

# 표면근전도를 이용한 신경근 전기자극 치료변수에 따른 근피로도 분석

김기원<sup>1</sup>, 김준선<sup>2</sup>

<sup>1</sup>고려대학교 보건과학연구소, <sup>2</sup>고려대학교 보건과학대학 물리치료학과

## Analysis of Surface EMG Power Spectrum and Muscle Fatigue Depending on the Variable of Neuromuscular Electrical Stimulation

Gi-Won Kim<sup>1</sup>, Junesun Kim<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Research Institute of Health Sciences, Korea University, <sup>2</sup>Department of Physical Therapy, College of Health Science, Korea University

**Purpose:** This study was conducted in order to determine the stimulation variables which should be considered when neuromuscular electrical stimulation (NMES) is applied for a muscle under the normal innervation to minimize muscle fatigue and increase force-generating ability.

**Methods:** A total of 23 healthy men participated in the study and all subjects were randomly assigned to the 1:1 group, 1:3 group, 1:5 group, and control group with on-off ratio of NMES. The subjects performed a fatigue task, consisting of 10 times of isometric contraction sustained by NMES. NMES using Russian current stimulation was applied to muscle fatigue and divided into three sessions by pulse frequency (10 bps, 30 bps, 90 bps). The EMG was recorded using an MP 100 system from the quadriceps femoris muscle in four groups.

**Results:** The differences of delta MdF and delta MF of between on-off ratio groups of 10 bps, 30 bps, and 90 bps pulse frequencies were very significant ( $p < 0.05$ ). According to the results of post hoc of 10, 90 bps, it was greater in the 1:1 group and the 1:3 group compared with the 1:5 group, and no fatigue was observed in the control group. In 30 bps, it was greater in the 1:1 group compared with 1:3, 1:5, and control group ( $p < 0.05$ ).

**Conclusion:** Among NMES variables to minimize muscle fatigue, the larger on-off ratio by pulse frequency showed the lower muscle fatigue. Therefore, on-off ratio needs to be great enough, and will be more efficient with the frequency 30 bps rather than of 10 bps and 90 bps.

**Key Words:** Muscle fatigue, Neuromuscular electrical stimulation, Electromyogram

### 1. 서론

근육의 피로는 근육의 반복적인 활동으로 인해 요구되거나

기대되는 힘을 유지할 수 없는 것으로 장시간 또는 과도한 활동으로 야기되는 불쾌, 능률 저하 그리고 자극에 대한 반응 능력의 상실을 의미한다.<sup>1</sup> 일반적으로 근육 생리학적 견해에서 근피로(muscle fatigue)는 요구되거나 기대되는 근력을 유지하는데 실패하거나 힘을 발휘하기 위한 또는 일을 수행하기 위한 신경근 기능(neuromuscular function)의 저하 현상으로 정의한다.<sup>1,2</sup> 그러나 최근에는 정상인들이 최대의 힘으로 근수축을 지속할 때 나타나는 피로는 중추신경계의 운동 유발 전위의 감소나 신경근 전도의 실패에 기인하여 힘

Received Sep 15, 2014 Revised Oct 12, 2014

Accepted Oct 14, 2014

Corresponding author Junesun Kim, junokim@korea.ac.kr

Copyright © 2014 The Korea Society of Physical Therapy

This is an Open Access article distribute under the terms of the Creative Commons Attribution Non-commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

발생 능력(force-generating ability)이 감소하는 것이 아니라 해당 근육의 수축력 자체의 문제라고 보고 신경근 피로(neuromuscular fatigue)란 어떤 주어진 상황에서 요구되는 힘에 관계없이 전체적으로 신경근 체계의 근력 발휘 능력이 감소된 것으로 정의하고 있다.<sup>3</sup> 따라서 근피로는 최근의 활동으로 인하여 근육의 힘 발생 능력이 감소된 상태라고 정의할 수 있으며,<sup>4,5</sup> 근수축은 에너지를 요구하게 되고 근수축의 주 에너지원은 아데노신 삼인산(adenosine triphosphate : ATP)이다. ATP는 근육 내에 저장되어 있는 크레아틴 인산(phosphocreatine)의 분해에 의해 합성되는데 ATP 합성의 에너지원인 당질은 무산소성 해당과정과 유산소성 대사를 통해 ATP를 합성한다.<sup>6</sup> 이러한 대사 결과 근육과 간의 글리코겐 함량이 감소되고 초성포도산염(pyruvic acid), 젖산(lactic acid), 무기인산과 아데노신 이인산(adenosine diphosphate : ADP)등의 농도가 증가된다.<sup>7,8</sup> 근피로의 원인은 운동의 모든 단계에서 올 수 있으나 가장 흔한 원인은 저장된 에너지 또는 에너지 대사에 쓰일 기질의 고갈, 에너지 생성 작용에 필요한 효소의 고갈, 산소의 공급 부족 그리고 대사 노폐물이나 열의 축적 때문에 대사 작용이 방해받을 때 등이다.<sup>5,9</sup>

수의적인 근수축이나 전기자극을 장기간 지속하면 근피로를 유발할 수 있으며 골격근에 신경근 전기자극을 적용하는 동안 피로율은 수의적인 수축에서 보이는 것보다 훨씬 더 크다.<sup>10</sup> 그러므로 근피로는 골격근에 전기자극을 적용하는 동안 주요 관심사이며 자극 변수를 결정할 때 이러한 피로를 항상 고려해야 한다.<sup>11</sup> 전기자극은 초기에는 주로 변성근의 위축을 방지하기 위해 사용하였으나 Kots가<sup>12</sup> 신경근 전기자극(neuromuscular electrical stimulation : NMES)을 이용하여 운동만으로 근력을 획득한 것보다 30~40%의 근력 강화 효과를 얻을 수 있다고 발표한 이래로 다양한 연구 활동이 계속되어 여러 가지 방법으로 사용되고 있다. 신경근 전기자극은 근력을 강화시키거나 근 재교육을 목적으로 하는 전기자극 방법으로 자극의 파형, 맥동 빈도(pulse frequency), 단속시간비(on-off ratio) 등에 의해 다양하게 변화될 수 있는 자극 방법이다.<sup>13,14</sup> 이러한 신경근 전기자극은 관절 가동 범위를 증진시키고 경직이나 경련을 완화시키며 통증을 감소시키고 보조기 대용으로도 이용되고 있다.

골격근의 전기자극은 근피로의 효과와 피로 유발 위치를 검사하기 위한 평가 도구로 사용하고 있으며 오늘날 인체 골격근의 전기적으로 유발된 피로 검사를 확인하기 위해 사용하고 있다.<sup>15,16</sup> 근육의 피로를 정량적으로 나타내기 위한

임상적인 평가 방법으로는 피로를 유발하는 방법에 따라 수의적으로 유발된 피로 검사(volitionally induced fatigue test)와 전기적으로 유발된 피로 검사(electrically induced fatigue test)가 있다.<sup>10</sup> 이 두 가지 피로 검사는 생리적으로 거의 동일한 결과를 나타내며 신뢰도가 검증되어( $r=0.85-0.99$ ) 임상적으로 널리 사용되는 유용한 피로 검사법이다.<sup>3</sup> 근피로의 분석은 주로 근전도를 이용하며 일정 시간 동안의 근전도 신호를 주파수 평면으로 변환하는 주파수 스펙트럼 분석(frequency spectrum analysis)은 전극에 의한 영향이 적고 그 변화가 근육의 전도 속도나 운동 단위 활동 전위의 특징과 관계가 깊은 것으로 보고 되어 국소적인 피로를 전기 생리학적으로 탐지할 수 있는 효과적인 방법이며 미세한 근피로 지점을 추정할 수 있다.<sup>17</sup> 또한 국소적인 근피로를 정량화하여 분석하는 방법으로써 피로를 통증 없이 평가할 수 있는 비침해적인 방법이며 근본적인 근육의 전기적 활동을 반영하므로 근피로를 평가하기 위한 근전도의 사용은 매우 흥미로운 방법이라 할 수 있다.<sup>11,18</sup> 표면 근전도를 이용한 근피로의 분석은 근전도 신호의 진폭을 반영한 실효치 진폭(root mean square : RMS)과 주파수 스펙트럼 분석에 의한 중앙주파수(median power frequency : Mdf), 평균주파수(mean power frequency : MF) 등을 피로 지수(fatigue index)로 이용한다.<sup>17,19</sup>

전기적으로 유발된 국소적인 근육의 피로에 관해 많은 연구자들의 연구가 있었으나 이러한 연구 발표에도 불구하고 신경근 전기자극을 사용하여 일어나는 근피로에 대한 표면 근전도 연구는 매우 부족한 실정이다. 또한 전기자극 변수 중 근피로를 유발시키지 않고 효과적으로 자극할 수 있는 단속시간비와 맥동 빈도에 대해서도 여러 가지 의견이 제시되고 있으나 이들 연구는 특정한 단속시간비와 맥동 빈도를 선택하여 실험하였으며 그 결과 역시 많은 차이를 보이고 있다.<sup>20-22</sup> 표면 근전도 스펙트럼 분석이 근력과 근 지구력을 회복하기 위한 전기자극 치료 시 유발되는 근피로를 측정할 수 있는 객관적인 측정 방법이며 훈련 결과를 평가하는 신뢰성 있는 피로 지표로 사용할 수 있는지 알아볼 필요가 있다. 또한 표면 근전도 스펙트럼 분석을 통해 신경근 전기자극을 사용할 때 근피로를 최대한 일으키지 않고 자극할 수 있는 자극 변수를 분석하고 이들 자극 변수들 중 가장 적절한 변수를 찾아낼 필요가 있다고 생각된다.

따라서 본 연구의 목적은 신경근 전기자극을 이용하여 정상적인 신경 지배를 받고 있는 근육을 자극할 때 고려되어야 하는 근피로를 최소화시키면서 힘 발생 능력을 증진

시킬 수 있는 전기자극 변수를 알아보려고 하였다. 이를 위해 신경근 전기자극 변수인 단속시간비에 따른 중앙주파수(MdF)와 평균주파수(MF)의 변화를 알아보고 신경근 전기자극의 맥동 빈도에 따른 단속시간비 군 간의 차이를 알아보며 혈액 분석을 통해 생화학적 지표인 크레아틴 인산효소(creatine phosphokinase : CPK), 젖산 농도, aldolase(ALD) 활성의 변화를 분석하고자 하였다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상

연구 대상자는 20대 성인 남자 23명으로 건강한 신체적 조건을 가지고 있으며 신경계나 근 골격계의 병리적 소견이 없고 정기적으로 근력 강화 운동에 참여하지 않은 사람을 선정하였다. 모든 대상자들은 연구 내용에 대해 충분한 설명을 듣고 자발적으로 동의한 경우 동의서를 작성하고 참여하였다. 대상자들은 전기자극 변수인 단속 시간비를 기준으로 1:1, 1:3, 1:5, 대조군의 네 군에 무작위로 배치하였고 일반적인 특성은 다음과 같다(Table 1).

### 2. 실험방법

#### 1) 실험절차

각 군에 배치된 대상자들은 편안한 상태로 침대에 누워 우세한 측 다리의 넙다리내갈레근을 30초간 등척성 수축하여 근전도 신호를 수집하고 혈액을 채취하였다. 등척성 수축은 대상자 자신이 할 수 있는 최대의 수의적인 수축을 실시하고 언어적 자극으로 피드백 하였다. 그 후 신경근 전기자극으로 10회 가시수축을 일으켜 피로를 유발시킨 후 다시 30초간 등척성 수축하여 근전도 신호와 혈액을 수집하였다. 신경근

전기자극은 맥동 빈도에 따라 10, 30, 90 bps로 3번에 나누어 실시하였으며 각 실험 회기는 전기자극 후 적어도 3일이 지난 후에 시행하여 이전의 피로로 인해 영향을 받지 않도록 하였다. 대조군의 경우 전기자극 시 전극을 부착하고 전류 강도를 올리지 않은 상태에서 자극하였다.

#### 2) 근전도 신호 수집

근전도 신호는 Polygraph의 EMG 100B 증폭기(MP 100 System, Biopac Systems, Inc., 미국)를 이용하여 측정하였고 gain은 500으로 하고 sampling rate는 500/s, 잡음을 제거하기 위해 5 Hz와 500 Hz에서 bypass filtering 하였다. 넙다리내갈레근의 근전도 신호를 기록하기 위해 전극은 직경이 3 cm인 은-염화은 전극(200 Medi-Trace<sup>®</sup> Mini Ag-AgCl electrode, Graphic controls, Co., 미국)을 사용하였다. 전극은 4개의 채널을 이용하여 넙다리내갈레근의 수의적인 수축 시 두드러지는 근육에 기준 전극과 기록 전극을 각각 부착하고 아래쪽 다리에 접지 전극을 부착하였다(Figure 1A). 기준 전극과 기록 전극의 전극 중심간 거리는 30 mm를 넘지 않도록 하였고 다음 회기에 같은 위치에 부착하기 위해 무릎뼈를 중심으로 거리를 측정하여 전극의 배치와 방향을 기록해두었다. 전극 부착 부위는 피부 저항을 최소화하기 위해 면도를 하고 전극을 부착하기 전 알코올로 깨끗이 닦고 마른 후에 전극을 부착하였다. 이렇게 수집한 근육의 전기 신호는 12-bit A/D변환기로 계수화하여 연결된 컴퓨터에 저장하였다. 수의적 수축을 실시한 30초 동안의 근전도 신호 중 불안정한 초기 5초의 자료를 제외하고 나머지 25초 동안의 신호를 수집하여 컴퓨터에 저장하고 MP 100 Acqknowledge software (MP 100 Workstation Ver 3.7.2, Biopac Systems, Inc., 미국)를 이용하여 FFT (fast fourier transformation)한

Table 1. The general characteristics of subjects

Group	Age(yr)	Height (cm)	Weight(kg)
	M ± SD		
1:1 group(n=6)	22.83 ± 2.79	175.33 ± 5.61	71.33 ± 5.99
1:3 group(n=6)	26.33 ± 1.75	173.83 ± 2.40	67.17 ± 8.70
1:5 group(n=5)	23.40 ± 2.61	173.80 ± 3.77	66.60 ± 3.65
Control group(n=6)	24.00 ± 3.58	173.83 ± 3.13	70.33 ± 4.63
F	1.83	0.22	0.81
p	0.18	0.88	0.50

M: Mean

SD: Standard deviation

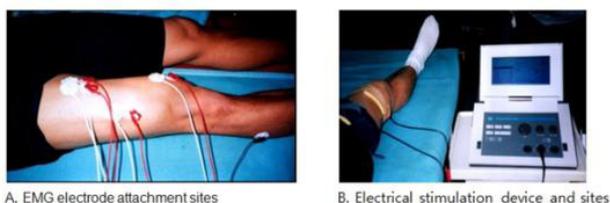


Figure 1. The picture of EMG and NMES  
EMG : Electromyogram

후 중앙주파수와 평균주파수를 수집하였다.

### 3) 전기자극

신경근 전기자극은 2,500 Hz의 운반주파수를 가진 러시아 전류를 이용하여 넙다리내갈레근의 최대 가시수축을 일으키도록 10 회 자극하였다(Endomed 982, Enraf-Nonius, P.O Box 810, 2600 AV Delft, 네덜란드). 전기자극 부위는 우세한 측 다리 넙다리내갈레근의 근위부와 원위부에 충분히 적신 직사각형 스펀지 전극(9.5×8.5 cm)을 배치하고 스트랩을 이용하여 움직이지 않도록 고정하였다(Figure 1B). 신경근 전기자극 변수 중 자극 파형은 대칭적 이상성 파형으로 하였고 자극 강도는 대상자가 심한 통증을 느끼지 않는 범위 내에서 가시 수축을 일으킬 수 있는 강도를 유지하였다. 단속 시간 비는 1:1, 1:3, 1:5로 구분하였고 맥동 빈도는 10, 30, 90 bps로 구분하였다.

### 4) 혈액분석

신경근 전기자극 전과 후 채혈을 실시하였고 혈액 내 효소의 민감한 변화를 예방하기 위해 격렬한 운동을 하지 않도록 하고 공복 상태에서 아래팔의 정맥에서 7 ml를 채혈하여 두 개의 시험관에 각각 4 ml와 3 ml씩 나누어 넣고 전기자극을 실시한 후 반대쪽 아래팔에서 같은 방법으로 채혈하였다. 채혈한 혈액은 시험관에 보관한 후 원심 분리하여 근피로 시 나타나는 것과 관련된 혈중 크레아틴 인산 효소, 젖산 농도, aldolase의 활성을 측정하였다. 크레아틴 인산 효소는 채혈한 혈액 4 ml를 EDTA 처리된 시험관에 넣어 2,500~3,000 rpm으로 원심 분리하여 얻은 혈청을 CPK kit (SICDIA CPK, Shinyang chemical, 대한민국)를 사용하여 자동생화학 분석기(Hitachi747, 일본)로 분석하였다. 젖산은 3 ml를 채혈하여 헤파린 처리된 시험관에 보관하고 2,500~3,000 rpm으로 원심 분리하여 얻은 혈장을 Lactate (Roche, 스위스)를 사용하여 생화학 분석기(Cobas Integra, Roche, 스위스)로 분석하였다. aldolase는 크레아틴 인산 효소를 분

석할 때와 같은 방법으로 얻은 혈청을 Aldolase Diagnostics kit (Sigma, 미국)를 사용하여 Photometer 4020 (Photometer, 독일)으로 분석하였다.

### 3. 자료 분석

통계 분석은 SPSS WIN for 18.0을 이용하였고 전기자극 전 중앙주파수와 평균주파수의 정규성 검증을 위해 Shapiro-Wilk test 한 결과 정규분포를 가정하였다. 신경근 전기자극의 단속시간비와 맥동 빈도에 따라 전기자극 전, 후 중앙주파수와 평균주파수의 차이를 비교하기 위해 짝비교 t 검정(paired t-test)하였다. 중앙주파수와 평균주파수의 전기자극 전, 후 차이를 산출하여 단속시간비에 따른 각 군간의 차이를 통계적으로 검증하기 위해 일원 분산분석(one-way ANOVA)을 실시하였다. 일원 분산분석을 통해 각 군간의 차이가 있을 경우 Duncan의 다중 순위 검정(Duncan's multiple range test)으로 사후검증 하였다. 또한 혈액 내 크레아틴 인산 효소, 젖산, aldolase 활성의 전기자극 전과 자극 후의 변화를 알아보기 위해 짝비교 t 검정하였다. 분석한 결과의 유의성 검증 수준은 0.05로 하였다.

## III. 결과

### 1. 맥동빈도에 따른 단속시간비 군간의 중앙주파수와 평균주파수의 변화

10 bps의 맥동빈도에서는 대조군을 제외한 모든 단속시간비 그룹에서 신경근 전기자극 후 중앙주파수와 평균주파수가 감소하였고 짝비교 t 검정 결과 통계적으로 매우 유의하게 감소하였다(p<0.05)(Table 2, 3). 군간 차이를 비교한 결과 군간의 차이가 통계적으로 유의하였으며(p<0.05) 1:1군과 1:3군이 같은 군으로 구분되었고 1:5군과 대조군이 각각 다른 군으로 구분되었다(Figure 2A).

30 bps의 맥동빈도에서는 1:1 단속시간비에서만 통계적으로 유의하게 중앙주파수와 평균주파수가 감소하였고(p<0.05) 1:3, 1:5 군에서는 중앙주파수가 약간 감소하였으나 통계적으로 유의하지 않았다. 대조군은 중앙주파수와 평균 주파수가 증가하였고 통계적으로 유의한 차이가 있었다(Table 2, 3). 군간 차이를 비교한 결과 군간의 차이가 통계적으로 유의하였으며 1:1군이 독립적인 군으로 구분되었고 1:3, 1:5 대조군이 같은 군으로 구분되었다(Figure 2B).

90 bps의 맥동빈도에서는 대조군을 제외한 모든 단속시간비 그룹에서 중앙주파수와 평균주파수가 통계적으로 매우 유의

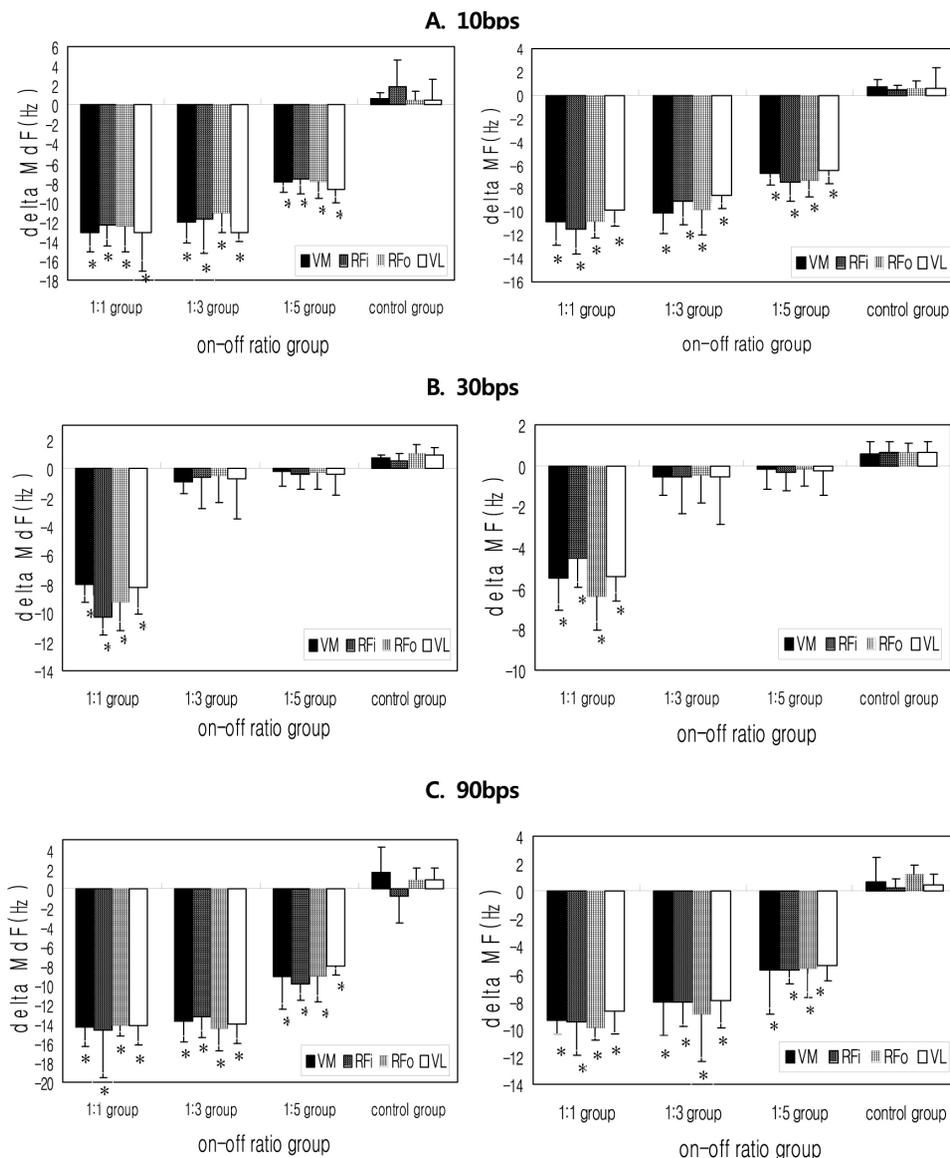


Figure 2. The mean differences of delta Mdf and MF between pre and post NMES with pulse duration in the VM, RFi, RFo and VL in 1:1, 1:3, 1:5 and control group.

Mdf : Median frequency

MF : Mean frequency

VM : Vastus medialis

RFi : Rectus femoris inner part

RFo : Rectus femoris outer part

VL : Vastus lateralis

하게 감소하였다( $p < 0.05$ ) (Table 2, 3). 군간 차이를 비교한 결과 10 bps와 같이 1:1군과 1:3군이 같은 군으로 구분 되었고 1:5군과 대조군이 각각 다른 군으로 구분되었다(Figure 2C).

## 2. 단속시간비와 맥동빈도에 따른 신경근 전기자극 전과 후의 혈액 내 효소 활성의 변화

크레아틴 인산 효소 활성은 1:1군과 1:5군에서는 10, 30, 90 bps의 맥동 빈도 모두 자극 후 약간의 증가가 있었으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다( $p > 0.05$ ). 1:3군에서는 90 bps에서만 약간 증가하였고 10, 30 bps에서는 감소하였으나 통계적으로 유의한 차이가 없었다( $p > 0.05$ ).

혈액 내 젖산 농도를 분석한 결과 1:1군에서는 10 bps의

맥동 빈도에서 자극 후 젖산 농도가 증가하였으며 30 bps와 90bps에서는 약간 감소하였다. 1:3군에서는 90 bps에서만 약간 감소하였고 1:5군에서는 10 bps와 30 bps에서 약간 감소하였으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다( $p>0.05$ ).

혈액 내 aldolase 활성을 분석한 결과 1:1군과 1:3군에서는 10 bps와 90 bps의 경우 aldolase 활성이 약간 증가하였으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다( $p>0.05$ ). 1:3군의 경우 30 bps의 aldolase 활성의 감소는 통계적으로 유의하였다 ( $p<0.05$ ). 1:5군에서는 90 bps에서만 약간 증가하였고 10, 30 bps에서는 감소하였으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다 ( $p>0.05$ ).

#### IV. 고찰

본 연구에서는 인체의 넙다리네갈래근에 신경근 전기자극을 이용하여 국소적인 근피로를 유발하고 30초 동안 근육을 등척성 수축하여 나타나는 근전도 신호를 전기자극 변수인

단속시간비와 맥동 빈도에 따라 분류하여 표면 근전도 스펙트럼 분석을 통하여 비교 분석하였다. 또한 근피로와 관련된 생화학적 지표인 혈중 크레아틴 인산 효소 활성, 젖산 농도, aldolase 활성을 전기자극 전과 후에 비교 분석하였다.

각각의 맥동 빈도별로 단속시간비 군 간에 신경근 전기자극으로 인해 나타나는 피로도의 차이가 있는지 알아보기 위해 delta Mdf와 delta MF를 일원 배치 분산 분석한 결과 10 bps의 맥동 빈도에서는 단속시간비의 네 군 간에 통계적으로 유의한 차이를 나타내었고 군 간의 차이를 설명하기 위해 사후 검증한 결과 1:1군과 1:3군이 1:5군보다 근피로가 많이 유발되었으며 대조군에서는 근피로가 유발되지 않았다. 30 bps의 경우 1:1군에서 현저하게 근피로가 유발되었으며 1:3군과 1:5군의 경우 전기자극 전과 후의 짝비교 t 검증 결과 중앙주파수와 평균주파수의 감소가 통계적으로 유의하지 않으므로 신경근 전기자극으로 인해 근피로가 유발되지 않았음을 의미하였다. 또한 이 결과는 대조군이 피로하지 않은 것과 같았다. 즉, 30 bps로 자극하였을 경우 1:1군에서

Table 2. The mean differences of Mdf between pre and post NMES and the mean differences of Mdf between on-off ratio groups in quadriceps femoris

pulse duration	muscle	Median frequency(Hz)											
		Vastus medialis			Rectus femoris inner part			Rectus femoris outer part			Vastus lateralis		
		pre	post	t	pre	post	t	pre	post	t	pre	post	t
	on-off ratio group	(M ± SD)											
10bps	1:1 †	127.81 ± 7.54	114.69 ± 3.35	15.88**	120.06 ± 7.75	107.69 ± 6.60	13.93**	125.71 ± 2.94	113.18 ± 1.60	11.86**	126.35 ± 6.41	113.17 ± 5.70	8.30**
	1:3 †	128.08 ± 9.66	116.10 ± 8.09	13.71**	120.17 ± 4.85	108.50 ± 3.94	8.03**	125.98 ± 9.23	114.85 ± 7.36	14.19**	128.67 ± 12.53	115.61 ± 13.07	33.54**
	1:5 †	129.89 ± 9.33	122.00 ± 9.52	15.25**	119.39 ± 3.12	111.80 ± 3.47	11.11**	125.93 ± 7.22	117.98 ± 7.80	11.33**	125.37 ± 4.77	116.70 ± 3.55	13.42**
	Control †	126.19 ± 8.09	126.90 ± 8.50	-3.14*	118.45 ± 3.23	120.32 ± 5.01	-1.70	124.11 ± 4.02	124.59 ± 4.06	-1.37	128.87 ± 10.62	129.33 ± 10.10	-0.519
	F			89.11**			36.11**			59.21**			41.74**
30bps	1:1 †	127.05 ± 4.33	119.00 ± 3.80	16.75**	125.50 ± 4.11	115.17 ± 4.37	21.90**	118.66 ± 5.08	109.35 ± 4.54	11.80**	124.08 ± 7.92	115.85 ± 8.34	10.65**
	1:3 †	126.55 ± 3.48	125.62 ± 2.94	2.84*	123.23 ± 4.18	122.60 ± 3.16	0.71	115.48 ± 5.62	114.93 ± 6.50	0.76	126.44 ± 4.39	125.71 ± 5.88	0.65
	1:5 †	125.06 ± 2.65	124.85 ± 2.31	0.47	114.99 ± 5.88	114.60 ± 6.67	0.79	116.05 ± 3.04	115.76 ± 3.85	0.56	120.96 ± 7.62	120.62 ± 6.68	0.52
	Control †	124.69 ± 6.28	125.41 ± 6.22	-7.68**	120.92 ± 4.19	121.47 ± 3.90	-2.84*	112.83 ± 3.65	113.85 ± 3.31	-4.22**	123.27 ± 10.16	124.20 ± 10.12	-4.09**
	F			126.96**			80.85**			61.51**			29.22**
90bps	1:1 †	124.91 ± 8.16	110.61 ± 7.49	17.46**	120.81 ± 3.92	106.12 ± 6.66	7.44**	119.16 ± 3.42	104.92 ± 4.27	34.59**	120.79 ± 8.63	106.61 ± 8.19	17.55**
	1:3 †	126.70 ± 9.26	112.93 ± 9.95	16.33**	120.67 ± 7.52	107.48 ± 5.66	14.74**	118.96 ± 1.09	104.47 ± 2.36	15.98**	119.35 ± 4.08	105.37 ± 3.80	11.12**
	1:5 †	124.91 ± 7.71	115.82 ± 8.16	5.97**	121.74 ± 4.04	111.93 ± 4.97	12.05**	118.50 ± 2.28	109.43 ± 4.12	7.54**	118.31 ± 8.65	110.33 ± 7.93	17.62**
	Control †	125.51 ± 10.35	127.11 ± 9.30	-1.48	124.11 ± 4.02	123.32 ± 5.17	0.71	118.82 ± 4.11	119.63 ± 3.49	-1.56	123.94 ± 5.61	124.78 ± 5.34	-1.69
	F			50.48**			23.11**			87.27**			72.23**

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

†, ‡, § Duncan's multiple range test( † > ‡ > § )

Table 3. The mean differences of MF between pre and post NMES and the mean differences of MF between on-off ratio groups in quadriceps femoris

pulse duration	muscle	Mean frequency(Hz)											
		Vastus medialis			Rectus femoris inner part			Rectus femoris outer part			Vastus lateralis		
		pre	post	t	pre	post	t	pre	post	t	pre	post	t
(M ± SD)													
10bps	1:1 †	118.25 ± 3.52	107.40 ± 3.97	13.32**	114.37 ± 1.75	102.89 ± 1.70	13.12**	115.40 ± 0.64	104.52 ± 1.54	20.24**	112.71 ± 2.71	102.89 ± 2.32	17.73**
	1:3 †	117.95 ± 3.49	107.84 ± 1.95	14.27**	116.74 ± 2.60	107.67 ± 1.97	11.05**	116.29 ± 3.77	106.45 ± 1.99	11.05**	115.23 ± 4.55	106.66 ± 4.92	17.66**
	1:5 †	117.88 ± 2.86	111.13 ± 3.60	16.70**	116.45 ± 2.07	109.02 ± 2.37	9.82**	117.76 ± 2.99	110.44 ± 4.00	11.70**	116.20 ± 2.32	109.76 ± 2.24	12.09**
	Control †	117.38 ± 2.79	118.06 ± 2.87	-2.41	116.04 ± 2.35	116.50 ± 2.52	-3.07*	114.09 ± 1.56	114.71 ± 1.18	-2.53	116.49 ± 3.92	117.12 ± 3.62	-0.86
	F			77.96**			55.20**			73.30**			65.34**
30bps	1:1 †	118.74 ± 4.07	113.22 ± 3.87	8.49**	119.66 ± 1.21	115.13 ± 2.27	7.85**	109.84 ± 0.96	103.43 ± 2.14	9.51**	113.07 ± 3.38	107.66 ± 3.13	1.85**
	1:3 †	117.63 ± 3.28	117.06 ± 3.17	1.64	115.88 ± 1.61	115.35 ± 1.61	0.71	111.30 ± 3.37	110.83 ± 3.89	0.84	114.88 ± 2.57	114.36 ± 2.13	0.55
	1:5 †	119.03 ± 2.58	118.82 ± 2.45	0.51	117.17 ± 2.77	116.84 ± 3.38	0.83	111.87 ± 3.38	111.69 ± 3.68	0.46	115.32 ± 6.55	115.06 ± 5.93	0.52
	Control †	114.80 ± 2.08	115.40 ± 1.83	-2.61*	116.54 ± 1.75	117.18 ± 1.32	-2.82*	108.90 ± 1.49	109.55 ± 1.07	-3.69*	114.95 ± 3.87	115.59 ± 3.84	-3.13*
	F			40.63**			18.94**			44.56**			20.41**
90bps	1:1 †	116.19 ± 3.28	106.87 ± 3.53	21.22**	114.80 ± 2.78	105.32 ± 1.97	9.48**	115.14 ± 2.15	105.27 ± 2.94	27.49**	114.10 ± 2.80	105.44 ± 2.07	12.20**
	1:3 †	116.61 ± 4.42	108.52 ± 4.48	8.19**	116.52 ± 3.22	108.52 ± 3.11	11.07**	114.77 ± 1.87	105.82 ± 2.38	6.48**	115.55 ± 4.15	107.58 ± 3.01	9.87**
	1:5 †	117.52 ± 3.78	111.76 ± 5.02	4.12*	114.89 ± 2.43	109.17 ± 2.06	12.46**	114.19 ± 2.23	108.58 ± 3.26	5.93**	114.06 ± 3.58	108.68 ± 4.21	10.53**
	Control †	115.98 ± 3.90	116.61 ± 3.35	-0.84	114.09 ± 1.56	114.38 ± 1.96	-1.10	114.51 ± 1.72	115.76 ± 1.84	-4.99**	115.28 ± 2.74	115.75 ± 2.62	-1.55
	F			24.56**			40.53**			35.74**			46.03**

\* p < 0.05, \*\* p < 0.01

†, ††, ††† Duncan's multiple range test(† > †† > †††)

만 현저하게 피로가 유발되었으며 나머지 세 군에서는 피로가 적게 유발되었다. 90 bps에서는 1:1군과 1:3군에 1:5군보다 근피로가 많이 유발되었으며 대조군에서는 근피로가 유발되지 않았다.

근육의 전기 신호를 표면 근전도 스펙트럼 분석하여 얻은 중앙주파수와 평균주파수의 변화는 근전도에서 자주 이용되고 있는 피로 지표로 근육이 피로해지면 진폭은 커지지만 빈도수 즉, 주파수는 감소하게 된다. 즉, 근피로가 유발됨에 따라 중앙주파수와 평균주파수가 감소하게 되는데 이것은 근막의 전도 속도가 감소하게 되면 활동 전위의 기간을 증가시키게 되어 주파수를 낮추게 되기 때문이다. Moritani 등<sup>23</sup>은 이것이 젖산의 축적으로 인한 H<sup>+</sup> 농도의 감소에 의한 것이라고 제안하였다. 근전도 스펙트럼의 주파수 영역은 근육의 내적, 외적인 요소에 의해 영향을 받을 수 있는데 내적 요소인 근육 활동 전위의 전도 속도 감소로 인해 고주파 대역은 감소하고 저주파 대역은 증가한다.<sup>18,24</sup> 중

양주파수나 평균주파수가 저주파 대역으로 이동하는 것은 피로가 진행됨에 따라 젖산의 축적이 일어나고 세포 내 H<sup>+</sup>이 증가하여, Ca<sup>2+</sup>과 트로포닌의 결합과정에 방해를 받아 수축력을 유지하는 것이 힘들어지기 때문이다. 결국 근막의 흥분성이 감소하여 근막 전도 속도가 느려지게 된다. 또 다른 원인으로는 근육 활동 전위의 전도 속도 감소만으로는 주파수 스펙트럼의 변화를 설명할 수 없으며 운동 단위의 시간당 활동 빈도의 변화나 동시 활동(synchronization)등의 다양한 기전으로 설명할 수 있다.<sup>17,25</sup> 즉, 동시 발화의 증가와 운동 단위 발화율의 감소, 속근(fast twitch muscle : FT muscle) 운동 단위의 소진, 그리고 고유의 근육 특성 변화 등의 요인들에 의해 피로가 발생하는 동안 중앙주파수와 평균주파수가 감소된다.<sup>26</sup> Moritani 등<sup>23</sup>은 위팔두갈래근과 가자미근을 이용하여 적분 근전도(integral electromyography : IEMG)의 기울기 계수와 평균주파수를 분석하였고 파워 스펙트럼과 적분 근전도의 기울기 계수에 대한 표면 전극

분석이 근섬유의 다양한 형태의 활동을 반영하는 운동 단위 피로도를 측정할 수 있음을 의미한다고 하였다. 적분 근전도는 근육의 활동량과 힘을 측정하는데 주로 사용되며 근력이 증가함에 따라 값이 증가하고, 근육 운동 시 분절의 속도가 높아지고 일의 양이 많아질수록 증가하는데 이것은 근육의 작업 부담률이 증가하면서 근육 동원과 이에 따른 근육 활동량이 증가하기 때문이다.<sup>27</sup> 근전도 스펙트럼의 진폭을 반영한 실효치 진폭의 경우 변화가 심하고 근육을 최대한으로 수축시킬 때나 일상적인 활동에서 일관성이 없는 것으로 나타나 잘 사용하지 않고 있으며 여러 선행 연구에서 중앙주파수와 평균주파수에 대한 여러 가지 결과를 보고하고 있어 본 연구에서는 실효치 진폭을 제외하고 중앙주파수와 평균주파수의 두 가지 지표를 모두 사용하였다. 표면 근전도 스펙트럼 분석을 이용하여 신경근 전기자극 전과 후의 근육에서 나타나는 전기 신호를 분석한 본 연구의 결과에서도 중앙주파수와 평균주파수가 유의하게 감소하였으며 이는 신경근 전기자극이 근피로를 유발시켰음을 시사하고 표면 근전도 스펙트럼 분석에 의한 주파수 대역의 이동이 전기적으로 유발된 근피로를 분석하는 데 유용하게 사용될 수 있음을 나타내었다.

인체에 적용된 전기자극은 근피로를 일으킬 수 있으며 이때의 근피로는 수의적인 수축에서 보이는 것보다 훨씬 더 크므로 전기자극을 결정할 때는 근피로를 고려해야 한다. 근피도에 영향을 미치는 자극 변수는 자극 기간, 맥동 빈도, 단속시간비와 자극 강도 등이 있다.<sup>12,20,28</sup> 전기자극이 사용될 때 강축을 일으키기 위해 맥동률은 수축에 필요한 만큼 길게 유지되고 수축 사이에 근육의 휴식을 위해 단속되는데 근수축을 유발하기 위한 신경근 전기자극의 통전 시간과 비통전 시간 사이의 관계는 모든 근육에서 분명하게 정해져 있지 않다. 지속적인 골격근의 수축은 빠른 피로나 힘 발생 능력의 부족을 초래하기 때문에 단속시간비의 조절이 필요하다. 본 연구에서는 단속시간비와 맥동 빈도를 근피도에 영향을 미치는 자극 변수로 하여 이들 변수를 1:1, 1:3, 1:5의 단속시간비와 10, 30, 90 bps의 세 가지 맥동 빈도로 나누어 전기자극하여 유발된 근피로를 대조군과 비교하였다.

신경근 전기자극의 통전시간은 10~15초 정도이며 비통전 시간은 1분에서 2분까지 조절이 가능하며 여러 연구자들에 의해 각각의 결과를 나타내고 있다. Baker등은<sup>20</sup> 기능적 전기자극(functional electrical stimulation)시 1:5의 단속시간비가 피로를 적게 유발시키는데 가장 적절하다고 하였다. Packman-Braun은<sup>29</sup> 편마비 환자의 손목 펴근의

전기자극 시 1:2, 1:4, 1:6의 단속시간비에서 비 통전 시간이 길어질수록 근피로를 더 적게 일으킨다고 제안하였다. 본 연구에서는 단속시간비에 따라 세 개의 군으로 나누었을 때 1:1의 단속시간비에서 근피로가 가장 많이 유발되었으며 1:3, 1:5의 단속시간비에서 근피로를 적게 유발시키는 것으로 나타났다. 이는 Baker 등의<sup>20</sup> 연구 결과와 유사하였다. 또한 1:1, 1:3, 1:5로 단속시간비가 증가함에 따라 근전도 신호의 중앙주파수와 평균주파수가 통계적으로 유의하게 감소하여 Packman-Braun의 연구에서 단속시간비가 점점 커질수록 더 적은 피로를 일으킨다는 결과와도 일치하였다.<sup>29</sup> 강축을 유발시키는 맥동 빈도에 대해 고려해보면 1 pps에서 80~100 pps의 지속적인 적용에 의해 근육의 활성화 비율이 규칙적으로 조절되며 50 pps 이상의 맥동 빈도에서는 부드러운 강축성 근수축이 정상적으로 유발된다. 정상 신경 지배근에서 강축을 유발시키는 빈도는 근육에 따라 다르지만 대개는 15~50 pps에서 강축이 유발되며 적절한 빈도는 20~35 pps라 하였다. 35 pps 이상의 빈도는 근 장력을 증가시키는데 부적합할 뿐만 아니라 근피로를 빠르게 일으키기 때문에 바람직하지 않다고 하였다.<sup>20</sup> 본 연구에서는 신경근 전기자극의 맥동 빈도를 세 단계로 나누어 10 bps, 30 bps, 90 bps를 사용하였는데 이는 저주파 피로와 고주파 피로를 고려하여 맥동 빈도에 따른 피로도의 차이를 발견하고자 하였고 30 pps 이상의 빈도가 빠르게 피로를 일으킬 수 있다는 보고에 따라 30 bps를 선택하였다. 이에 본 연구의 결과를 살펴보면 10 bps와 90 bps에서는 비슷한 양상으로 중앙주파수와 평균주파수의 감소경향을 나타내었으나 30 bps에서는 중앙주파수와 평균주파수의 감소정도가 현저하게 낮아 근육의 피로가 가장 적게 유발되었다.

혈액 분석 결과 전기자극 전과 후의 크레아틴 인산 효소, 젖산 농도, aldolase 활성의 차이가 통계적으로 유의하지 않았는데 이것은 전기자극하여 10회의 가시수축을 일으킨 후 바로 혈액을 채취하여 혈액 내 효소 활성의 변화가 일어나는 시간이 필요하였다고 생각된다. 이것은 신경근 전기자극이 근피로를 유발시키며, 전기자극에 의해 유발된 근피로를 분석하는데 있어 표면 근전도 스펙트럼 분석을 이용하여 중앙주파수와 평균주파수의 이동경향을 분석하는 것이 빠르고 비침해적인 방법으로 유용하게 사용될 수 있다는 것을 의미한다. 또한 신경근 전기자극 변수인 단속시간비와 맥동 빈도를 각각 다르게 하였을 때 근피로의 경향이 다르게 나타나므로 근피로를 적게 유발시킬 수 있는 적절한

단속시간비와 맥동 빈도를 찾아낼 수 있었고 이 두 가지 변수 이외의 다른 변수들도 고려하여 근피로 정도를 예측할 수 있으리라 생각된다.

이상의 결과를 종합해 볼 때 넙다리네갈래근의 신경근 전기자극 후 피로가 발생함에 따라 중앙주파수와 평균주파수가 모든 군에서 통계적으로 유의하게 감소하였으므로 표면 근전도 스펙트럼 분석에 의한 중앙주파수와 평균주파수의 두 가지 변수는 전기자극으로 인한 근피로를 나타내는데 충분하다는 것을 제안할 수 있다. 또한 전기자극 변수 중 단속시간비가 증가함에 따라 근피로가 적게 발생하는 것으로 나타났다. 그러므로 근육을 전기자극할 때는 근피로가 유발될 수 있음을 고려하고 피로를 최소화 할 수 있도록 단속시간비를 충분히 크게 하는 것이 필요하며, 10 bps 와 90 bps의 맥동 빈도보다는 30 bps의 맥동 빈도로 자극하는 것이 훨씬 근피로를 적게 일으키는 변수임을 제안하였다. 혈액 내의 크레아틴 인산 효소, 젖산 농도, aldolase 활성은 전기자극 전과 후에 차이가 없어 전기자극으로 인한 근피로를 빠른 시간 내에 분석하는 것에는 효과적이지 못하였고 표면 근전도 스펙트럼 분석을 통한 방법이 빠르게 근육의 힘 발생 능력의 변화를 감지할 수 있는 방법이라 생각된다. 따라서 전기자극을 사용하여 근육의 수행 능력을 증진시키거나 손상된 근육에 전기자극을 실시할 때 나타날 수 있는 근피로를 정량화하고 예측하는데 여러 가지 방법의 지속적인 연구가 이어져야 할 것으로 사료된다. 본 연구의 제한점은 각 군별 대상자의 수가 적어 정규성이 가정되었음에도 불구하고 전체 대상자에게 일반화 시키기에는 어려움이 있다. 각 군별 대상자의 수를 증가시키고 넙다리 네갈래근 외의 다른 근육들을 포함하여 근피로를 줄이고 근육의 힘 발생 능력을 증진시킬 수 있는 전기자극 변수에 대한 연구가 필요하다고 생각된다.

## Acknowledgements

본 논문은 주저자의 박사학위 논문을 축약·수정한 것임

## 참고문헌

1. Edwards RH. Human muscle function and fatigue. Ciba Found Symp 1981;1-18.
2. Bigland-Ritchie B, Donovan EF, Roussos CS. Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. J Appl Physiol, 1981;51(5):1300-5.
3. Bigland-Ritchie B, Woods JJ. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. Muscle Nerve, 1984;7(9):691-9.
4. Kisner C & Colby LA. Therapeutic Exercise, Foundations and Techniques, 6th Ed, Philadelphia : F. A, Davis Co, 2012, 162-3.
5. González-Izal M, Malanda A, Gorostiaga E, Izquierdo M. Electromyographic models to assess muscle fatigue. J Electromyogr Kinesiol, 2012;22(4):501-12.
6. Scott KP. Exercise physiology : theory and application to fitness and performance, 8th Ed, New York : McGraw-Hill Humanities, 2012, 40-64.
7. Fuchs F, Reddy Y, Briggs FN. The interaction of cations with the calcium-binding site of troponin. Biochim Biophys Acta, 1970;221(2):407-9.
8. Karlsson J. Lactate and phosphagen concentrations in working muscle of man with special reference to oxygen deficit at the onset of work. Acta Physiol Scand Suppl, 1971;358:1-72.
9. Duchêne J & Goubel F. EMG spectral shift as an indicator of fatigability in an heterogeneous muscle group. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1990;61(1-2):31-7.
10. Binder-Macleod SA & Snyder-Mackler L. Muscle fatigue: clinical implications for fatigue assessment and neuromuscular electrical stimulation. Phys Ther, 1993;73(12):902-10.
11. Jin BH, Lee JH, Onishi Hideaki. Surface EMG spectral parameter as a fatigue indicator after electrically induced contraction of vastus medialis. Korean J Clin Lab, 2000;32(2):292-9.
12. Kots YM. Electrostimulation (Canadian-Soviet exchange symposium on electrostimulation of skeletal muscles, Concordia University, Montreal, Quebec, Canada, December 6-15, 1977). Quoted in: Kramer J, Mendryk SW. Electrical stimulation as a strength improvement technique. J Orthop Sports Phys Ther, 1982;4(2):91-8.
13. Gorgey A, Black CD, Elder CP et al., Effects of electrical stimulation parameters on fatigue in skeletal muscle. J Orthop Sports Phys Ther, 2009;39(9):684-92.
14. Fallner L, Neto GNN, Button VLS et al., Muscle fatigue assessment by mechanomyography during application of NMES protocol. Rev Brasil Fisioter, 2009;13(5):422-9.
15. 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, 1992;72(2):95-104.
16. Sinacore DR, Jacobson RB, Delitto A. Quadriceps femoris muscle resistance to fatigue using an electrically elicited fatigue test following intense endurance exercise training. Phys Ther, 1994;74(10):930-9.
17. Basmajian JV, De Luca CJ. Muscles alive: their functions revealed by electromyography. 5th edition, Baltimore, MD: Williams and Wilkins, 1985. 26-57.

18. Lindström L, Kadefors R, Petersén I. An electromyographic index for localized muscle fatigue, *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol*, 1977;43(4):750-4.
19. González-Izal M, Malanda A, Navarro-Amézqueta IJ et al. EMG spectral indices and muscle power fatigue during dynamic contractions, *Electromyogr Kinesiol*, 2010;20(2):233-40.
20. Baker LL, McNeal DR, Benton LA et al. *NeuroMuscular Electrical Stimulation : A Practical Guide*(3rd Ed.). Downy : Rancho Rehabilitation Engineering Program, Rancho Los Amigos Medical Center, 1993, 200-10.
21. Delitto A & Rose SJ. Comparative comfort of three waveforms used in electrically eliciting quadriceps femoris muscle contractions, *Phys Ther*, 1986;66(11):1704-7.
22. Laufer Y, Ries JD, Leininger PM et al. Quadriceps femoris muscle torques and fatigue generated by neuromuscular electrical stimulation with three different waveforms, *Phys Ther*, 2001;81(7):1307-16.
23. Moritani T, Muro M, Nagata A. Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue, *J Appl Physiol*, 1986;60(4):1179-85.
24. Kranz H, Williams AM, Cassell J et al. Factors determining the frequency content of the electromyogram, *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol*, 1983;55(2):392-9.
25. Bigland-Ritchie B, Johansson R, Lippold OC et al. Changes in motoneuron firing rates during sustained maximal voluntary contractions, *J Physiol*, 1983(1);340:335-46.
26. Gerdle B, Larsson B, Karlsson S. Criterion validation of surface EMG variables as fatigue indicators using peak torque: a study of repetitive maximum isokinetic knee extensions, *J Electromyogr Kinesiol*, 2000;10(4):225-32.
27. Häkkinen K, Komi PV. Electromyographic and mechanical characteristics of human skeletal muscle during fatigue under voluntary and reflex conditions, *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 1983;55(4):436-44.
28. Russ DW & Binder-Macleod SA. Variable-frequency trains offset low-frequency fatigue in human skeletal muscle, *Muscle Nerve*, 1999;22(7):874-82.
29. Packman-Braun R. Relationship between functional electrical stimulation duty cycle and fatigue in wrist extensor muscles of patients with hemiparesis, *Phys Ther*, 1988;68(1):51-6.