

신경근전기자극에 의한 경직근의 최대 등척성 수축력 변화

임 상 완

(포항세명기독병원 물리치료실)

이 정 우

(동신대학교 대학원 물리치료학과)

김 태 열

(동신대학교 물리치료학과)

송 명 수

(원광보건대학 물리치료과)

최 은 영

(광양보건대학 작업치료과)

Change of the Maximal Isometric Contraction to the Spastic Muscle by NMES

Lim Sang-Wan, P.T., M.S.

(Dept. Physical Therapy, Pohang Semyung Christianity Hospital)

Lee Jeong-Woo, M.P.T.

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

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

(Dept. of Physical Therapy, Dongshin University)

Song Myung-Soo, P.T., Ph.D.

(Dept. of Physical Therapy, Wonkwang Health College)

Choi Eun-Young, P.T., M.P.H

(Dept. of Occupational Therapy, Kwangyang Health College)

ABSTRACT

The purpose of this study was compared to MTICs(maximal tolerated isometric contraction), decrement and recovery. For this, using isokinetic exercise analysis device(Biodex Medical Systems Inc., Biodex System 3PRO, USA), low rate(20 Hz) and high rate(100 Hz) NMES(neuromuscular electrical stimulation) were applied to the quadriceps muscles of fifteen patients with spastic hemiplegia caused by lesions in the central nervous system. The results were as follows:

1. It was shown to fast decrement in the middle of phase at low rate NMES and to slow decrement of MTIC response at high rate NMES($p<.01$).
2. It was shown to fast recovery at high rate NMES and to slow recovery at low rate NMES in recovery tendency of MTIC($p<.01$).

These conclusions suggest that NMES of high rate caused to slow fatigue and fast recovery different from low rate NMES.

Key word: Maximal Tolerated Isometric Contraction(MTIC), neuromuscular electrical stimulation (NMES).

1. 서론

중추신경계 손상으로 인한 뇌졸중환자의 운동기능 상실은 근력약화와 비정상적인 근육긴장과 비정상적인 움직임 패턴 등에 의한 것으로 운동조절 능력의 장애를 발생시킨다(Sharp과 Brouwer, 1997). 또한 운동능력의 손상은 보행이나 계단 오르기 등 일상생활동작과 같은 기능적 활동의 수행능력을 제한하고, 일상생활활동을 감소시켜 환자들

에게 사회활동을 하는데 있어 많은 장애요소를 만들게 된다(Perry 등, 1995). 임상적으로 근력약화는 뇌졸중환자의 기능적 재활을 제한하는 요소이고(Bohannon 등, 1995), 근력의 측정은 뇌졸중환자들의 보행능력을 예측하는데 기초가 되는 매우 중요한 항목이다(Bohannon과 Walsh, 1992).

근래 들어 신경근 기능회복을 목적으로 전기자극에 대한 연구와 임상적용이 증가되고 있다. 특히 신경근전기자극과 전통적인 치료방법의 병행은 다양한 신경학적 손상 환자들의 회복에 크게 기여하기 때문에

(Barbeau 등, 1998), 뇌졸중환자의 기능회복을 위한 재교육(Powell 등, 1999), 뇌졸중이나 척수손상환자의 경직완화(Vodovnik 등, 1984)에 사용되고 있다. 신경근전기자극을 적용하면 근육에서 고유수용성 감각을 자극하여 감각인지영역과 대뇌피질영역을 활성화시켜 근육의 감각정보 전달 및 통합을 도와 효율적으로 운동수행이 이루어지게 하고 근 방추 반사활동의 연결 전 억제를 통하여 경직과 구축을 완화시키며, 마비된 근육의 반복적 수축 및 이완으로 기계적인 운동을 유발시킬 수 있다(Glanz 등, 1996). 그러나 전기자극에 의한 수축을 장기간 지속적으로 유발하면 근 피로를 발생시킬 수 있다. 전기자극 시 II형 근섬유가 직접 흥분하거나 감각신경이 자극된 후에 반사작용에 의해 운동신경이 먼저 흥분되어 수의적 근 수축과 동원순서가 바뀌어서 근 피로가 빨리 나타난다(이재호, 1995). 따라서 신경근전기자극을 적용할 때 가장 큰 문제점은 근 피로에 의한 초기에 근력의 소실이다. 신경근전기자극은 수의적 수축에 비하여 근 피로가 쉽게 유발되므로 자극 매개변수를 결정할 때 항상 피로유발 요인에 대하여 고려해야 한다. 특히 경직근에 대한 신경근전기자극 시 근 피로를 최소화시키기 위한 적정자극 매개변수의 선택이 매우 중요하다. 신경근전기자극에 의한 근 피로 유발에 가장 영향을 주는 매개변수는 맥동빈도이다.

신경근전기자극에 의한 근 피로 및 회복에 대한 운동역학적 연구의 대부분은 정상근이나 신경지배는 정상이나 기능이 약화된 근육을 대상으로 하고 있다(Matsunaga 등, 1999). 특히 경직근을 대상으로 신경근전기

자극에 의한 근 수축의 운동역학적 특성에 대한 비교분석이 미흡한 실정이다.

따라서 본 연구에서는 중추신경계 병변으로 인한 경직형 편마비환자를 대상으로 신경근전기자극에 의한 대퇴사두근의 최대 등척성 수축력의 변화를 측정하여 근 수축력의 감소와 회복 양상을 분석하였다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 실험은 경상북도 포항시에 소재한 재활병원에 내원한 편마비환자들 중 본 실험의 취지에 동의한 15명을 대상으로 실시하였다. 대상자들의 평균연령은 49.60세로 남자가 11명, 여자가 4명이었다.

대상자 선정 시 슬관절 주위에 통증이나 McMurray 검사 등 이학검사에서 이상이 없고, 전극배치부위에 피부질환이나 개방성 상처 등이 없는 자로 하였다. 또한 실험 전이나 실험 중 근육통을 유발할 정도의 과도한 운동은 제한하였으며, 근 긴장도는 Modified Ashworth Scale grade 1~2사이였다.

2. 연구방법

대상자의 마비 측 대퇴사두근을 대상으로 저 빈도(20 Hz)와 고 빈도(100 Hz) 신경근전기자극에 따른 대퇴사두근의 최대 내인 강도, 최대 내인 등척성 수축력, 최대 내인 등

척성 수축력의 감소 양상과 회복 양상을 측정하여 분석하였다.

대상자의 최대 내인 강도는 신경근전기 자극기의 강도를 점진적으로 증가시켜 대상자가 더 이상 참을 수 없는 지점으로 결정하였다. 최대 내인 강도는 3회 측정된 평균값을 취하였다(Matsunaga 등, 1999).

등속성 근 수축력은 대상자를 등속성 운동분석장치(Biodex Medical Systems Inc., Biodex System 3PRO, USA)에 앉게 한 다음 대퇴와 골반 그리고 가슴을 벨트로 고정하였다. Dynamometer의 회전축은 슬관절 축과 일직선이 되게 대퇴의 외측과를 따라 정렬하였다. 대상자의 우세 측 또는 마비 측 하지의 고관절은 70° 굴곡위, 슬관절은 45° 굴곡위(Matsunaga 등, 1999)로 고정시킨 후 반대 측 하지는 자유롭게 두었으며, 양팔은 편마비 환자와 조건을 같이 하기 위하여 팔짱을 끼게 하였다. 또한 대상자가 측정값을 볼 수 없도록 모니터를 가렸으며, 모든 실험과정에서 자세는 똑같이 유지하여 저 빈도(20 Hz)와 고빈도(100 Hz) 신경근전기 자극에 의한 최대 내인 등척성 수축력과 최대 내인 등척성 수축력의 감소와 회복을 측정하였다.

최대 내인 등척성 수축력은 최대 내인 강도가 결정되고 나면 3분 간 휴식을 취한 다음 전류강도를 다시 최대 내인 강도까지 천천히 증가시켜 6초간 전기자극에 의해 유발된 대퇴사두근의 최대 내인 등척성 수축력을 측정한다. 3분 간격으로 휴식을 취하면서 3회 연속 실시 하여 얻은 수축력의 최대 우력 값의 평균을 최대 내인 등척성 수축력으로 결정하였다.

최대 내인 등척성 수축력의 감소 양상은 최대 내인 등척성 수축력 측정을 마치고 40분간 휴식을 취하게 한 다음에 21회 동안 최대 내인 등척성 수축을 실시하였다. 최대 내인 등척성 수축력 측정과 동일한 자세에서 통전시간을 6초, 단전시간을 2초로 하여 최대 내인 강도로 연속적으로 반복자극하여 1, 3, 6, 9, 12, 15, 18, 21회의 최대값을 선택하여 최대 내인 등척성 수축력 감소양상을 분석하였다.

최대 내인 등척성 수축력의 회복 양상은 최대 내인 등척성 수축력 측정 마지막 운동 횟수(21회)의 최대 내인 등척성 수축력을 기점으로 2, 13, 38분 간격으로 각 시기마다 측정하여 얻은 평균값을 최대우력 값을 선택하여 최대 내인 등척성 수축력 회복양상을 분석하였다(Binder-Macleod 등, 1999).

신경근전기자극기(Best, Dynatens 301, Korea)의 매개변수로 맥동기간은 200 μ s, 통전시간(on time)은 6 sec, 단전시간(off time)은 2 sec, 경사증가 및 감소시간은 각각 0.5 sec로 설정 하였다. 전극을 배치할 대퇴부의 피부저항을 줄이기 위해 피부세척을 한 다음 양극배치(bipolar placement)를 이용하였다. 두 개의 전극 중 하나는 내측 광근의 운동점에, 다른 하나는 대퇴신경 운동점에 부착하였다. 전극 간 평균거리는 20 cm 정도였다.

3. 분석방법

모든 통계는 윈도우즈용 SPSS 10.0 프로그램을 이용하여 분석하였으며, 각 군에서 최대 내인 강도, 최대 내인 등척성 수축력

은 윌콕슨 부호순위검정(Wilcoxon signed ranks test)을 실시하였고, 시간에 따른 근력의 감소 및 회복의 변화는 반복측정분산분석(repeated measures ANOVA)을 실시하였다. 통계학적인 유의성을 검증하기 위하여 유의 수준은 $\alpha = 0.05$ 이상으로 하였다.

III. 결 과

1. 최대 내인 강도와 최대 내인 등척성 수축력의 비교

최대 내인 강도를 측정 한 결과 저빈도 신경근전기자극보다 고빈도 신경근전기자극에서 더 높았으나 유의한 차이는 없었다. 최대 내인 등척성 수축력도 저빈도 신경근전기자극과 고빈도 신경근전기자극이 비슷하여 유의한 차이는 나타나지 않았다(Table 1).

2. 최대 내인 등척성 수축력의 감소 양상

신경근전기자극에 의한 최대 내인 등척성 수축력의 감소는 저빈도 신경근전기자극의 경우 중반부터 현저히 감소되는 경향을 나타내었으며, 고빈도 신경근전기자극은 반복 횟수가 늘어날수록 완만하게 감소되는 경향을 나타내었다(Fig 1).

최대 내인 등척성 수축력의 변화를 반복 측정 분산분석을 한 결과 측정시기 간 ($f=47.06, p<.01$), 방법과 측정시기 간의 교호작용($f=10.12, p<.01$)에서 유의하게 나타나 측정시기에 따른 수축력의 감소 양상이 다르게 나타났다.

Table 1. Maximal tolerated intensity and maximal tolerated isometric contraction during neuromuscular electrical stimulation

	MTI(mA)	MTIC(Nm)
LR-NMES	88.33±33.95	25.17±15.54
HR-NMES	95.73±20.12	24.15± 7.32

Values are mean±SD

LR-NMES; low rate neuromuscular electrical stimulation

HR-NMES; high rate neuromuscular electrical stimulation

MTI; maximal tolerated intensity

MTIC; maximal tolerated isometric contraction

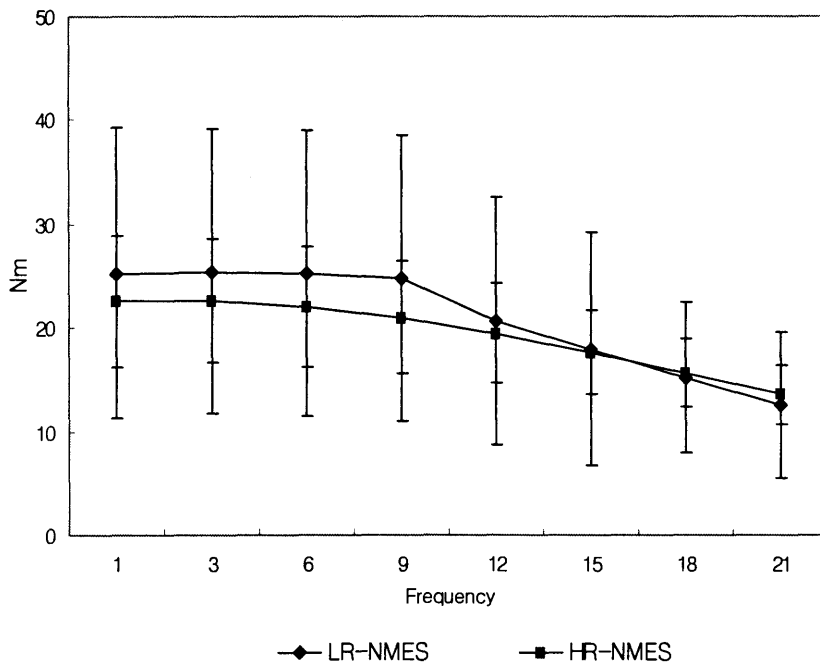


Fig 1. Decrease of maximal tolerated isometric contraction of spastic muscles

LR-NMES; low rate neuromuscular electrical stimulation

HR-NMES; high rate neuromuscular electrical stimulation

3. 최대 내인 등척성 수축력 회복 양상

신경근전기자극에 의한 최대 내인 등척성 수축력의 회복 양상으로 저빈도 신경근전기 자극에서는 중반에 회복이 약간 감소하는 경향을 보이다가 이후부터 다시 회복양상을 나타내었다. 고빈도 신경근전기자극에서는 시간이 지나면서 점진적으로 회복되는 경향

을 나타내었다(Fig 2).

최대 내인 등척성 수축력의 회복을 반복 측정 분산분석을 한 결과 측정시기 간 ($f=26.89$, $p<.01$), 방법과 측정시기 간의 교호작용($f=5.59$, $p<.01$)에서 유의하게 나타나 측정시기에 따른 수축력의 회복 양상이 다르게 나타났다.

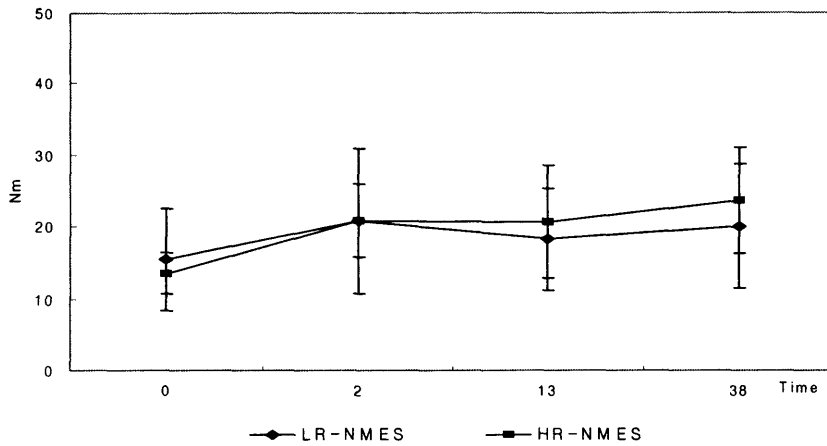


Fig 5. Recovery of maximal tolerated isometric contraction of spastic muscles

LR-NMES; low rate neuromuscular electrical stimulation

HR-NMES; high rate neuromuscular electrical stimulation

IV. 고찰

신경근전기자극에 의한 등척성운동 시 근 피로의 유발을 최소화시키기 위해 맥동빈도와 수축 및 이완시간을 적절히 조절하거나, 수축시간 사이에 적당한 이완시간을 두어 연속적이고 강한 근 수축을 유발 할 수 있도록 적용하고 있다(Gersh 등, 1993). 따라서 본 연구에서는 경직형 편마비환자의 대퇴사두근에 대한 저빈도 신경근전기자극과 고빈도 신경근전기자극에 의한 단속적 등척성 반복수축이 근력감소 및 회복에 미치는 영향을 비교하여 맥동빈도에 따른 근 피로 발생의 차이를 알아보고자 하였다.

신경근전기자극을 이용하여 근 수축을 유발시킬 때 근 수축력에 영향을 주는 중요한

요인들 중 하나가 최대 내인 강도이다. 최대 내인 강도는 주파수, 파형, 환자의 임상적 특성 등에 따라 달라질 수 있다. 본 연구에서 최대 내인 강도를 비교한 결과 저빈도 신경근전기자극에 의한 단속적 반복수축에 비하여 고빈도 신경근전기자극에 의한 단속적 반복수축이 유의한 차이는 아니지만 좀 더 안락한 자극감을 제공하는 것으로 나타났다으며, 이는 전기자극 맥동빈도가 높아지면 비유해성 감각을 전달하는 직경이 굵은 유수성 감각신경이 주로 반응하기 때문인 것으로 생각된다(Melzack 등, 1968).

전기자극에 의한 근 수축력에 대한 연구에서 Snyder-Mackler 등(1989)은 위상기간을 변조하면 전기자극에 의해 발생한 우력이 달라진다고 하였으며, Binder-Macleod 등(1993)은 맥동진폭, 맥동빈도, 순환주기

등이 영향을 주는 자극 변수들이라고 하였다. 그러나 Laufer 등(2001)은 최소의 근 피로를 유발하면서 강한 근 수축을 일으킬 수 있는 최상의 조건을 결정하기는 어렵다고 하였다. 본 연구에서는 맥동빈도에 따른 최대 내인 등척성 수축력을 비교 한 결과 맥동빈도에 따른 수축력의 차이는 없으므로 나타났다. 그러나 Laufer 등(2001)은 맥동전류를 이용하여 남녀 대상자에게 최대 전기자극으로 발생한 수축력을 비교한 결과 두 그룹 간 차이가 있는 것으로 나타났다.

신경근전기자극의 임상적용에서 가장 문제가 되는 것 중에 하나가 근 피로이다. 전기자극에 의한 근 수축은 능동수축과는 다르게 하나의 근육내부에 있는 여러 운동단위(motor unit)가 동원되는 것과는 반대로 계속 같은 신경섬유들이 작용하고(강곤, 1994), 능동수축과 운동단위의 동원순서가 다르기 때문에 전기자극에 의한 근 수축이 더 빠르게 피로해지는 것으로 알려져 있다(이재호, 1995). 이러한 전기자극에 의한 근 피로 현상은 전기자극 변수에 따라 어느 정도 최소화시킬 수 있는 것으로 알려져 있다. 본 연구에서 신경근전기자극의 맥동빈도에 따른 최대 내인 등척성 수축력의 감소 경향은 고빈도 신경근전기자극에 의한 단속적 반복수축에 비하여 저빈도 신경근전기자극에 의한 단속적 반복수축에서 중반부터 급격한 감소를 나타내어 유의한 차이를 나타내었다.

Benton 등(1981)은 30~40 Hz 이상의 고주파수를 지속적으로 자극하면 빠르게 근 피로가 일어난다고 하였으며, Handa 등(1984)은 20 Hz 저주파에서 근 피로가 최소

화 된다고 하여 본 연구와 다른 결과를 보고하였으며, 이러한 결과들에 기초하여 오랫동안 임상적으로 15~30 Hz 사이의 주파수가 신경근전기자극에 사용되었다. 그러나 최근의 연구 결과에서 Matsunaga 등(1999)은 단속적인 20 Hz의 저주파자극이 100 Hz의 고주파자극보다 근 피로가 빨리 발생하고, 100 Hz의 고주파자극은 20 Hz 저주파자극보다 근 장력은 더 높게 유발된다고 보고하였다. 또한 Kahn 등(1989)은 최대 수축력의 15~20%이상일 경우 수축 지속시간이 길어짐에 따라 근 피로가 급격히 증가한다 하였으며, Krajl 등(1986)이 20 Hz의 다양한 자극주기에서 근 피로를 측정할 결과 on time이 off time 보다 더 긴 순환 주기는 방법에 따라 지속적인 자극과 유사한 피로를 유발하며, off time을 길게 하면 피로를 감소시킨다고 하였다.

근육은 주어진 강도로 등척성 수축을 지속 할 경우 피로에 의해 근력의 크기는 감소된다. Kent-Braun 등(1996)은 처음 최대 등척성 수축력을 4분 동안 유지하는데 전기자극은 11%의 근력감소가 발생한다고 보고하였으며, Petrofsky 등(2000)은 수축시간이 길고 이완시간이 짧은 경우 근 피로가 빨리 진행 되는데 그 이유는 근육의 혈액순환장애 때문이라고 하였다. 그러나 적절한 휴식 시간이 주어지면 근육의 피로회복에 따라 근력 또한 회복하게 된다(Genaidy 등, 1993). 본 연구에서는 고빈도 신경근전기자극은 시간이 지날수록 운동 전 상태로 빠른 회복양상을 나타내었으나, 저빈도 신경근전기자극은 중반에 약간 회복이 감소되는 경향을 보이다가 다시 느리게 회복되는 양상

을 보였는데, Shimada 등(1997)은 하지마비 환자들에게 20, 50, 100 Hz의 맥동빈도로 신경근전기자극하여 회복 지연시간을 측정할 결과 100 Hz 고빈도 자극이 가장 빠르게 회복된다고 하여 본 연구와 유사한 결과를 보고하였다.

경직근을 대상으로 한 본 연구에서는 고빈도 신경근전기자극에 의한 단속적 반복수축이 저빈도 신경근전기자극에 의한 단속적 반복수축에 비하여 근 피로가 느리게 유발되고 회복은 빠른 것으로 나타났다. 따라서 경직근에 대한 신경근전기자극 적용 시 근 피로 유발을 최소화시킬 수 있는 적정 맥동빈도를 선택하기 위한 좀 더 체계적인 연구가 지속적으로 필요할 것으로 생각된다.

V. 결 론

본 연구는 경직형 편마비환자의 대퇴사두근을 대상으로 저빈도(20 Hz)와 고빈도(100 Hz) 신경근전기자극에 의한 최대 내인 등척성 수축력 감소 및 회복 경향을 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 최대 내인 등척성 수축력의 감소 경향은 고빈도 신경근전기자극에서는 완만하게 나타났으나, 저빈도 신경근전기자극에서는 중반에서 급격한 감소를 나타내어 맥동빈도에 따른 변화의 차이가 유의하였다($p<.01$).

2. 최대 내인 등척성 수축력의 회복 경향은 고빈도 신경근전기자극에서는 빠르고 높

은 증가를 나타내었으나, 저빈도 신경근전기자극에서는 느리고 낮은 증가를 나타내어 맥동빈도에 따른 변화의 차이가 유의하였다 ($p<.01$).

이상의 결과에서 고빈도 신경근전기자극에 의한 단속적 반복수축이 저빈도 신경근전기자극에 의한 단속적 반복수축에 비해 근 피로가 느리게 유발되고 회복은 빠른 것을 알 수 있었다.

참고문헌

- 강곤 : 기능적 전기자극. 여문각. 1994.
- 이재호 : 기능적 전기자극 I: 척수손상환자의 기능적 보행을 중심으로. 한국전문물리치료학회지. 2(2);62-70, 1995.
- Barbeau H, Norman K, Fung J, et al : Does neurorehabilitation play a role in the recovery of walking in neurological populations. Ann N Y Acad SCI. 860;377-392, 1998.
- Benton LA, Baker LL, Bowman BR, et al : Functional electrical stimulation: a practical clinical guide. 2nd ed. Downey CA): Ranch Los Amigos Rehabilitation Engineering Center, 1981.
- Binder-Macleod SA, Snyder-Mackler L : Muscle fatigue: clinical implicatios for fatigue assessment and neuromuscular electrical stimulation. Phys Ther. 73;902-910, 1993.
- Binder-Macleod SA, David W, Russ :

- Effects of activation frequency and force on low-frequency fatigue in human skeletal muscle. *J. Appl Physiol.* 86(4);1337-1346, 1999.
- Bohannon RW, Andrews AW : Limb muscle strength is impaired bilaterally after stroke. *J Phys Ther Sci.* 7;1-7, 1995.
- Bohannon RW, Walsh S : Nature, reliability, and predictive values of muscle performance measures in patients with hemiparesis following stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 73;721-25, 1992.
- Genaidy AM, Al-Rayes S : Psychophysical approach to determine the frequency and duration of work-rest schedules for manual handling operations. *Ergonomics.* 36(5);509-518, 1993.
- Gersh MR : Electrotherapy in rehabilitation. Philadelphia. FA. Davis 56-80, 1993.
- Glanz M, Klawansky S, Stason W, et al. : Functional electro stimulation in Poststroke Rehabilitation: A Meta-Analysis of the Randomized Controlled Trials. *Archives of physical medicine and rehabilitation.* 77(6);549-553, 1996.
- 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. 169-80, 1984.
- Kent-Braun JA, Le Blanc R : Quantitation of central activation failure during maximal voluntary contractions in humans. *Muscle Nerve.* 19;861-869, 1996.
- Kahn JF, Monod H : "Fatigue Induced by Static Work," *Ergonomic,* Vol. 32(7); 839-846, 1989.
- Krajl A, Bajd T, Turk R, et al : Posture switching for prolonging functional electrical stimulation standing in paraplegic patients. *Paraplegia.* 24; 221-30, 1986.
- Laufer Y, Ries JD, Feininger PM, et al : Quadriceps femoris muscle porques and fatigue generated by neuromuscular electrical stimulation with three different waveforms *Phys Ther.* 81;1307-1316, 2001.
- Matsunaga T, Shimada Y, Sato K : Muscle fatigue from intermittent stimulation with low and high frequency electrical pulses. *Arch Phys Med Rehabil.* Jan. 80(1);48-53, 1999.
- Melzack, R and Casey, KL : Sensory motivational and central control determinants of pain. In Kenshalo, DR(ed) : *The Skin Senses.* Springfield, Ill., Charles C Thomas. 423-443, 1968.
- Perry J, Garrett M, Gronley JK, et al : Classification of walking handicap in the stroke population. *Stroke.* 26;982-89, 1995.
- Petrofsky JS, Stacy R, Laymon M : The

- relationship between exercise work intervals and duration of exercise on lower extremity training induced by electric stimulation in humans with spinal cord injuries. *Eur J Appl Physiol.* Aug;82(5-6);504-9, 2000.
- Powell J, Pandyan AD, Granat M, et al : Electrical stimulation of wrist extensors in poststroke hemiplegi. *Stroke.* 30; 1384-138, 1999.
- Sharp SA, Brouwer BJ : Isokinetic strength training of the hemiparetic knee: effects on function and spasticity. *Arch Phys Med Rehabil.* 78;1231-36, 1997.
- Shimada Y, Sato K, Kagaya H, et al. : Closed-loop control for knee buckling using high frequency stimulation. In: PopoviC D, editor. *Proceedings of the 2nd Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society and 5th Triennial Conference Neural Prosthesis: Motor Systems 5*; 1997 Aug 16-21; Burnaby, British Columbia, Canada. Burnaby: The Conference Organizing Committee and IFESS. 91-2, 1997.
- Snyder-Mackler L, Garrett M : A comparison of torque generating capabilities of three different electrical stimulation. *J Orthop sports Phys Ther.* February;297-301, 1989.
- Vodovnik L, Bowman BR, Hufford P : Effect of electrical stimulation on spinal spasticity. *Scand J Rehab Med.* 16;29-34, 1984.