

신경근전기자극 적용양식에 따른 대퇴사두근의 중양주파수 변화

최 수 희

(원광보건대학 물리치료과)

오 명 화, 김 태 열

(동신대학교 물리치료학과)

정 진 규

(정 가정의학과의원 물리치료실)

Changes in Median Frequency of Quadriceps Muscle According to Application Modes of Neuromuscular Electrical Stimulation

Choi Soo-Hee, P.T., M.S.

(Dept. of Physical Therapy, Womkwang Public Health College)

Oh Myung-Hwa, P.T., Ph.D. Kim Tae-Youl, P.T., Ph.D.

(Dept. of Physical Therapy, Dongshin University)

Jeong Jin-Gyu, P.T., Ph.D.

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

ABSTRACT

This study assigns each 8 of 24 normal persons to control group(Group I), strength

increase group(Group II) and endurance increase group(Group III) to analyze differences in changes of strength and endurance with surface electromyography and kinetics according to application modes of neuromuscular electrical stimulation(NMES). Group I had not any treatment, group II performed 15 repeated contraction with 60% intensity of maximal voluntary isometric contraction(MVIC) by setting 10-sec on time and 50-sec off time and group III conducted 30 repeated contraction with 30% intensity of MVIC by setting 10-sec on time and 20-sec off time. For neuromuscular electrical stimulation, 2,500 Hz of Russian current, 35 pps of pulse rate and 200 of pulse width. Neuromuscular electrical stimulation was conducted by five times for total 4 weeks. Before and after experiment motor unit action potential of vastus medialis, rectus femoris and vastus lateralis were measured with sEMG, median frequency(MDF) was analyzed, and thus the following results were obtained. There was significant difference in the period of measuring vastus medialis and rectus femoris in change of MDF and interaction among groups with analysis of surface electromyography before and after neuromuscular electrical stimulation($p < .001$) and in particular, there was a remarkable change among groups according to the period of measurement. In conclusion, NMES influenced changes of strength and endurance according to its application modes and in particular, it was found that strength increment application had a significant influence on strength increment in applying short-time NMES.

Key Words : NMES, sEMG, MVIC, MDF.

I. 서론

골격근의 기능을 증진시키는 방법으로 수의적 수축을 이용하는 방법과 전기자극에 의한 수축을 이용하는 방법이 있으며, 전기자극에 의한 근 수축이 수의적 등척성 운동에 의한 근 수축과 유사하게 근력향상을 가져온다고 하였다(Liber, 1996; Johnson, 1997; Maffiuletti, 2000). 근 기능을 향상시키기 위

한 전기자극에는 탈신경근 전기자극과 정상신경지배근 전기자극이 있으며, 정상신경지배근의 전기자극에는 신경근전기자극(neuromuscular electric stimulation; NMES) 또는 기능성전기자극(functional electrical stimulation; FES)이 사용된다(Petrofsky et al., 2004). 신경근전기자극은 건강한 정상근육뿐만 아니라 병리적 요인에 의해 기능이 저하된 근육의 기능을 향상시킬 수 있다(Delitto et al., 1995). 신경근전기자극은 임상학적으로 근력강화, 지구

력 강화, 관절운동범위의 증가, 혈류량 증진, 운동조절능력 촉진, 고정으로 인한 근 위축 및 약화 방지와 개선, 보조기 대용 등 다양한 목적에 사용되고 있다(Barbeau et al., 1998; Ogino et al., 2002).

신경근전기자극은 치료목적에 따라 적용양식이 달라지며, 전류, 파형, 맥동빈도, 단속시간비, 전극배치, 자극강도 차이 등의 매개변수를 다양하게 변화시킴으로써 근력이나 지구력의 증진 목적으로 적용될 수 있다(Daly, 1996; Hardy, 2002). 초기 신경근전기자극에 주로 사용된 전류는 러시아전류(Russian current)이며, 50%의 순환주기(duty cycle)와 50 Hz 돌발 변조주파수(burst modulation frequency)를 발생시킬 수 있는 2,500 Hz 교류로 구 소련에서 운동선수에게 적용하여 근력이 증가되었다는 보고가 있는 후부터 사용되기 시작하였다(Selkowitz, 1985). 그러나 신경근전기자극에 일반적으로 가장 많이 사용되고 있는 전류는 저-전압 맥동전류이며(Pfeifer et al., 1997), 맥동전류는 맥동과 맥동사이의 한정된 시간동안에 한 방향 또는 양 방향으로 흐르면서 단속되는 전류를 의미하며(Robinson et al, 1995), 맥동빈도, 맥동기간, 진폭, 경사시간 등의 매개변수를 변조시켜 치료목적에 따라 인체에 적용시킴으로써 조직손상의 위험성을 감소시키면서 적정자극 할 수 있는 장점이 있다. 근력과 지구력을 증강시키기 위해 전류의 종류도 중요하지만, 신경근전기자극 적용양식의 선정도 매우 중요하다. 가장 중요한 매개변수로 맥동빈도와 더불어 단속시간비, 경사시간, 수축력, 수축횟수 등이 있는데, 단속시간비는 근력증강을 위해서는 1:5, 지구력 증

강을 위해서는 1:1에서 1:3 정도를 사용하였고(Selkowitz, 1985), 주파수는 근력증강에는 30~50 pps, 지구력 증강에는 20~35 pps를 적용하였다(Delitto, 1988). 신경근전기자극에 의해 유발되는 근 수축력이 최대 수의적 수축력의 30~40% 정도 일 때 근 기능이 향상되는 것으로 나타났다(Talvot, 2003).

골격근의 기능을 평가하기 위하여 근전도를 이용하여 운동단위 활동전위 등을 측정하여 분석한다. 근전도를 이용하여 근육의 활동과 힘의 관계를 정량적으로 분석하기 위해 여러 가지 수리적 매개변수들이 연구되어 왔는데, 그 결과 근전도 신호의 진폭이 힘의 크기와 상당한 선형적 관계를 갖고 있는 것이 알려져 왔으나, 근전도 분석방법으로 표면 근전도를 이용하여 스펙트럼 분석방법 중 중앙주파수 값을 구하는 방법이 신뢰성이 있고 일관성이 있어 가장 많이 이용되고 있다(김정룡과 정명철, 1999). 근전도 분석에서 근력과 중앙주파수의 상관성에 대한 연구에서 슬관절 신전의 등척성 수축 결과 대퇴사두근의 최대우력과 근전도의 중앙주파수가 높은 상관관계를 보였다고 하였다(Gerdle, 2000).

신경근전기자극에 의한 근 기능향상에 대한 대부분의 연구는 전류의 종류, 주파수 등의 매개변수 차이가 정상인의 근력증진이나 질병이나 손상에 의해 발생한 근 위축 및 약증의 회복, 피로유발 등에 미치는 효과에 집중되어 진행되고 있다. 그러나 근력이나 지구력 증진을 위해 신경근전기자극 적용양식을 설정할 때 임상적으로 가장 중요한 요소인 단속시간비, 근 수축력, 수축 횟수 등에 따른 효과에 대한 근전도 분석을

이용한 연구는 많이 부족한 실정이다.

따라서 이 연구에서는 정상인을 대상으로 임상에서 가장 보편적으로 적용하고 있는 단속시간비, 수축력, 수축 횟수 등을 설정하여 근력증강 신경근전기자극 양식과 지구력증강 신경근전기자극 양식으로 구분하여 4주간 적용하고, 적용 전·후로 표면 근전도를 이용하여 운동단위활동전위를 획득하여 중앙주파수를 분석하여 신경근전기자극의 적용양식에 따른 근 기능의 변화를 알아보고자 하였다.

II. 연구방법

1. 연구대상

Table 1. General characteristics of subjects

Group	Age(year)	Height(cm)	Weight(kg)
I	21.00±3.85	63.23±6.12	172.25±3.81
II	21.75±4.43	69.25±6.58	173.00±4.00
III	22.38±2.92	60.88±7.61	173.75±4.50

All values are showed Mean±SD

I : Control group

II : Strength group

III : Endurance group

2. 연구방법

1) 표면근전도 측정

대상자의 우세 측 대퇴사두근을 대상으로 운동단위 활동전위를 실험 전, 실험 후에 측정하여 중앙주파수를 분석하였다.

대상자들을 침대에 바로 누운 상태에서 우세 측 하지의 슬관절을 15° 굴곡위를 취

연구대상자는 20대 성인 남자 24명으로 건강한 신체적 조건을 가지고 있으며 신경계나 근 골격계의 병리적 소견이 없고 전문적인 운동선수가 아니었으며, 정기적으로 근력강화운동에 참여하지 않은 사람을 선정하였다. 모든 대상자들은 연구 내용에 대해 충분한 설명을 한 후 자발적으로 동의한 경우 동의서를 작성하고 참여하도록 하였다.

대상자를 아무런 처치를 하지 않은 대조군(I군)과 신경근전기자극 적용양식에 따라 근력 증강군(II군), 지구력 증강군(III군)에 각각 8명씩 무작위로 배치하였으며 일반적인 특성은(Table 1)과 같다.

하게 하고 발목을 고정시킨 후, 대퇴사두근에 최대 수의적 등척성 수축을 10초 실시하고 5초 휴식을 취하게 한 후 다시 10초 실시하여 근전도 신호를 수집하였다. 등척성 수축은 대상자 자신이 할 수 있는 최대의 수의적 수축을 실시하게 하였다.

근전도 신호를 기록하기 위해 직경이 3.6cm인 은-염화은 전극을 사용하여 내측광근,

대퇴직근, 외측광근의 근복에 기준전극과 기록전극을 각각 부착하고 하퇴에 접지전극을 부착하였다. 전극 부착부위의 피부저항을 최소화시키기 위하여 면도를 하고 알코올로 깨끗이 닦은 후 말린 다음 전극을 부착하였다.

근전도 신호를 수집하기 위하여 Polygraphy (Boipac Systems Inc., MP 100 System, USA)의 EMG 100B 증폭기를 사용하였으며, 3개의 채널에서 근전도 신호를 수집하였다. 수집한 신호를 MP 100 Acnowledge software (Biopac Systems Inc., MP 100 Workstation Ver. 372, USA)를 이용하여 FFT(fast fourier transformation)한 후 중앙주파수를 얻었다.

2) 전기자극

신경근전기자극은 Endomed 982(Enraf-Nonius, Netherlands)를 사용하였으며, 파형은 러시아전류 2,500 Hz, 맥동기간(pulse width)은 200 μ s, 맥동빈도(pulse rate)는 35 pps, 경사증가 및 감소시간은 각각 1초로 설정하였다. 근력 증강군인 II군은 통전시간 10 sec, 단전시간 50 sec로 단속시간비가 1:5이고, 수축력은 최대 수의적 등척성 수축력의 60%, 반복수축 횟수는 15회로 실시하였다. 지구력 증강군인 III군은 통전시간 10 sec, 단전시간 20 sec로 단속시간비가 1:2이고, 수축력은 최대 수의적 등척성 수축력의 30%, 반복수축 횟수는 30회로 실시하였다.

전기자극에 의한 수축유발 시 강도를 결정하기 위하여 먼저 각 대상자의 대퇴사두근 최대 수의적 등척성 수축력을 Dynamometer (JLW instruments Inc., CS200 Dynamometer,

USA)를 이용하여 전기자극시와 동일한 자세에서 측정하였다. 각 대상자의 최대 수의적 등척성 수축력을 결정된 다음 Dynamometer를 이용하여 II군은 최대 수의적 등척성 수축력의 60%에 이르는 전류강도를 설정하였으며, III군은 최대 수의적 등척성 수축력의 30%에 이르는 전류강도를 설정하여 각각 매 회 15분, 주 5회씩 총 4주 동안 실시하였다.

전극배치는 양극배치(bipolar placement)를 이용하여 내측광근의 운동점과 대퇴신경 운동점에 직사각형 패드전극(9.5×8.5 cm)을 벨트로 부착하였다. 대조군은 아무런 처치를 하지 않았다.

3. 자료 분석

실험에 의하여 얻어진 자료들은 SPSS 10.0 통계 프로그램을 이용하여 분석하였고, 중앙주파수는 반복측정 분산분석(repeated measures ANOVA)을 실시하였다. 모든 통계학적 유의수준은 $p < .05$ 로 하였다.

III. 결 과

1. 내측광근의 중앙주파수 변화

신경근전기자극의 적용양식에 따른 내측광근의 중앙주파수를 분석한 결과에서 I군은 적용 전 134.62±4.90 Nm에서 적용 후 133.89±2.82 Nm로 거의 변화가 나타나지 않았으나, II군은 132.74±8.51 Nm에서 142.93±8.04 Nm으로 변화가 가장 현저하게

나타났으며, III군도 131.14 ± 3.83 Nm에서 137.00 ± 5.40 Nm으로 변화가 나타났다 (Figure 1).

각 군의 측정시기에 따른 내측광근의 중

양주파수를 분산분석 한 결과 측정시기 ($p < .001$), 측정시기 및 군 간 교호작용 ($p < .001$)에서 유의한 차이가 있었다.

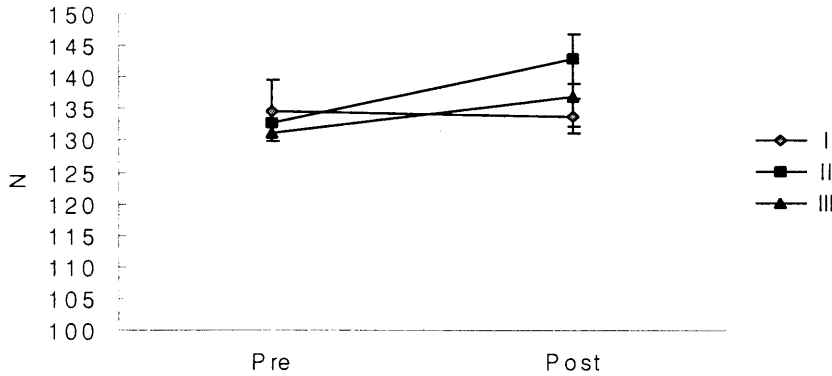


Figure 1. The change of MDF in the vastus medialis (Hz).

All values are showed Mean±SD

I : Control group

II : Strength group

III : Endurance group

2. 대퇴직근의 중앙주파수 변화

신경근전기자극의 적용양식에 따른 대퇴직근의 중앙주파수를 분석한 결과에서 I군은 적용 전 135.67 ± 3.26 Nm에서 적용 후 136.08 ± 3.80 Nm로 거의 변화가 나타나지 않았으나, II군은 134.49 ± 4.96 Nm에서 140.66 ± 3.80 Nm으로 변화가 나타났으며, III

군도 134.36 ± 3.24 Nm에서 136.80 ± 3.05 Nm으로 변화가 나타났다(Figure 2).

각 군의 측정시기에 따른 대퇴직근의 중앙주파수를 분산분석 한 결과 측정시기 ($p < .001$), 측정시기 및 군 간 교호작용 ($p < .001$)에서 유의한 차이가 있었다.

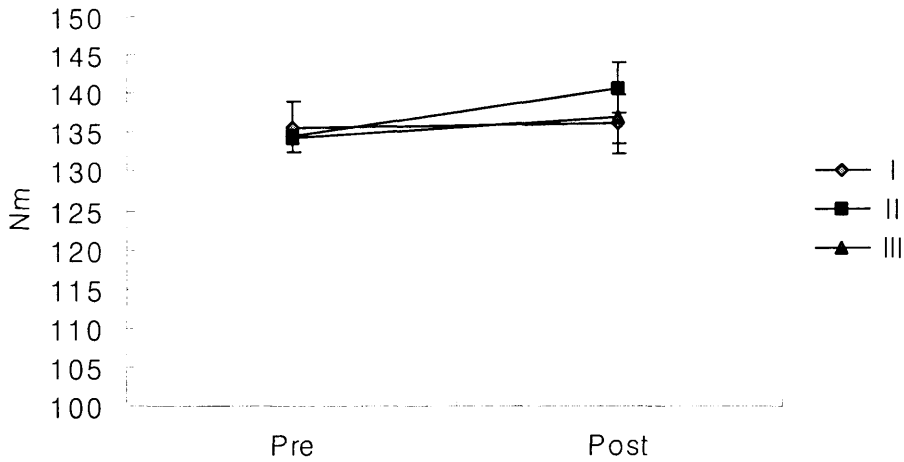


Figure 2. The change of MDF in the rectus femoris (Hz)

All values are showed Mean±SD

I : Control group

II : Strength group

III : Endurance group

3. 외측광근의 중앙주파수의 변화

신경근전기자극의 적용양식에 따른 외측광근의 중앙주파수를 분석한 결과에서 I군은 적용 전 140.04 ± 6.09 Nm에서 적용 후 142.70 ± 4.72 Nm로 변화가 나타났으며, II군은 137.68 ± 3.91 Nm에서 144.94 ± 4.48 Nm, III군도 139.51 ± 7.40 Nm에서 143.99 ± 6.16

Nm으로 변화가 나타났다(Figure 3).

각 군의 측정시기에 따른 외측광근의 중앙주파수를 분산분석 한 결과 군 간, 측정시기 및 군 간 교호작용에서는 유의한 차이가 없었으며, 측정시기에서만 유의한 차이가 있었다($p < .001$).

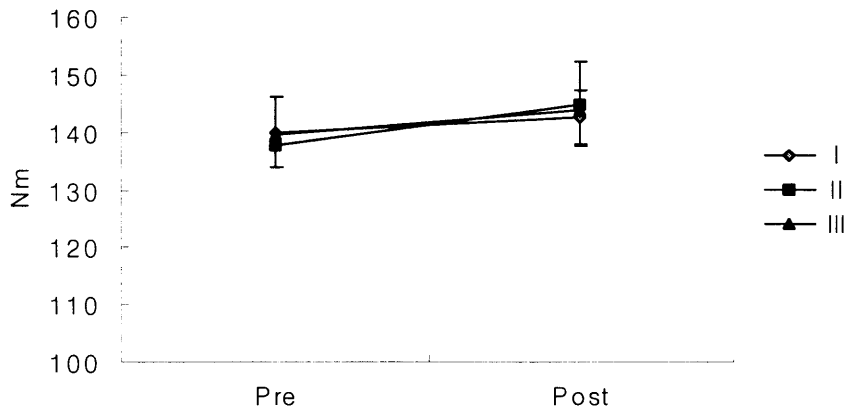


Figure 3. The change of MDF in the vastus lateralis (Hz).

All values are showed Mean±SD

I : Control group

II : Strength group

III : Endurance group

IV. 고찰

임상적으로 근 위축을 방지하고 기능적으로 저하된 근육의 회복을 위한 치료적 목적으로 전기자극을 많이 시행한다. 골격근에 반복적으로 전기자극을 적용하면 근섬유의 직경이 증가하고 근 무게의 감소가 지연되며, 혈관신생촉진 및 모세혈관의 증가, 근위축 예방, 혈류량 증가, 골격근의 근력증가, 산소 소모량 증가, 근단백질 감소 예방, 골격근의 당원 함량 증가, 근섬유 형태의변화, 신경근 연결부의운동단위 증가 등의 임상적 효과가 보고되었다(Chekanov et al., 2002, Kaplan et al., 2002, Brown et al., 2001,

Granat et al., 1993).

이 연구에서는 정상인의 대퇴사두근에 단속시간비, 수축력, 수축 횟수 등에 따라 근력증강 신경근전기자극 적용양식과 지구력증강 신경근전기자극 적용양식을 4주간 적용하고, 적용 전·후 표면 근전도를 이용하여 운동단위 활동전위를 획득하여 중앙주파수의 변화를 분석하여 단 기간 신경근전기자극 적용에 의한 근력과 지구력의 변화를 알아보려고 하였다.

운동단위 활동전위 분석에서 대퇴사두근의 내측광근, 대퇴직근, 외측광근의 중앙주파수를 실험 전과 실험 후로 비교한 결과 내측광근과 대퇴직근에서 측정시기와 측정시기 및 군 간의 교호작용에서 유의한 차이

를 나타내었으며($p < .001$), 특히 II 군에서 측정시기에 따른 군 간의 변화가 큰 것으로 나타났다. 근전도 분석에서 중앙주파수는 활동전압 전도속도, 근육의 온도, 근피로, 근섬유 종류 등과 밀접한 관련이 있는데, 특히 II형 섬유와 중앙주파수가 매우 밀접한 관계를 가지고 있어 중앙주파수 분석을 근 피로나 근 섬유형 분석에 사용하고 있다(Jansen et al., 1997). 그러나 중앙주파수의 변화는 기록전극의 위치, 전극 사이의 거리와 같은 요소에 의해서도 영향을 받을 수 있으며, 근육의 온도와 두께 등이 영향을 미칠 수 있다(Roy, 1993). 따라서 이 연구에서는 이러한 변수를 최소화하기 위해 내측광근, 외측광근, 대퇴직근에 부착된 근전도 전극에서 슬개골 중심에서 전극까지의 거리를 측정하여 다음 실험을 실시하였다. 근 섬유 중 I형 섬유는 지구력이 크고 피로에 강한 특징이 있어 주로 등척성 수축을 하는 자세 유지근에 우세하게 분포되어 있으며, II형 섬유는 I형 섬유에 비해 수축 속도가 빠르고 큰 운동신경섬유가 지배하고 있으며, 쉽게 피로해져서 짧은 시간동안 강한 수축을 하는 근육 즉 순발력을 요하는 근육에 많이 분포해 있다. 수의적 수축은 I형 섬유에서 II형 섬유 순으로 운동단위가 동원되지만, 전기자극은 반대로 II형 섬유에서 I형 섬유 순으로 동원된다(Lake, 1992). 따라서 근력 증강군인 II군에서 중앙주파수가 증가한 것으로 보아 단 기간 신경근전기자극이 II형 섬유의 분포를 증가시킨 것으로 유추할 수 있으며, 지구력 증강군인 III군에서는 중앙주파수가 낮거나 비슷한 것으로 보아 II형 섬유의 변화가 거의 없었던 것

로 생각된다.

따라서 정상신경지배근에 대한 단 기간의 신경근전기자극은 근력 증강형 적용양식이 지구력 증강형 적용양식보다 표면 근전도 분석에서 중앙주파수가 증가되는 것으로 나타났다으며, 특히 내측광근과 대퇴직근에서 중앙주파수가 증가된 것으로 보아 단 기간 신경근전기자극이 II형 섬유의 분포를 증가시키는 것으로 나타났다.

V. 결론

본 연구는 정상성인 24명을 대상으로 신경근전기자극 양식에 따른 근 수축력의 변화를 알아보려고 대조군(I군), 근력 증강군(II군), 지구력 증강군(III군)으로 구분하고 신경근전기자극을 주 5회씩 총 4주 동안 적용하여 실험 전과 실험 후에 표면 근전도를 이용하여 내측광근, 대퇴직근, 외측광근에서 중앙주파수를 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

신경근전기자극 전·후 표면 근전도 분석으로 중앙주파수 변화에서 내측광근과 대퇴직근이 측정시기 및 군 간의 교호작용에서 유의한 차이가 있었으며($p < .001$), 특히 II군에서 측정시기에 따른 군 간의 변화가 큰 것으로 나타났다.

이상의 결과로 보아 신경근전기자극을 단 기간 적용할 경우에는 지구력 증강 양식보다는 근력증강 양식에서 중앙주파수가 증가되는 것으로 나타났다.

참고문헌

- 김정룡, 정명철 : 근전도의 정량적 분석시 사용되는 수리적 파라미터의 민감도 비교. 대한산업공학회지. 25(3);330-335, 1999.
- Barbeau H, Norman K, fung J et al. : Does neurorehabilitaion play a role in the recovery of walking in neurological populations. Ann N Y Acad SCI. 860; 377-392, 1998.
- Brown MD, Jeal S, Bryant J et al : Modifications of microvascular filtration capacity in human limbs by training and electrical stimulation. Acta physiol Scand. 173;359-368, 2001.
- Chekanov V, Rayel R, Krum D et al : Electrical stimulation promotes angiogenesis in a rabbit hind-limb ischemia model. Vasc Enouvascular surg. 36;357-366, 2002.
- Cramer RM, Weston A, Climstein M et al : Effects of electrical stimulation-induced leg training on skeletal muscle adaptability in spinal cork injury. Scand J Med Sci Sports. 12;316-322, 2002.
- Cummings G : Physiological basis of electrical stimulation in skeletal muscle. Cert Athletic Trainers Assoc J. 3;7-12, 1980.
- Delitto A, Snyder-Mackler L, Robinson AJ : In clinical electrophysiology. 3rd ed, Philadelphia, Wolters Kluwer. 123-139, 1995.
- Delitto A, Rose SJ, Mckowen JM et al. : Electrical stimulation versus voluntary exercise in strengthening thigh musculature after anterior cruciate ligament surgery. Phys Ther. 68(5);660-663, 1988.
- Daly JJ, Marsolais EB, Mendell LM et al. : Therapeutic neural effects of electrical stimulation. IEEE Trans Tehabil Eng. 4;218-230, 1996.
- Gerdle B, Karlsson S, Crenshaw AG et al. : The influences of muscle fiber proportions and areas upon EMG during maximal dynamic knee extensions. Eur J Appl Physiol. 81;2-10, 2000.
- Granat MH, Ferguson AC, Andrews BJ et al : The role of functional electrical stimulation in the rehabilitation of patients with incomplete spinal cord injury-observed benefits during gait studies. Paraplegia. 31;207-215, 1993.
- Hardy SC, Sapalding TB, Liu G et al. : The effect of transcutaneous electrical stimulation on spinal motor neuron excitability in people without known neuromuscular diseases: The roles stimulus intensity and location. Phy Ther. 82;354-363, 2002.
- Jansen R, Ament W, Verkerks GJ et al. : Median power of the surface eletromyogram and blood lactate concestration in incremental cycle ergometry. Eur J appl Physiol Occup Physiol. 75(2);102-108, 1997.
- Johnson DH, Thurston P, Ashcroft PJ : The russian technique of faradism in the treatment of chondromalacia patella.

- Physiotherapy Canada. 29(4);266-268, 1997.
- Kaplan RE, Cwyrny FF, Fung TS et al : Electrical foot stimulation and implications for the prevention of venous thromboembolic disease. *Thromb Haemost.* 88;200-204, 2002.
- Lake DA : Neuromuscular electrical stimulation. An overview and its application in the treatment of sports injuries. *sports Med.* 13(5);320-336, 1992.
- Lieber RL, Silva PD, Daniel DM : Equal effectiveness of electrical and volitional strength training for quadriceps femoris muscles after ACL surgery. *J Orthop Res.* 14(1);131-138, 1996.
- Maffiuletti NA, Cometti G, Amiridis IG : The effects of electromyostimulation training and basketball practice on muscle strength and jumping ability. *Int J Sports Med.* 21(6);437-443, 2000.
- Ogino M, Shiba N, Maeda T et al. : MRI quantification of muscle activity after volitional exercise and neuromuscular electrical stimulation. *Am J Phys Med Rehabil.* 81(6);446-451, 2002.
- Petrofsky JS, Laymon M : The effect of previous weight training and concurrent weight training on endurance for functional electrical stimulation cycle ergometry. *Eur J Appl Physiol.* 91;392-398, 2000.
- Pfeifer AM, Cranfield T, Wahner S et al. : Muscle strength a comparison of electrical stimulation and volitional isometric contractions in adults over 65years. *Phys.* 81;32-39, 1997.
- Roy SHL : Combined use of surface electromyography and ³¹P-NMR spectroscopy for the study of muscle disorders. *Ther,* 73;892-901, 1993.
- Selkowitz DM : Improvement in isometric strength of the quadriceps femoris muscle after training with electrical stimulation. *Phys Ther.* 70;416-422, 1985.
- Talbot LA, Gaines JM, Ling SM, et al. : A home-based protocol of electrical muscle stimulation for quadriceps muscle strength in older adults with osteoarthritis of the knee. *J Rheumatol.* 30;1571-1578, 2003.