

## 신경근전기자극 주파수에 따른 최대 등척성 수축력의 감소 및 회복

임 상 완

(포항세명기독교병원 물리치료실)

정 진 규

(정가정의학과의원 물리치료실)

정 대 인

(동신대학교 물리치료학과)

김 태 열

(동신대학교 물리치료학과)

## Decrement and Recovery of Maximal Isometric Contraction by Frequency during NMES

Lim Sang Wan, P.T.

(Dept. Physical Therapy, Pohang Semyung Christianity Hospital)

Jeong Jin-Gyu, P.T., M.P.H.

(Dept. Physical Therapy, Jeong's FM Clinic)

Jung Dae-In, P.T., M.P.T.

(Dept. of Physical Therapy, Graduate School, Dongshin University)

Kim Tae-Youl, P.T., Ph.D.

(Dept. of Physical Therapy, Dongshin University)

## ABSTRACT

The purpose of this study was to determine the effect of muscle fatigue by neuromuscular electrical stimulation(NMES). Using Biodex System 3PRO(Biodex Medical Systems Inc, USA), experiment was conducted as to the normal group(I) composed of fifteen adults and the patient group(II) composed of fifteen patients with spastic hemiplegia. As to each group, maximal tolerated intensity(MTI) and maximal tolerated isometric contraction(MTIC) in electric currents yielded by low rate(20 pps) and high rate(100 pps) neuromuscular electrical stimulation and the aspects of decrease and restoration of the isometric contraction were examined, and their strength decrement index(SDI) and strength recovery index(SRI) were also calculated.

1. As for MTI in NMES, the MTI of the group II was higher than that of the group I in both low rate and high rate NMES. In comparison within group, MTI of group II was significantly higher in high rate NMES rather than in low rate NMES ( $p<0.05$ ).

2. In comparison of MTIC between groups, the group I showed higher in both low rate and high rate NMES. In comparison within group, MTIC of group II was significantly higher in high rate NMES rather than in low rate NMES( $p<0.01$ ).

3. As for SDI, both groups showed highest SDI in high rate NMES, but no significant differences could be observed.

4. As for SRI, both groups showed significantly low SRI in low rate NMES ( $p<0.01$ ,  $p<0.05$ ), and comparison between groups showed no significant differences could be observed.

These result lead us to the conclusion that muscle fatigue was influenced by frequency, high rate NMES was lower at SDI and higher at SRI on compare to low rate NMES, therefor, a further studies concerning electrical stimulation should consider differences each frequency in response to treatment.

**Key Word :** Muscle fatigue, neuromuscular electrical stimulation.

## 1. 서론

근래에 들어 근력 및 지구력 향상, 근재 교육, 경직근 억제, 보행훈련 등 다양한 신경근 기능장애의 회복을 목적으로 신경근전기자극(neuromuscular electrical stimulation)의 적용이 증가되고 있다. 특히 중추신경계 병변 중 뇌졸중(Powell et al., 1999), 척수손상(Handa et al., 1984) 등으로 인한 기능장애에 많이 적용되어지는데, 뇌졸중의 경우 족관절 배측굴곡의 촉진, 견관절 아탈구의 회복, 상지 보장구 기능 등으로 사용되고 있다(Pentland and Twomey, 1994).

전기자극으로 근 수축을 유발시켜 기능장애를 개선하기 위한 임상적 활용은 매우 오랜 역사를 가지고 있으며, 현대적 개념으로 접근하기 시작한 것은 Duchenn에 의해서이다(McNeal, 1977). 그러나 현대적 개념의 신경근전기자극은 Kots에 의해 정상신경지배근에 대한 전기자극이 근 기능 증진에 효과적이라는 보고가 있는 후부터 시작되었으며, 현재에는 근골격계 병변은 물론 중추신경계 병변에 의한 기능장애까지 적용범위가 광범위해졌다. 특히 중추신경계 병변에 의한 마비환자의 보행훈련을 위해 많이 적용되어 왔으며, 하지마비 환자들은 기능회복에 대한 생리적, 심리적으로 이득을 얻을 수 있었다. 그러나 신경근전기자극의 단점은 근피로가 쉽게 유발되는 것으로, 근피로 유발의 중요한 변수는 주파수 선택이다.

근피로의 진행과정은 중추신경계에 의해 통제되어 말초의 근육 연결고리의 하나 또는 그 이상에 장애가 발생하는 것이다. 근

피로가 신경근접합부 이전에서 장애가 발생하면 중추피로(central fatigue)라하며 약화된 근력이 신경자극에 의해 약화된 근력 이상으로 회복되는 현상으로 설명될 수 있다. 그러나 신경근접합부 이후에서 장애가 발생하면 근섬유 수축기전 문제로 말초피로(peripheral fatigue)라 하며(Bigland-Ritchie et al., 1981), 최대 수의적 수축력의 약화가 신경자극으로 회복되지 않을 때를 말한다. 말초피로는 신경근 접합부와 근초에서의 흥분과정,  $Ca^{2+}$  방출 과정, 근섬유의 수축과정에서 발생되며(Merton and Bigland-Ritchie et al., 1978), 근육에 주어지는 자극부하에 따라 근초에서 활동전위의 전달에 장애가 일어나는 고주파 피로(high frequency fatigue)와 흥분수축연결에서 장애가 일어나는 저주파 피로(low frequency fatigue)로 분류할 수 있다.

근피로의 평가방법에는 수의적 유발 피로검사(volitionally induced fatigue test)와 전기적 유발 피로검사(electrically induced fatigue test)가 있다(Binder-Macleod and Snyder-Mackler, 1993). 수의적 유발 근피로 측정에는 등속성 동력계(isokinetic dynamometer)를 이용하여 최대 수의적 우력의 감소를 분석하며(Thorstensson, 1976), 전기적 유발 피로검사는 근육의 수행능력 평가를 위해 임상적으로 사용하기 시작했다(Binder-Macleod and McDermond, 1992; Sinacore et al., 1994). 이 두 가지 피로검사는 생리적으로 거의 동일한 결과를 나타내며 신뢰도가 검증( $r=0.85-0.99$ )되어 임상적으로 널리 사용되는 유용한 피로검사법이다(Bigland-Ritchie and Woods, 1984;

McDonnell et al., 1987).

신경근전기자극에 의한 근피로 연구는 대부분 정상적으로 신경지배가 이루어지고 있는 근육을 대상으로 하고 있다. 특히 경직근을 대상으로 신경근전기자극에 의한 수축의 운동역학적 특성을 분석한 연구는 미흡한 실정이다. 따라서 본 연구에서는 정상성인과 뇌 병변으로 인한 경직형 편마비환자의 슬관절 신전근을 대상으로 신경근전기자극 주파수에 따른 최대 내인강도(maximal tolerated intensity)와 등척성운동이 최대 내인 등척성 수축력((maximal tolerated isometric contraction)과 근력감소지수(strength decrement index) 및 근력회복지수(strength recovery index)에 미치는 영향을 알아보고자 하였다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상

대상자는 정상성인 10명과 편마비환자 10명이었으며, 평균연령은 각각  $24.30 \pm 3.65$ 세와  $52.70 \pm 8.23$ 세이었다.

대상자는 슬관절 주위에 통증, 운동장애, 피부질환 및 개방성 상처가 없어야 하며, 실험 전이나 실험 도중에 근육통을 유발할 정도의 과도한 운동을 제한시켰다. 편마비환자는 근 긴장도가 Modified Ashworth Scale로 1~2 사이인 환자 중에 선발하였다.

### 2. 실험방법

#### 1) 신경근전기자극과 최대 내인강도 측정

신경근전기자극과 최대 내인 강도의 측정을 위하여 맥동빈도, 맥동기간, 순환주기, 경사시간의 변조가 가능한 신경근전기자극기(Best, Dynatens 301, Korea)를 사용하였다. 신경근전기자극 조건으로 맥동기간은  $200 \mu s$ , 통전시간은 6 sec, 단전시간은 2 sec, 경사증가 및 감소시간은 각각 0.5 sec로 설정하였다. 전극을 배치할 대퇴부의 피부저항을 줄이기 위해 피부세척을 한 다음 일회용 자가부착식 전극을 사용하여 내측광근과 대퇴신경 운동점에 이극배치(bipolar placement)하였다. 최대 내인강도는 신경근전기자극기의 강도조절 스위치를 조금씩 증가시켜 대상자가 더 이상 참을 수 없는 지점으로 결정하였다. 최대 내인 강도는 3회 측정된 평균값을 취하였다.

#### 2) 등척성 수축력 측정

최대 내인 등척성 수축력, 근력감소지수 및 근력회복지수의 변화를 정상인의 우세측과 편마비환자의 마비 측 슬관절 신전근을 대상으로 Biodex System 3PRO (Biodex Medical Systems, Inc., USA)를 이용하여 측정하였다.

##### (1) 최대 내인 등척성 수축력 측정

신경근전기자극기의 강도를 최대 내인 강도까지 천천히 증가시켜 6초간 전기자극에 의해 유발된 슬관절 신전근의 최대 내인 등척성 수축력을 측정하였다. 3분 간격으로 휴식을 취하고 3회 연속 실시 하여 얻은 수

축력의 평균을 최대 내인 등척성 수축력으로 결정하였다.

#### (2)근력감소지수 측정

최대 내인 등척성 수축력 측정 후 충분한 휴식을 취하게 한 다음에 최대 내인강도로 3분간 반복자극하여 유발되는 등척성 수축력을 측정하여 근력감소지수를 계산하였다 (Clarke et al., 1954).

#### (3)근력회복지수 측정

근력감소지수 측정의 최종 등척성 수축력을 기점으로 38분 후 최대 내인강도로 자극하여 최대 내인 수축력을 측정하여 근력회복지수를 계산하였다(Clarke et al., 1954).

### 4. 통계방법

모든 통계는 측정된 자료들을 부호화하여

SPSS/PC 10.0을 이용하여 처리하였다. 각 군에서 최대 내인강도, 최대 내인 등척성 수축력, 근력감소지수(SDI), 근력회복지수(SRI)에 대한 비교는 윌콕슨부호 순위검정(Wilcoxon signed ranks test)을 실시하였다.

통계적 유의성을 검정하기 위한 유의수준은  $\alpha=0.05$ 로 정하였다.

## III. 결 과

### 1. 신경근전기자극 시 최대 내인 강도

최대 내인강도를 측정 한 결과 정상군에서는 유의한 차이가 없었으나, 환자군에서는 저빈도 신경근전기자극보다 고빈도 신경근전기자극에서 더 높아 유의한 차이가 있었다( $p < .05$ ).

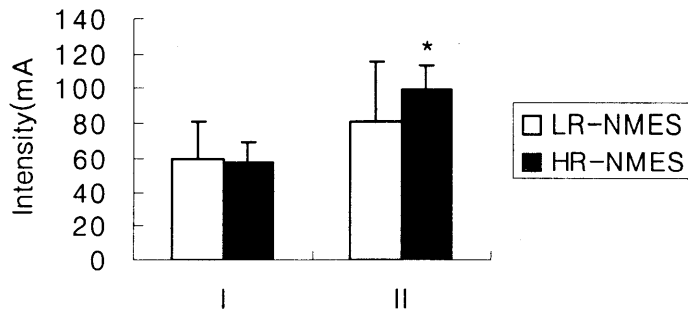


Figure 1. Maximal tolerated intensity during NMES

All value are showed mean $\pm$ SD

\*  $p < 0.05$

I : Normal group

II : Spastic group

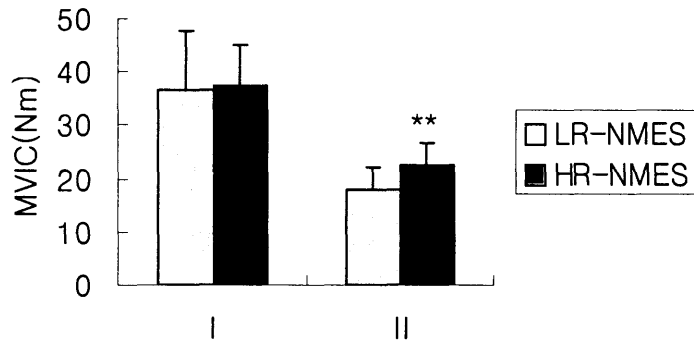
LR-NMES; low rate neuromuscular electrical stimulation

HR-NMES; hight rate neuromuscular electrical stimulation

## 2. 최대 내인 등척성 수축력

최대 내인 등척성 수축력을 측정한 결과 정상군에서는 유의한 차이가 없었으나 환자

군에서 저빈도 신경근전기자극보다 고빈도 신경근전기자극이 더 높아 유의한 차이가 있었다( $p < .01$ ).



**Figure 2.** Maximal isometric contraction NMES

All value are showed mean $\pm$ SD

\*\*  $p < 0.01$

I : Normal group

II : Spastic group

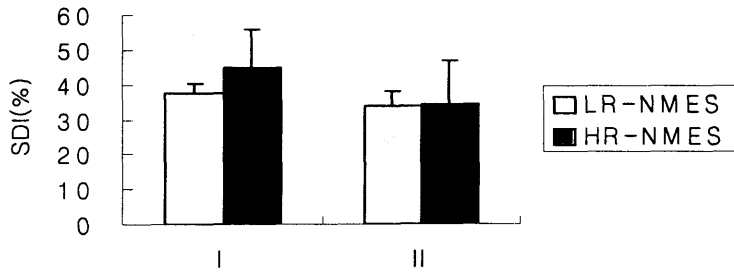
LR-NMES; low rate neuromuscular electrical stimulation

HR-NMES; high rate neuromuscular electrical stimulation

## 3. 근력감소지수 변화

근력감소지수를 측정한 결과 정상군과 환

자군 모두 저빈도 신경근전기자극군과 고빈도 신경근전기자극 비교에서 유의한 차이가 없었다.



**Figure 3.** Strength decrement index during NMES

All value are showed mean±SD

I : Normal group

II : Spastic group

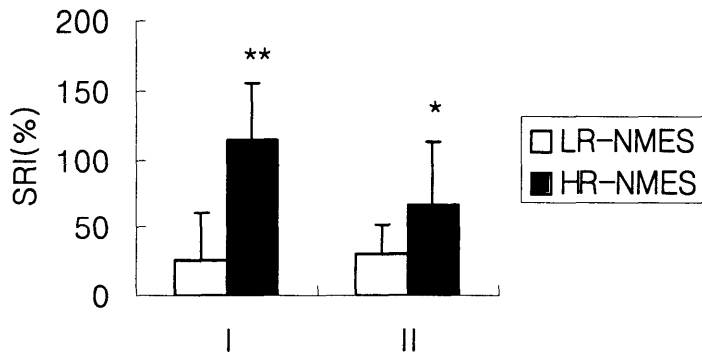
LR-NMES; low rate neuromuscular electrical stimulation

HR-NMES; hight rate neuromuscular electrical stimulation

#### 4. 근력회복지수 변화

근력회복지수를 측정한 결과 정상군에서는 저빈도 신경근전기자극보다 고빈도 신경

근 전기자극이 더 높아 유의한 차이가 있었으며( $p < .01$ ), 환자군에서도 고빈도 신경근전기자극의 근력회복지수가 높아 유의한 차이가 있었다( $p < .05$ ).



**Figure 4.** Strength recovery index during NMES

All value are showed mean±SD

I : Normal group

II : Spastic group

\*  $p < 0.05$  \*\*  $p < 0.01$

LR-NMES; low rate neuromuscular electrical stimulation

HR-NMES; hight rate neuromuscular electrical stimulation

## IV. 고 찰

근피로는 반복되는 자극에 대한 단일근의 감소된 반응이며, 이는 정상적 생리반응으로 운동단위활동전위(motor unit action potential)의 진폭이 감소하여 힘 발생 능력이 저하되는 것이다(Kisner and Colby, 1996). 수의적 근수축이나 신경근전기자극을 장기간 지속하면 근피로를 유발할 수 있으며, 골격근에 신경근전기자극을 적용하는 동안 피로율은 수의적 운동에 의한 것 보다 훨씬 더 크다(Binder-Macleod and Snyder-Mackler, 1993; Jones et al., 1979). 신경근전기자극 시 근피로에 영향을 미치는 변수는 자극기간, 맥동빈도, 단속시간비와 강도 등이 있다. 따라서 본 연구에서는 정상근과 경직근을 대상으로 저빈도 신경근전기자극(20 Hz)과 고빈도 신경근전기자극(100 Hz)에 의한 근피로 및 회복의 변화를 비교하여 자극빈도에 따른 차이를 알아보고자 하였다.

최대 내인강도는 정상군에서는 유의한 차이가 없었으나, 환자군에서는 저빈도 신경근전기자극보다 고빈도 신경근전기자극이 더 높았다. 본 연구에서 최대 내인 등척성 수축력은 정상군과 환자군 모두에서 유의한 차이가 없었으나, Toshiki 등(1999)의 연구에서는 근 수축력이 고빈도에서 더 큰 것으로 나타났다. 전기자극으로 발생한 수축력에 대한 연구로 Delitto 등(1995)은 최대 수의적 등척성 수축력과 전기자극에 의한 최대 등척성 수축력을 비교하였고, Selkowitz 등(1985)은 수의적 수축에 의한 근력과 전기자극에 의한 근 수축력은 상관관계가 있

다고 하였다. Snyder- Mackler 등(1989)은 위상기간을 변조하면 전기자극에 의해 발생한 우력(torque)이 변하는 것으로 보고 하였다.

근력감소지수는 정상군과 환자군 모두에서 저빈도에서 약간 높았으나 유의한 차이가 없었으며, 근력회복지수는 두 군 모두에서 저 빈도가 유의하게 낮은 것으로 나타나 저빈도에 의한 근피로가 더 큰 것으로 나타났다. 이 결과는 경직형 하지마비를 대상으로 한 연구에서 저빈도가 근피로를 더 빠르게 유발시킨다는 결과와 유사 하였다(Toshiki et al., 1999). Binder-Macleod 등(1993)은 근피로에 크게 영향을 주는 자극 변수로 맥동폭, 맥동빈도, 순환주기 등을 들었다. 그러나 Laufer 등(2001)은 최소의 근피로를 유발하면서 강한 근 수축을 일으킬 수 있는 최상의 조건을 결정하기는 어렵다고 하였다. 근피로는 신경근전기자극을 적용하는데 있어 매우 중요한 요인이며, 자극 변수를 결정할 때 근피로를 항상 고려해야 한다(진복희 등, 2000). Bigland- Ritchie 등(1978)은 대퇴사두근에 인위적 자극을 주는 실험을 통하여 중추피로가 유발되는 경우도 있었지만 전혀 피로를 보이지 않는 경우도 있어 개인차가 있음을 시사하였다. 말초 피로는 근육에 주어지는 자극부하에 따라 나타나는 반응의 특성에 의하여 고주파 피로(high frequency fatigue)와 저주파 피로(low frequency fatigue)로 분류할 수도 있는데, 고주파 피로란 근육 또는 근육군에 50~80 Hz의 전기적 자극을 주었을 때 나타나는 근력발생능력의 저하로 저주파 자극에서 나타내는 장력곡선과 비교하였을 때 서



로 다른 특성을 나타내고 있다. 고주파의 자극을 주었을 때 처음에는 저주파 자극보다 더 큰 힘을 발휘하는 반면, 시간이 흐름에 따라 근육의 수축 속도 저하를 수반하면서 근력 상실이 현저하게 나타나 20초 후에는 저주파 자극의 근력보다 더 크게 감소하는 결과를 나타내고 있다. 이러한 빠른 힘의 저하는 에너지의 고갈이나 수축 기전에 어떤 장애가 있어서 나타나는 현상이라기보다는 근막 흥분의 장애에 기인한 전기적 전파의 장애로 일어나는 현상이라고 할 수 있다(Bigland-Ritchie et al., 1981; Edwards, 1981). 저주파 피로는 고 빈도에서는 근력이 다시 회복되지만 저빈도에서는 회복이 잘 일어나지 않는 특성을 가지고 있다. 근피로는 ATP나 크레아틴 인산의 고갈에 의한 것이 아니라 흥분-수축 연결(excitation contraction coupling)의 장애 때문에 일어나는 현상으로 여겨진다(Edwards, 1981). 결과적으로 근막의 활동에서 발생하는 힘의 저하를 초래하는데 그 원인의 일부는  $Ca^{2+}$  방출량의 감소일 것으로 추측된다(Binder-Macleod and Anderson, 1992). 저주파 피로는 고주파 피로에 비하여 그 회복이 상당히 느린 것이 특징이다.

본 연구에서 고빈도 신경근전기자극보다 저빈도 신경근전기자극이 근피로를 더 유발시키는 반면 회복은 느리게 하는 것으로 나타나 중추신경계 병변에 의한 경직근에 신경근전기자극 적용 시 주파수에 따른 근피로의 특성을 고려 할 필요가 있는 것으로 생각된다.

## V. 결 론

본 연구는 신경근전기자극이 근피로 및 회복에 미치는 영향을 알아보기 위하여 정상인과 경직형 편마비 환자의 슬관절 신전근을 대상으로 다음과 같은 결과를 얻었다.

최대 내인강도는 정상군과 환자군 모두에서 고 빈도 신경근전기자극이 더 높았으며, 환자군에서는 고빈도에서 더 높아 유의한 차이가 있었다( $p < .05$ ). 최대 내인 등척성 수축력은 환자군에서 고빈도가 더 높게 나타나 유의한 차이가 있었다( $p < .01$ ).

근력감소지수는 정상군과 환자군 모두에서 저빈도 신경근전기자극군의 감소지수가 약간 높았으나 유의한 차이가 나타나지 않았다. 근력회복지수는 고빈도가 더 높게 나타나 정상군( $p < .01$ )과 환자군( $p < .05$ ) 모두에서 유의한 차이가 있었다.

따라서 본 연구에서는 경직근에 대한 신경근전기자극 시 저빈도가 고빈도에 비하여 근피로 유발이 빠르고 근 회복이 느리다는 결론을 얻을 수 있었다.

## 참고문헌

- 이청기, 한수정 : 전기자극에 대한 신경생리학적 반응 : 척수주변 말초신경자극. 대한 재활의학회지. 22(2);399-407. 1998.  
진복희, 이재형, Onishi Hideaki : Surface

- EMG spectral parameter as a fatigue indicator after electrically induced contraction of vastus medialis. *임상병리 검사과학회지*. 32;292-299. 2000.
- Benton LA, Baker LL, Bowman BR, et al : Functional electrical stimulation: a practical clinical guide. 2nd ed. Downey(CA): Ranch0 Los Amigos Rehabilitation Engineering Center. 1981.
- Bigland-Ritchie B., & Woods JJ : changes in muscle contractile properties and neural control during muscular fatigue. *Muscle and Nerve*. 7;691-699. 1984.
- Bigland-Ritchie B., Donovan EF., & Roussos CS : Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. *J Appl Physio*. 51;1330-1305. 1981.
- Bigland-Ritchie B., Donovan EF., & Roussos CS : Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximum efforts. *J Appl Physiol*. 51;1300-1305. 1981.
- Bigland-Ritchie B., Jones DA. & Hosking GP : Central and peripheral fatigue in sustained maximum voluntary contractions of human quadriceps muscle. *Clin Mol Med*. 54;609-614. 1978.
- Binder-Macleod SA, Russ DW : Effects of activation frequency and force on low-frequency fatigue in human skeletal muscle. *J Appl Physiol*. Apr;86(4):1337-46. 1993.
- Binder-Macleod SA, Halden HE, Jungles KA : Force frequency relationship and fatiguability of human muscle: effects of stimulation intensity. *Med Sci Sports Exer*(in press). 1993.
- Binder-Macleod SA., & Anderson KL : Effects of stimulation frequency on the fatigue rate of human quadriceps femoris muscle. *Phys Ther*. 72;97. 1992.
- Binder-Macleod SA., & McDermond LR : Changes in the force-frequency relationship of the human quadriceps femoris muscle following electrically and voluntarily induced fatigue. *Phys Ther*. 72;95-104. 1992.
- Binder-Macleod SA., & Synder-Mackler L : Muscle fatigue : clinical implication for fatigue assessment and neuromuscular electric stimulation. *Phy ther*. 73;902-910. 1993.
- Delitto A, Synder-Mackler L, Robinson AJ : Electrical stimulation: In *Clinical electrophysiology*. 3rd ed. Philadelphia, Wolters Kluwer. 123-139. 1995.
- Edwards RHT : human muscle function and fatigue in R. *Human muscle fatigue : physiological mechanism*, Ciba Found Symp 82, Pitman Medical, London. 1981.
- Ferguson JP, Blackley MW, Knight RD et al : Effects of varying electrode site placement on the Torque output of an electrically stimulated involuntary quadriceps femoris muscle contraction. *J Orthop Sports Phys Ther*. 11;24-29, 1989.

- Gersh MR : Electrotherapy in rehabilitation. Philadelphia. F.A. Davis. p.56-80. 1993.
- Granat M, Keating JF, Smith ACB et al : The use of functional electrical stimulation to assist gait in patients with incomplete spinal cord injury. *Disability and Rehabil.* 14;93-97. 1992.
- Handa Y, Shimada Y, Komatsu S. et al : Electrically induced hand movements and their application for daily living. In: *Proceedings of the 8th International Symposium on External Control of Human Extremities; 1984* Ott 23-25; Dubrovnik. p.169-80. 1984.
- Jones DA., Bigland-Ritchi B. & Edwards RHT : Excitation frequency and muscle fatigue : mechanical responses during voluntary and stimulated contractions. *Exp Neurol.* 64;401-413. 1979.
- Karlsson J., & Thorstensson A : Fatiguability and fibre composition of human skeletal muscle. *Acta Physiol Scand.* 98;318-322. 1976.
- Kisner C. & Colby LA : *Therapeutic Exercise. Foundations and Techniques*, 3rd Ed. Philadelphia F. A. Davis co. 1996.
- Laufer Y, Ries JD, Leiminger PM, et al : Quadriceps Femoris Muscle Torques and Fatigue Generated by Neuromuscular Electrical Stimulation With Three Different Waveforms. *Phys Ther.* 81;1307-1315. 2001.
- McDonnell MK., Delitto A., & Rose SJ : Electrically elicited fatigue test of the quadriceps femoris muscle : Description and reliability. *Phy Ther.* 67;941-945. 1987.
- McNeal DR : 2000 years of electrical stimulation. In Hambrecht FT, Reswick JB(eds): *Functional Electrical Stimulation: Applications in Neural Prosthetics*. New York, Marcel Dekker, 3-35. 1977
- Muller EA : Die Erholung nach statischer haltearbeit, *Arl Beitsphysiol* : 72. 1935.
- Nagaraj RY, Nosek CM, Brotto MA, et al : Increased susceptibility to fatigue of slow- and fast-twitch muscles from mice lacking the MG29 gene. *Physiological Genomics.* 4(1);43-49. 2000.
- Powell J, Pandyan AD, Granat M, et al : electric stimulation of wrist extensors in poststroke hemiplegi. *Stroke.* 30;1384-1389. 1999.
- Scheker LR, Cheshier SP, Ramirez S : Neuromuscular electrical stimulation and dynamic bracing as a treatment for upper-extremity spasticity in children with cerebral palsy. *J. Hand Surgery(British and European Volume).* 24B;2;226-232. 1999.
- Selkowitz DM : Improvement in isometric strength of the quadriceps femoris muscle after training with electrical Stimulation. *Phys Ther.* 65;186-196. 1985.
- Sinacore DR., Jacobson RB., Delitto A : Quadriceps femoris muscle resistance to

fatigue using an Electrically elicited fatigue test of following intense endurance exercise training. *Phy Ther.* 74;930-939. 1994.

Synder-Mackler L, Garrett M, Roberts M :  
A comparison of torque generating capabilities of three different electrical stimulating currents. *J Orthop sports Phys Ther.* February 297-301. 1989.