 university students in their twenties and divided into experimental groups of 25%

MTIC(I), 50% MTIC (II), 75% MTIC(III) and 100% MTIC(IV) depending on MTIC by electrical stimulation, and performed isometric contraction of plantar flexor muscle to each experimental group with given contraction for 20 times. It measured V/Mmax and MDF pre and post exercise, compared volume of contraction.

1. V/Mmax ratio showed no significant difference in comparison among experimental groups.
2. There was significant difference in median frequency of gastrocnemius and soleus in action potential motor unit according to comparison among experimental groups( $p < .001$ ). When contraction by electrical stimulation was maximum, change was greatest.

This results suggest that muscle contraction by electrical stimulation was influence to action potential of spinal motor neuron system which appear optimal level though aspect and difference degree were not in accordance.

Consequently, optimal stimulation level of MTIC(50%) by FES would be lead to central nerve adaptation. muscle contraction by electrical stimulation was influence highly to MDF which should be consider to fatigue of motor unit for muscle contraction by electrical stimulation.

**Kye Words:** Maximum tolerance isometric contraction (MTIC), Functional electrical stimulation (FES), Median frequency(MDF)

## 1. 서론

신체활동의 형태와 양은 인체 내 신경근육계의 수행능력에 현저한 영향을 주며, 한 예로 하루에 많은 시간을 운동하는 선수는 운동량이 적은 사람보다 더 큰 근력과 몸무게를 지닐 수 있고, 반대로 몇 주 동안 침대에 누워 부목으로 인해 사지의 제한을 받고 있

는 사람은 근력감소와 함께 근 위축을 경험할 것이다. 이처럼 신체활동의 수준에 의해서 신경근육계의 형태학적, 기능적 특징이 바뀔 수 있는데, 이것은 신경순응의 생리학적 기전과 연결된다(Roger, 1997). 또한 신체활동의 수준과 함께 인체 내 신경근육계에 신경순응이 발생하며 이러한 변화는 여러 가지 방법으로 측정될 수 있다 하였다. 근력강화를 위한 고강도 저항훈련은 근수축력을 최대로 증가시킬 수 있으며, 근수축의 에너지를 높일

수 있다. 근력과 근육의 크기, 형태는 최대 근 수축력을 결정하기에 중요한 요소이다. 그리고 척수 내 입력과 상 척수를 통해 운동신경원의 활성을 조절한다(Aagaard 등, 2002). 효과적인 근 수축은 척수수준의 통합된 반사반응에서 중추명령의 영구적 순응을 유도함과 동시에 근력향상을 가져온다(Scaglioni, 2002).

Oron 등(2000)은 척수손상 환자의 대퇴사두근에 기능적전기자극(functional electrical stimulation; FES)을 적용하고 근 수축 훈련을 시켜 근육 내 횡단면적에 따른 최대 근력의 증가는 신경순응에 의해 유도되는 것이라 하였다. Norbert 등(2005)은 전기자극에 따른 근육 내 횡단면적의 비율증가는 근섬유의 특징적 장력보다는 신경 근 연결과 축삭의 신경순응에 의해서 유발된다고 하여 근육 내의 구조와 기능의 변화로 생각을 하였다. Simona 등(2004)은 기능적 전기적 자극으로 척수손상환자의 슬관절 굴곡근과 신전근을 수축시켜 운동조절로 인한 신경순응을 보고 하였다. 최근 신경기능의 변화를 알아보기 위해 저항운동을 통한 척수운동신경원의 반응들을 유발전위 측정을 통해 규명하려는 시도를 하고 있다.

David(1996)는 수의적 움직임 시에 척수를 통한 하행성 체계의 활동전위가 나타나는데, 이런 반응은 하행성 운동계의 활성으로 인해 연결 전 억제에 의해 항상 영향을 받는다고 하였다. Aagaard 등(2002)은 고강도로 근력강화훈련이 V wave(volitional wave)와 H wave의 활동전위를 상승시킨다고 하였다. Pensini와 Martin(2004)은 근 수축운동에 의해 증가된 V wave반응의 크기를 측정하고, 최대 수의적 수축 시 유발된 V wave와 휴식 시

기록된 H wave 사이의 관계를 분석하였다.

V wave를 정의하면 유발전위의 역방향 파가 수의적 근수축 시 주행하는 정 방향성 신경원 흥분과 충돌하여 양쪽전위가 운동축삭들 내에 소실되어 이때에 남아있는 정방향의  $\alpha$ -운동신경원의 활성전위가 나타나는 것을 의미한다(Pensini와 Martin, 2004).

V wave는 개재신경원(interneuron)인 Renshaw 세포억제이며, 수의적 수축으로 얻어질 수 있으며(Hopkins 등, 1993), 전기자극을 최대 강도로 증가시켜 H wave가 소멸되는 시점에서 최대 근 수축을 실시하면 나타난다(Pensini와 Martin, 2004). 이는 중추인자가 변형된 수축력과 조합하여 운동주행을 조절을 하는 것이다(Nina, 1997). 즉, V wave는 연결 전 억제에 의해서 영향을 받고, 근수축 시 하행성 운동주행의 전위에 의하여 나타난다(Scaglioni 등, 2002). 수축 강도에 따라 V wave의 활동전위는 변하며 지속적인 저항훈련이 V wave의 활동에 영향을 주어 상 척수신경원의 적용기전에 영향을 준다는 보고가 있다(Aagaard 등, 2002; Pensini와 Martin, 2004).

수의적 수축 시 전기생리학적 반응인 V wave는 대상자에 따라 다르게 나타나는, 그 이유는 대상자마다 발달된 활성수준이 다르기 때문이다. 수의적 수축 시 V wave 반응연구는 하행성 운동주행과 구심성 Ia 척수회로의 흥분성을 조절하는 상 척수신경원의 흥분성 연구를 하는데 사용할 수 있다.

운동단위(motor unit)는 신경근계의 기본적 단위이며(Simona 등, 2004), 신경근 운동단위의 흥분성을 정량적으로 평가 및 검사할 수 있는 방법이 근전도이다(Scaglioni 등, 2002).

신경신호 전달의 정보는 근육의 수의적 수축 시 생성된 운동신경원의 활동전위를 기록전극을 통해 얻어낼 수 있는데, 표면 근전도는 신호의 진폭과 섬유의수, 탈분극화 된 섬유의 크기를 운동신경원 활동전위의 신호합산으로 측정한다. 측정된 표면 근전도의 진폭은 운동 단위 탈분극비율의 증가와 함께 항상 증가한다(Mark와 Neeti, 2004). Schillings 등(2004)은 표면 근전도로 운동단위의 진폭과 빈도, 동원, 발사율과 근 피로도를 분석하여 근육과 신경의 정상적 또는 이상적 기능을 진단하기 위해 임상적으로 많이 사용된다고 하였다(Naomi와 William, 1997).

원심성 신경주행 내에서의 변화를 표현하기 위한 운동단위의 통합도 근전도로 표현할 수 있다(Aagaard 등, 2002). Karen 등(2005)은 표면 근전도를 이용하여 상완 이두근의 등척성 수축력에 따라 실효치 진폭(root mean square; RMS)과 중앙 평균주파수(mean average frequency; MEF)의 차이를 비교하였다. 또한 Naomi와 William(1997), Schillings 등(2004)은 표면 근전도로 중추신경원의 활성화에 대한 연구하였다.

본 연구에서는 이러한 전기생리학적 측정 방법을 이용하여 전기자극에 의한 수축 전·후의 V wave와 운동단위 활동전위(motor unit action potential) 변화를 분석하여 수축력에

따른 활동전위의 차이를 비교하여 기능적인 전자극(FES)에 의한 근 수축운동이 중추에서 신경순응반응의 변화에 미치는 영향을 알아 보자 하였다.

## II. 연구대상 및 방법

### 1. 연구대상

본 실험은 등척성 수축력에 따른 수의적 및 전기자극에 의한 근 운동이 운동단위와 중추신경원의 순응에 미치는 영향을 알아보기 위하여 20대 남자 대학생 80명을 대상으로 하였다(Table 1). 대상자들은 실험에 영향을 줄 만한 신경계 및 근골격계에 대한 병력과 기능장애가 없는 자로 실험기간 동안 실험에 영향을 줄 수 있는 약물이나 음료 등의 섭취를 제한했다. 모든 대상자는 실험 내용에 대해 충분한 설명 후 자발적인 동의하에 참여하였다.

실험군은 전기적 자극에 의한 최대 내인 등척성 수축력(maximum tolerance isometric contraction; MTIC) 수준에 따라 4개 군으로 하여 각 군에 10명씩 무작위로 배정하였다.

Table 1. General characteristic of subjects

	Group	N	Age(years)	Height(cm)	Weight(kg)
I	MTIC 25%	10	23.6±2.59	174±2.78	67.8±6.64
	MTIC 50%				
II	MTIC 75%	10	23.8±3.04	173.1±2.68	69.1±10.69
III	MTIC	10	22.9±3.1	173.9±6.69	66.3±8.78
IV	100%	10	22.7±4.54	175.6±6.63	66.6±7.02

All value are showed mean±SD

MTIC; maximum tolerance isometric contraction

## 2. 연구방법

중추신경원 활동전위로 상 척수 신경원에 양향이 반영된 척수신경원의 활동전위인 V wave는 진단 근전도기인 CADWELL II Wedge(Cadwell Laboratories Inc., USA)로 측정하였으며, 중앙주파수는 표면근전도기인 Bagnoli 4-EMG system(Desys Inc., USA)을 사용하였다.

### 1) V wave 측정

V wave의 측정을 위해 먼저 피부를 알콜로 깨끗이 닦고 피부에 습기가 없도록 건조한 후 전극을 부착하였다. 기록전극으로 활동전극은 슬와부 주름 중앙과 족관절 내과의 가장 근위부를 연결하는 선상을 양분하는 중심점, 기준전극은 아킬레스건, 접지전극은 활동전극에서 3 cm 위의 외측 비복근 위에 배

치하였고, 전극은 좌측 저측굴곡근의 근복에 1×1 cm 크기의 자가 부착식 일회용 전극(Medicotest A/S, Neuro line Disposable neurology electrodes 700 10-K, Denmark)으로 하였다. 기록조건은 주파수 여과범위(filter setting) 10 Hz~10,000 Hz, 소인속도(sweep speed) 15 msec/division, 감응도(gain) 10 mV/division로 하였다. 대상자는 옆드려 누운 자세에서 무릎을 약간 굴곡 시킨 후 발목 밑에 받침대를 놓아 완전히 이완되도록 한 후 발목이 중립위치에 놓이게 하였다. 먼저 H reflex를 확인하고 나서 자극강도를 서서히 높여 H wave의 진폭이 최소화되고 M wave의 진폭이 최대화가 되는 지점에서 대상자로 하여금 족관절 저측굴곡근에 대하여 최대 수축을 하게 하면 자극강도의 증가로 사라진 H wave 대신에 새로운 후기반응인 V wave가 출현하며 이를 측정하였다(Figure 1).

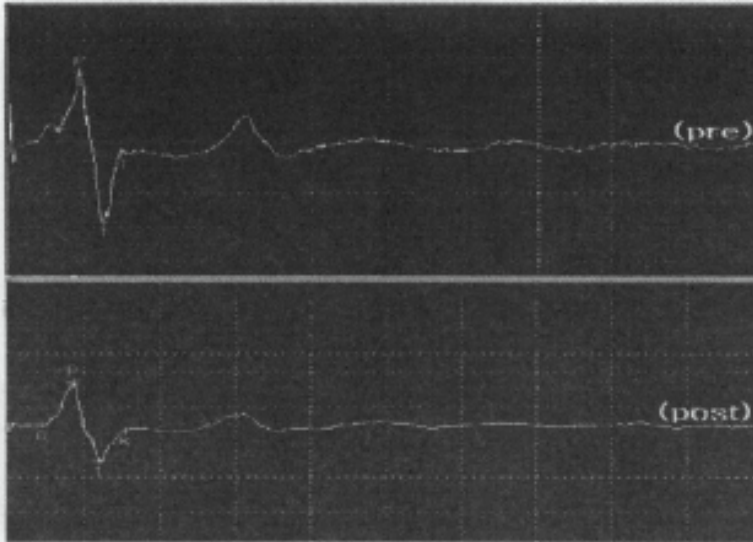


Figure 1. V wave pre and post 100% MTIC by electrical stimulation.

## 2) 운동단위 활동전위의 중앙주파수 측정

근전도 신호를 수집하기 위해 표면 근전도인 Bagnoli 4-EMG system과 기록전극으로 DE-2.1 single differential electrode(Desys Inc., USA)을 사용하였다. 전극배치에서 비복근은 종골 위 수직 13cm로 하였고, 내측 비복근은 비골 외과 아래쪽 수직 7 cm로 근육의 중간지점으로 부착하였다. 접지전극은 운동에 방해가 주지 않은 가까운 부위에 부착하였다. 전극을 부착하기 전에 피부저항을 최소화하기 위해 알코올로 깨끗이 닦은 후 건조하여 전극을 부착하였다. Sampling rate를 1,000 Hz

으로 하였고, band pass filter는 20~450 Hz로 하여 2개 채널을 이용하였다. 근전도 신호의 저장과 분석은 signal acquisition and analysis software (Delsys inc., EMGwork 3.0, USA)를 이용하였다.

중앙주파수(MDF) 분석은 저장된 근전도 신호를 대상으로 피로가 발생할 때까지의 신호 중 1초 동안 1,000개의 신호를 대상으로 주파수 스펙트럼을 얻은 후 분석변수로 window length는 1초, window overlap은 0.5초로 하여 FFT(fast fourier transformation)를 반복하여 얻었으며 구하는 공식은 다음과 같다.

$$MDF = \int_0^{f_{med}} P(f) df = \int_{med}^{\infty} P(f) df = \frac{1}{2} \int_0^{\infty} P(f) df$$

*MDF*—Median Frequency  
*P(f)*—power spectrum density

### 3. 전기자극에 의한 근수축

수의적 수축과 동일한 조건에서 족관절 저축굴곡근에 전기자극하여 대상자가 최대한 참을 수 있는 강도에서의 수축력인 최대 내인 등척성 수축력을 dynamometer (JLW instruments Inc., CS200 Dynamometer, USA)로 측정하였다.

대상자의 최대 내인 등척성 수축력(MTIC)을 산출하여 이를 기준으로 25% MTIC 수축군, 50% MTIC 수축군, 75% MTIC 수축군, 100% MTIC 수축군으로 구분하고 각 실험군에 설정된 MTIC로 등척성 운동을 실시하였다. 운동방법은 MTIC를 측정할 때와 같은 조건에서 좌측 족관절의 저축근 수축을 유발하기 위해 Endomed 982(Enraf-Nonius, Netherlands)를 사용하였으며, 전류는 2.5 kHz 러시아 전류(russian current)로 주파수는 35 Hz, 통전시간(on time)은 5초, 단전시간(off time)은 2초로 설정하여 20회 반복 하였다. 통전시간 동안 유지시간(holding time)은 3초, 경사증가(ramp up) 및 감소시간(ramp down)은 각각 1초로 설정하였다. 자극시간은 20회의 근 수축이 유발되도록 2분20초로 설정하였다. 전극은 좌측 저축굴곡근의 근복에 1×1 cm

크기의 자가 부착식 일회용 전극(Medicotest A/S, Neuro line disposable neurology electrodes 700 10-K, Malaysia)을 이용하여 이극배치(bipolar placement) 하였다.

### 4. 통계분석

모든 통계자료는 Window SPSS 10.0 프로그램으로 분석하였다. V wave 측정항목, MDF의 군 간 비교는 공분산분석(ANCOVA)을 이용하였다. 공변량분석(analysis of covariance)은 측정 전 값으로 하였고, 사후분석은 본페로니(Bonferroni) 검정을 실시하였다. 통계학적인 유의성을 검증하기 위해서 유의수준은 α=.05로 하였다.

## III. 결 과

### 1. V/Mmax비의 변화

상 척수 신경원의 영향에 의한 척수신경원 활동전위의 진폭으로 V/Mmax비의 변화는

IV군에서 수축 전·후의 차이가 가장 컸으며 (Table 2), 실험군 간의 차이를 알아보기 위하

여 공분산분석을 한 결과에서 군 간 차이가 나타나지 않았다.

**Table 2. Change of V/Mmax ratio between each groups (%)**

Group	pre	post
I	0.20±0.05	0.20±0.07
II	0.20±0.06	0.20±0.06
III	0.20±0.06	0.19±0.10
IV	0.20±0.07	0.15±0.03

All value are showed mean±SD

## 2. 운동단위 활동전위의 중앙주파수 변화

### 1) 비복근의 중앙주파수 변화

운동단위 활동전위의 중앙주파수 변화는 IV군의 수축 전·후의 차이가 가장 컸으며,

그 다음이 III군, II군순으로 나타났다(Table 3). 실험군 간의 차이를 알아보기 위하여 공분산분석을 한 결과에서 군 간 유의한 차이가 나타났으며(p<.001), 사후검정에서 I 군과 III군, I 군과 IV에서 차이가 있었다.

**Table 3. Change of MDF between groups in the gastrocnemius (Hz)**

Group	pre	post
I	121.60±31.21	128.60±18.13
II	121.81±25.43	109.61±17.84
III	122.63±33.14	91.63±17.34
IV	121.03±35.39	82.73±18.33

All value are showed mean±SD

Significant differences between I and III, IV

### 2) 가자미근의 중앙주파수 변화

운동단위 활동전위의 중앙주파수 변화는 IV군의 수축 전·후의 차이가 가장 컸으며, III군, II군순으로 나타났다(Table 4). 실험군

간의 차이를 알아보기 위하여 공분산분석을 한 결과에서 군 간 유의한 차이가 나타났으며(p<.001), 사후검정에서 I 군과 III군, I 군과 IV에서 차이가 있었다.



**Table 4.** Change of MDF between groups in the gastrocnemius (Hz)

Group	pre	post
I	124.40±16.30	124.10±17.58
II	124.29±12.87	111.27±18.47
III	124.13±12.90	91.62±15.80
IV	124.05±10.97	87.78±16.86

All value are showed mean±SD  
 Significant differences between I and III, IV

## IV. 고찰

기능적전기자극(functional electrical stimulation; FES)은 1980년대에 개발되어 불완전 척수손상에 의한 사지마비 환자에게 처음으로 사용되었으며(Jane 등, 1997), 주로 크고 빠른 움직임과 관련된 운동을 조절하는데 효과적인 것으로 보고하였다(Alex와 Nataliya, 2002). Morton 등(1996)은 기능적전기자극의 주된 적응증으로 근력강화, 길항근의 강직억제, 관절가동범위의 증가, 수의적 운동조절의 촉진 등을 제시하였으며, 실제로 신경근 운동 조절에 대한 기능적전기자극의 활용도가 점차 증가되어 가는 추세이다(Jane, 1997). 그러나 기능적전기자극에 의한 중추신경원의 순응이나 가소성에 대한 연구는 매우 미진하며, 특히 척수 및 상 척수신경원의 활동전위 분석을 통한 신경순응에 대한 연구는 거의 보고된 바 없다.

본 연구에서는 전기자극에 의한 수축력에 따라 중추신경원의 순응반응의 정도와 차이를 비교하여 기능적전기자극이 신경순응에

어떠한 영향을 주는지 알아보려고 하였다. 대상자는 대학에 재학 중인 20대 정상성인 남자 40명이었으며, 전기자극에 의한 수축근을 수축량에 따라 구분하고 좌측 족관절 저축굴곡근에 대한 등척성 운동 전·후에 V wave를 측정하였으며, 운동단위 활동전위를 측정하여 중앙주파수를 분석하여 수축량에 따른 차이를 비교하였다.

본 연구에서 운동 전·후 V/Mmax비의 변화는 전기자극에 의한 수축에서는 최대 수축력에서 어느 정도 변화는 있었으나 크지 않았다. 따라서 전기자극에 의한 근 수축이 상 척수신경원에 어느 정도 영향을 주려면 최대 수축력이 유발할 수 있는 정도의 강도에 이르러야 할 것으로 생각된다.

표면 근전도는 근수축시 발생하는 운동단위의 활성에 의해 만들어진 생체적 전기흥분이며, 생체역학과 운동조절 등을 분석하는 방법으로 가장 많이 활용되어진다(David 등, 1996; Simona 등, 2004). 최근 Riann 등(2004)과 Antonis 등(2005)은 근 활동전위의 변화를 측정하여 중추의 하행성 운동주행에 대한 다양한 정보를 제공하였다. 따라서 본 연구에

서도 운동단위 활동전위가 수의적 운동과 전기자극을 이용한 근수축 시 수축력에 따라 어떻게 변하는지를 분석하여 중추의 하행성 운동주행에 영향을 받는 운동단위 수준의 신경순응과정을 비교하고자 하였는데, 운동 전·후 운동단위 활동전위의 중앙주파수(MDF)의 변화를 분석한 결과에서 중앙주파수의 감소가 수축량이 증가함에 따라 현저하게 나타났는데, 이는 전기자극에 의한 근수축은 작은 운동단위보다 큰 운동단위를 먼저 동원시키기 때문에 큰 운동단위의 피로가 빨리 나타나며, 중앙주파수는 주로 큰 운동단위에 의해 지배되는 II형 섬유와 밀접한 관계를 가지고 있다. 또한 운동단위의 동원순서도 수의적 수축은 I형 섬유에서 II형 섬유 순으로 운동단위가 동원되지만, 전기자극은 반대로 II형 섬유에서 I형 섬유 순으로 동원된다(Peggie, 1992; Nina, 1997).

신경순응은 사지의 부동성에 영향을 주며 노화와 관련된다. 예로 골절 환자의 사지는 수 주 동안 부목에 의해서 고정되고 사용하지 않을 때 전형적 근위축이 생기며 최대 수의적 수축력이 감소한다. 다른 한 예로 병태생리학적 조건으로부터 노화는 중추신경계 내에 많은 변화에 영향을 주는 것으로 나타난다. 따라서 인체 움직임으로부터 대부분의 접근은 신경과 근육의 기전을 구별하는 것을 알 수 있다. 이것은 힘 생성과 함께 근력에 영향을 주며 신경순응에 영향을 미친다.

본 연구에서 전기자극에 의한 수축력에 따른 중추신경원 및 운동단위 활동전위의 변화를 분석한 결과 전기자극에 의한 수축에서 정도의 차이와 양상은 다르지만 중추신경원 및 운동단위 활동전위에 영향을 미치며, 활동

전위의 변화는 수축력이 적정수준에 도달했을 때부터 두드러지는 것으로 나타났다.

## V. 결론

본 연구는 전기자극에 의한 근 수축 정도에 따른 중추신경원의 순응반응의 차이를 비교하여 기능적전기자극(functional electrical stimulation; FES)이 신경순응에 어떠한 영향을 주는지 알아보하고자 20대 정상 남자 대학생 40명을 대상으로 근 수축운동 전·후의 V wave와 중앙주파수를 분석하였다.

1. V/Mmax비는 수의적 수축력을 최대로 하였을 때 변화가 가장 컸으며, 전기자극에 의한 수축에서도 수축력을 최대로 하면 어느 정도의 영향을 주는 것으로 나타났으나 유의한 차이는 없었다.

2. 운동단위 활동전위에서 비복근과 가자미근의 중앙주파수는 전기자극에 의한 수축력을 최대로 하였을 때 변화가 가장 컸으며, 실험군 간의 비교에서 유의한 차이가 나타났다( $p < .001$ ).

결론적으로 전기자극에 의한 근 수축에서 정도의 차이와 양상은 다르지만 운동신경계 활동전위에 영향을 미치며, 수축력이 적정수준에 도달했을 때부터 활동전위의 변화가 두드러지는 것으로 나타났다. 구체적으로 전기자극에 의한 근 수축이 중추신경원 활동전위보다는 운동단위 활동전위에 더 많은 영향을

주는 것으로 나타났다. 따라서 기능적 전기자극에 의한 중추신경순응을 유도하기 위해서는 최대 내인 수축력 50% 이상의 적정자극수준(optimal stimulation level)으로 적용해야 하며, 전기자극에 의한 수축이 중앙주파수에 영향을 크게 주는 것으로 보아 근 수축을 위한 전기자극 적용 시 운동단위의 피로를 고려해야 할 것으로 생각된다.

## 참고문헌

- Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL et al : Neural adaptation to resistance training. *Journal of Apply physiology.* 92;2309-318, 2002.
- Alex RW and Nataliya S : Russian electrical stimulation: The early experiments. *Physical therapy.* 82;1019-1039, 2002.
- Antonis PS, Carl WL, David EL et al : The use of correlation integrals in the study of localized muscle fatigue of elbow flexors during maximal efforts. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 15;437-443, 2005.
- David AM : Supraspinal and segmental interactions. *Can Journal of Physiol Pharmacol.* 74;513-517, 1996.
- Hopkins JT, Ingersoll C, Edwards JE et al : Changes in Soleus Motoneuron Pool Excitability After Artificial Knee Joint Effusion. *Arch Physician Medical Rehabilitation.* 81;1199-1203, 2000.
- Jane B, Duncan W, Paul T et al : The Effect of Common Peroneal Nerve Stimulation on Quadriceps Spasticity in Hemiplegia. *Physiotherapy.* 83(2);82-89, 1997.
- Karen O, Pierre P, Olivier M : Repeatability of surface EMG parameters at various isometric contraction levels and during fatigue using bipolar and laplacian electrode configurations. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 15;466-473, 2005.
- Mark DB, Neeti P : Consideration for the Use of Surface Electromyography. *KAUTPT.* 11(4);61-70, 2004.
- Morton G, Sidney K, William S : Functional electrostimulation in poststroke rehabilitation: A meta-analysis of the randomized controlled trials. *Academy of physical medicine and rehabilitation.* 77;549-553, 1996.
- Naomi CC and William KD : Surface EMG as a fatigue indicator during FES-induced isometric muscle contractions. *Journal of Electromyogr Kinesiol.* 7;27-37, 1997.
- Nina KV : Measurement of human muscle fatigue. *Journal of Neuroscience Methods.* 74;219-227, 1997.
- Norbert D, Wai-Kong L, Rolf DB et al : Measurements of neural adaptation effects dependent on rate of stimulation. *Conference on Implantable Auditory Prostheses.* Asilomar, 2005.
- Oron L, Joseph M, Menahem G et al : Muscle strength and geometrical changes

- in a paralysed muscle following FES. Hong Kong Physiotherapy Journal. 18;3-11, 2000.
- Peggie CKK : Contemporary trends in electrical stimulation: "The frequency-specificity theory". Hong Kong Physiotherapy. J. 13;23-27, 1992.
- Pensini. M, Martin A : Effect of voluntary contraction intensity on the H-reflex and V-wave response. Neuroscience Letters. 367;369-374, 2004.
- Riann MP, Christopher DI, Mark AH : The hoffmann reflex: Methodologic considerations and Applications for use in sports medicine and athletic training research. Journal of Athletic Taniners. 39(3); 48-277, 2004.
- Roger ME : Neural adaptations with chronic physical activity. Journal of Biomechanics. 30(5);447-445, 1997.
- Scaglioni G, Ferri A, Minetti AE et al : Plantar flexor activation capacity and H reflex in older adults: adaptations to strength training. Journal of Appl Physiol. 92;2292-2302, 2002.
- Schillings ML, Kalkman JS, SP. Werf. van der et al : Diminished central activation during maximal voluntary contraction in chronic fatigue syndrome. Clinical Neurophysiology. 115;2518-2524, 2004.
- Simona F, Alessandra P, Marco L et al : Functional electrical stimulation controlled by artificial neural networks : pilot experiments with simple movements are promising for rehabilitation applications: Functional Neurology. 19(4);243-252, 2004.