

최대수의적 수축훈련에 의한 앞 정강근의 근전도 신호의 변화

■ 송수영, 황기경, 김문정, 이정우¹

광주여자대학교 대학원 물리치료학과, ¹광주여자대학교 물리치료학과

Changes in Electromyogram Signals from the Tibialis Anterior Muscle Resulting from Maximal Voluntary Contraction Exercise

Su-Young Song, PT; Ki-Kyeong Hwang, PT; Moon-Jeong Kim, PT; Jeong-Woo Lee, PT, PhD¹

Department of Physical Therapy, Graduate School, Kwangju Women's University; ¹Department of Physical Therapy, Kwangju Women's University

Purpose : This study aims to examine changes in electromyogram (EMG) signals detected from the tibialis anterior muscle during repetitive contraction exercises in normal female adults.

Methods : The subjects of this study were 10 normal adult females without any musculoskeletal or nervous system disorders. A total of 30 contractions were made repetitively with maximal voluntary contraction exercise for six seconds and a resting time for three seconds. Changes in muscle contractions were measured using dynamometer and EMG signals such as root mean square (RMS), integrated EMG (IEMG), and median frequency (MDF).

Results : The result of measurement showed no significant differences in IEMG and RMS in accordance with the increase in the number of contractions. MVIC and MDF showed significant differences in accordance with the increase in the number of contractions ($p < 0.05$).

Conclusion : This study demonstrated that repetitive tibialis anterior muscle contraction resulted in a significantly different MVIC and MDF but no significant differences in IEMG and RMS. Therefore, compared to other lower leg muscles, the tibialis anterior muscle is a low-frequency muscle and therefore electrophysiological characteristics of the muscle should be considered in different exercise methods.

Key words : Tibialis anterior, maximal voluntary contraction, root mean square, integrated EMG, median frequency

논문접수일 : 2011년 11월 15일

수정접수일 : 2011년 12월 8일

게재승인일 : 2011년 12월 9일

교신저자 : 이정우, jwlee@kwu.ac.kr

1. 서론

보행은 머리와 목, 몸통이 정상적으로 배열을 유지하는 동안 교대적인 운동을 하는 적절한 안정성과 관절가동범위를 필요로 한다.¹ 특히 다리는 보행에서 머리, 몸통, 팔과 상호 연관성을 가지면서 기본적으로 체중부하 구조이며, 안정성과 균형을 유지하고 신체를 앞방으로 추진시킨다.²

보행에 있어서 발은 인간에게 가장 중요한 이동 수단이 되고, 지지하는 지면과 맞닿는 인체의 유일한 부위인 동시에 모든 체중 부하

에 중요한 역할을 한다. 인체의 구성 중 발목 관절과 발의 일차적 기능은 자세 동요에 대한 균형조절과 보행 시 충격을 흡수하고, 다리를 전진시키는 것이다. 이를 위해서는 충분한 발목 관절가동범위와 근력 그리고 고유수용성 감각이 필요하다.³

발목 관절 주변 근육들의 협응력은 기립 자세에서 흔들림을 조절하는 요소로 신체 운동 시 안정성 있는 자세를 유지하기 위해 질량 중심(center of mass, COM)을 몸통에서 벗어나지 않게 도와준다.⁴

보행 시 발목 관절 근육들 중 앞 정강근(tibialis anterior)은 두

번의 활동 기간을 갖게 되는데, 먼저 발뒤꿈치 닿기에서 뒤축뼈의 가장 후면에 체중이 지지되어 유발되는 수동적인 발목관절의 발바닥쪽굽힘을 감소시키기 위해 강력한 앞 정강근의 원심성 활성이 작용한다. 그리고 유각기 동안에 발목관절을 발등굽힘시켜서 발가락이 지면에 걸리지 않게 하기 위해 작용한다.³

앞서 여러 선행 연구들에서 균형과 보행에서 하지근과 발목 관절의 중요성과 근 활성도에 대한 보고가 이루어졌는데 Kim⁵은, 정상 성인을 대상으로 열린 사슬 운동과 닫힌 사슬 운동이 균형조절 능력과 근 활성도에 미치는 영향을 연구한 결과 두 운동군 모두 운동 전과 비교해 운동 후 앞 정강근의 근 활성도가 유의하게 증가하였다고 보고하였다.

최근의 뇌졸중 환자를 대상으로 실시한 트레드밀과 불안정한 지지면에서의 보행 훈련 연구에서는 안정된 지지면에서 실시한 보행 훈련군에 비해 트레드밀과 불안정한 지지면에서 실시한 보행 훈련군에서 앞 정강근의 활성도가 유의하게 증가하였다고 보고하였다.⁶ 또한 Queralt 등의 연구에서는 건강한 성인 12명을 대상으로 한 트레드밀 보행 훈련에서 청각자극을 주었을 때 넙다리두갈래근(biceps femoris), 넙다리곧은근(rectus femoris), 앞 정강근, 안쪽 장딴지근(medial gastrocnemius)의 지연시간의 감소를 확인하였다고 보고하였다.

20대의 정상 성인을 대상으로 양쪽 장딴지근(bilateral gastrocnemiu)과 앞 정강근의 활성도를 비교한 연구에서는 시각과 자세 교란을 통한 정적 균형 조절 능력이 자세변화에 따라 안쪽 장딴지근과 앞 정강근에서 근 활성도의 변화가 유의한 차이를 나타낸다고 보고하였다.⁸ 이와 비슷한 연구로 Woo 등⁹은, 정상 성인을 정적 균형 조절 시에 다양한 조건에 따라서 우세측 하퇴의 앞 정강근, 긴종아리근(peroneus longus), 장딴지근 가쪽 갈래(lateral head of gastrocnemius), 장딴지근 안쪽 갈래(medial head of gastrocnemius)의 활성도를 비교한 결과 안정위 시 균형 유지를 위해 장딴지근이 주로 활동하고 다양한 고유 수용성 감각이 주어질 때 장딴지근뿐만 아니라 앞 정강근의 활성도도 증가한다고 하였다.

반복 수축 훈련 방법을 이용하여 전기 생리학적인 반응의 변화를 알아본 연구들도 진행되었는데, Kawakami 등¹⁰은, 무릎관절을 펴자세와 90도로 구부린 자세로 하여 종아리 세갈래근(triceps surae)의 최대 등척성 반복 수축(maximal isometric repeated contraction)을 한 결과 최대 토크 변화에서 모두 유의한 차이가 있다고 보고하였다. 또한 Roy 등¹¹은, 4명의 성인을 대상으로 체간을 반복적으로 펴운동을 하는 동안 등척성과 등장성 수축에 따른 척추 주위 근육들의 근 피로 정도를 알아보았는데 그 결과, 등척성

수축인 경우에는 근육이 피로할수록 중앙 주파수가 비례하게 감소하며 등장성 수축인 경우에는 중앙주파수의 반응이 복잡하고 비례적인 반응이 나타나지 않는다고 하였다.

이와 같이, 이러한 전기 생리학적인 반응을 알아보기 위해 정상인과 뇌졸중 환자들을 대상으로 한 보행과 균형, 그리고 다양한 형태에 따른 수축 훈련을 통해 하지의 근 활성도와 피로도 등을 알아본 연구들이 많이 보고 되고 있다. 또한, 하지 안정성과 근육의 협응력을 위한 앞 정강근의 연구도 많이 진행되고 있지만, 대부분 앞 정강근의 기능에 대한 연구들이다.

따라서 본 연구는 최대 수의적 반복 수축훈련에 의한 정상 성인 여성의 앞 정강근에 대한 근전도 신호의 변화 양상을 보기 위함이다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구의 대상자는 정상 성인여성 10명을 선발하였다. 대상자 선정 기준은 근 골격계나 신경계 장애가 없는 자, 운동선수 경력이 없는 자, 최근 6개월간 근력강화 훈련을 한 경험이 없는 자, 선천적 기형이 없는 자, 하지 근력에 관련해 약물을 복용하고 있지 않은 자, 운동 장애, 피부 질환 및 개방성 상처가 없는 자로 하였다. 본 실험에 영향을 미칠 수 있는 물리적·화학적 요인을 최대한 제한시켜 선발하였다.

실험을 실시하기에 앞서 대상자들에게 실험의 대한 전반적인 과정을 설명하고, 실험 참여 동의서를 받은 후에 연구를 진행하였다. 대상자들의 일반적인 특성은 다음과 같다(표 1).

표 1. 대상자들의 일반적 특성

(N=10)

	연령(세)	신장(cm)	체중(kg)
평균±표준편차	22.1±1.0	162.8±4.7	58.1±8.7

2. 실험방법

실험실 온도는 25~27℃, 습도는 60~70%를 유지 하고, 실험에 방해가 될 수 있는 소음은 통제하고 실험을 시작하였다. 실험은 앞 정강근의 근수축훈련 효과를 극대화 하기 위하여 비우세 측 다리로 설정하였다. 측정방법은 Jung과 Lee¹², Ok¹³의 선행연구를 바탕으로 본 연구에 맞도록 수정 보완하였다.

1) 측정방법

- (1) 최대수의적 등척성 수축 측정

최대수의적 등척성 수축(maximal voluntary isometric contraction, MVIC) 측정을 위해 사용된 장비는 Dynamometer (K-DFX-200, Chatillin, 미국)였으며, 대상자는 앉은 자세로 다리를 곧게 뻗은 자세에서 발목을 중립자세로 놓고 동력계에 연결된 커프를 발등에 걸고 측정하였다. 총 30번의 최대수의적 수축 훈련을 하였는데 구두 명령에 6초간 최대로 발등 굽힘을 하고 3초간 휴식하고 다시 발등 굽힘을 반복하였다. 총 30회의 반복 수축 중에서 1회, 10회, 20회, 30회째의 근수축력을 측정된 값으로 분석하였다.

(2) 근전도 측정

근전도를 측정하기 위하여 표면근전도기(MP-150, Biopac, 미국)를 사용하였고, 기록 전극은 TSD150B (Biopac, 미국)로 1개의 채널을 이용하였다.

대상자는 다리를 곧게 뻗고 앉아 발목을 중립자세로 위치하게 한 후 앞을 바라보게 하였다. 앞 정강이의 표면 전극 부착 부위에 피부저항을 최소화하기 위해 털을 제거 하고 알코올로 닦고 완전히 마른 후에 전극을 부착하였다. 기록전극은 정강뼈거친면에서 5지간 아래에, 접지전극은 가쪽 복사뼈(malleolus)에 부착하였다.

발목관절 수축시 앞 정강근의 근전도 신호 수집을 위하여 표본추출율은 1,000Hz, 증폭도는 350 μ V, 주파수 통과 대역은 20~500Hz, 노치 필터(notch filter)는 60Hz로 설정하였다.

측정은 총 30회의 반복 수축 중에서 1회, 10회, 20회, 30회째 수축시 측정된 값을 분석 값으로 사용하였다. 이때, 총 4번의 수축에서 획득한 각각의 신호는 불안정할 수 있는 근 수축 처음과 마지막 1초씩을 제외하고 4초의 신호를 분석에 사용하였다.

3. 자료분석

모든 자료는 SPSS 12.0 프로그램으로 분석하였다. 각 측정항목들의 수축 횟수 시간에 따른 변화 차이를 알아 보기 위해 반복측정분산분석을 실시하였다. 시간에 따른 사후분석은 개체 내 대비검정을 실시하였다. 통계학적 유의성을 검정하기 위해 유의수준 α 는 0.05로 하였다.

III. 결과

1. 최대 수의적 등척성 수축의 변화

횟수 별 앞 정강근의 최대 수의적 수축값의 변화를 반복 측정 분산 분석을 한 결과, 시간에 따른 유의한 차이가 있었다(표 1)($p < 0.05$). 사후분석결과 1회 수축에 비해 10회, 20회, 30회 모두 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다.

표 1. MVIC의 변화

(단위: Nm)

1회 수축	10회 수축	20회 수축	30회 수축	F	p
159.70 \pm 24.20	125.00 \pm 33.23*	113.90 \pm 26.00*	104.10 \pm 28.53*	29.204	0.000

*: 1회 수축과 비교했을 때 유의한 통계적 차이

2. 실효치 진폭의 변화

앞 정강근의 실효치 진폭값(root mean square, RMS)의 변화를 반복측정 분산 분석한 결과, 통계학적으로 시간에 따른 유의한 차이가 없었다(표 2).

표 2. 실효치 진폭의 변화

(단위: mV)

1회 수축	10회 수축	20회 수축	30회 수축	F	p
20.38 \pm 10.04	19.79 \pm 7.88	17.62 \pm 7.35	18.25 \pm 10.04	0.881	0.463

*: 1회 수축과 비교했을 때 유의한 통계적 차이

3. 적분 근전도의 변화

앞 정강근에 적분 근전도(integrated EMG, IEMG) 값의 변화를 반복측정 분산 분석한 결과, 시간에 따른 변화는 통계학적으로 유의한 차이가 없었다(표 3).

표 3. 적분 근전도의 변화

(단위: mV x ms)

1회 수축	10회 수축	20회 수축	30회 수축	F	p
1.22 \pm 0.64	1.32 \pm 0.57	1.20 \pm 0.44	1.22 \pm 0.52	0.308	0.820

4. 중앙주파수의 변화

앞 정강근 중앙주파수(median frequency, MDF) 값의 변화를 반복측정 분산 분석을 한 결과, 시간에 따라 통계학적으로 유의한 변화가 있었다(표 4)($p < 0.05$). 사후분석결과 1회 수축에 비해 10회, 20회, 30회 모두 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다.

표 4. 중앙주파수의 변화

(단위: Hz)

1회 수축	10회 수축	20회 수축	30회 수축	F	p
21.95 \pm 1.37	21.53 \pm 1.39*	21.22 \pm 1.19*	20.63 \pm 1.65*	4.532	0.011

*: 1회 수축과 비교했을 때 유의한 통계적 차이

IV. 고찰

본 연구는 최대 수의적 반복 수축 훈련을 통해서 정상 성인 여성의 앞 정강근의 전기생리학적 근전도 신호 변화를 알아봄으로써 앞 정강근과 관련된 임상의 다양한 목적에 의한 근 훈련들에서의 기초자료를 제공하기 위해서 실시하였다. 그 결과 최대 수의적 수축력은 시간의 변화에 따라 유의하게 감소하였다.

Hong 등¹⁴은 건강한 성인을 대상으로 발뒤꿈치 들기 검사(heel lift test)를 통해 종아리 세갈래근(triceps surae)의 근피로를 분석하였다. 발뒤꿈치 들기는 높이에 상관없이 대상자가 극도로 피로할 때까지 반복하여 실시하여 피로 유발전과 피로 유발후의 근전도 변화를 관찰하였는데 피로가 유발된 후에 종아리 세갈래근(triceps surae)의 근전도 평균값에 유의한 감소를 나타낸다고 보고하였다. 또 다른 연구로 Kim¹⁵은, 동력계와 표면 근전도를 이용하여 최대 수의적 등척성 수축시 성별에 따른 넵다리곧은근(rectus femoris)의 피로양상을 분석하기 위해 등척성 수축이 유발되도록 무릎관절이 60도 굴곡된 상태에서 편운동을 실시하였다. 그 결과 최대 수의적 수축력은 남자가 유의하게 높고, 피로지수는 수축력 수준에 따라 성별 간 변화의 양상이 다르다고 하였고, 특히 최대 수의적 수축력의 80%이상에서 근 피로가 높게 나타났다고 보고하였다.

이들 연구들에서 각 근육들의 최대 수의적 수축훈련을 통해서 근 피로가 유발되고 근력이 감소됨을 알 수 있었다. 이 연구는 최대 수의적 수축 훈련을 30회 실시한 결과 위 연구들과 비슷한 근력 감소로 인한 수의적 수축력이 감소되는 경향을 보였다. 이러한 이유는 수의적 근 수축을 장시간 지속하는 동안에 근 피로를 유발할 수 있기 때문에 근력이 감소되는 것으로 생각된다.

또한 본 연구에서 실효치 진폭과 적분 근전도는 시간의 변화에 따라 큰 변화가 없는 것으로 나타났다. 실효치 진폭은 근육의 활성도를 나타내는 지표이고,¹⁶ 실효치 진폭과 적분 근전도는 활성화된 운동단위의 수와 발화율(firing rate)을 반영하며, 일정한 힘으로 유지하는 등척성 수축동안 일시적인 증가 양상을 보인다.^{17,18} Basmajian와 De Luca¹⁷는 국소적인 근피로를 반복적인 자극에 대한 근육의 반응이 감소하는 것이라고 하였고, Downey¹⁹는 이것을 정상적인 근육의 생리적 반응이며 잠재하고 있는 운동단위가 감소한 것으로 보았다.

Nozaki 등²⁰과 Ollivier 등²¹에 의하면 지속적인 수의적 수축에 비해서 반복된 수의적 수축이 수축력에 비해 실효치 진폭에 크게 영향을 주지 않았다고 보고하였고, Ng 등²²도 16명의 정상인을 대상으로 등척성 수축을 통해 피로를 유발한 결과, 뒷갈래근

(multifidus)과 허리엉덩갈비근(iliocostalis lumborum)의 근활성도는 변화가 없었다고 하였다. 또 다른 연구로 반복적인 물건 들기(등장성 수축)작업에 따른 허리 주변 근육들의 근활성도와 근피로도에 대한 연구에서도 근활성도가 증가하는 양상을 보이지만 유의한 차이가 없었다고 보고하였다.

또한 적분근전도는 근력이 증가함에 따라 증가하고,²³ 근육 운동시 일량이 많아질수록 증가하는데 이것은 근육의 작업부담률이 증가하면서 근육동원과 이에 따른 근육 활동량이 증가하기 때문이라고 보고된 Komi 등²⁴의 연구와 위에 언급된 실효치 진폭과 관련된 선행 연구들로 미루어 볼 때 앞정강근 역시 반복된 수의적 수축에 의한 훈련에 의해서도 실효치 진폭이나 적분 근전도 자체에는 큰 영향을 주지 못하는 것으로 생각된다.

또한 본 연구에서 반복된 최대 수의적 수축훈련에 의한 중앙주파수는 시간의 흐름에 따라 감소되었다. Kim²⁵은 반복적인 물건 들기(등장성 수축)작업에 따른 허리 주변 근육들의 근활성도와 근피로도에 대한 연구에서 반복횟수가 많아질수록 근육들의 중앙주파수는 감소한다고 보고하였다.

Mannion과 Dolan²⁶은 피로 동안 골격근의 힘 발휘와 중앙 주파수의 감소가 선행관계가 있음을 밝혀냈다. 보통 수의적으로 근육을 수축하면, I형 섬유가 먼저 활동하고 힘이 더 증가될수록 강하지만 더 빨리 소모되는 II형 섬유가 활동상태가 된다. 하지만, 지속적으로 강한 운동을 할 때는 두 종류의 근육섬유가 적절한 비율로 동원되고, 최대 운동을 할 때는 모든 근섬유가 고빈도로 수축한다.²⁷

중앙주파수의 선행연구로 Lee 등²⁸은 등척성 운동 시에 운동 강도에 따른 중앙주파수의 특성을 알아보았다. 지근섬유로 다리의 가쪽넓은근(vastus lateralis), 속근섬유로 상지의 위팔두갈래근(biceps brachii)을 선택하여, 운동 강도를 다르게 하였는데 연구 결과, 위팔두갈래근에서 강도에 따른 기울기와 피로 지수에서 유의한 차이가 있다고 보고하였다.

근전도를 통한 근육의 피로도 분석에서 근육이 피로하게 되면 근전도 신호의 주파수 영역대가 고주파에서 저주파로 낮아지는 경향을 나타내는 것으로 알려져 있는데,¹⁷ 본 연구에서도 선행연구들의 결과들과 같이 수의적 등척성 수축 훈련을 반복적으로 시행했을 때 앞 정강근에서도 근피로도가 발생할수록 중앙주파수가 감소하며 타 근육보다 상대적으로 주파수 대역이 낮은 근육이라는 것을 알 수 있었다.

이 연구는 건강한 일반 20대 여성만을 대상으로 실시되었기 때문에, 운동선수나 나이가 많은 대상자 등을 대상으로 한 실험에 이를 확대해석하기에는 제한점이 있다. 따라서 향후에는 운동선수나 좀

더 나이가 많은 대상자를 상대로 한 연구가 필요할 것으로 생각된다.

V. 결론

이 연구는 최대 수의적 반복 수축 훈련에 의한 정상 성인 여성의 앞 정강근에 대한 근전도 신호의 변화 양상을 보고자 연구한 결과 앞 정강근이 최대 수의적 수축을 하는 동안 최대 수의적 등척성 수축과 중앙주파수는 모두 수축 횟수에 비례하여 감소하는 양상을 보이며, 최대 수의적 등척성 수축은 10회 반복 수축부터 급격히 낮아지나 중앙주파수는 반복 수축 훈련 횟수에 비례하면서 완만하게 낮아지는 특성을 알 수 있었다. 그러나 앞 정강근에서의 반복 최대 수축훈련은 실외치 진폭과 적분근전도에는 영향을 미치지 않는다는 것을 알 수 있었다.

향후 본 연구의 근전도 신호 변화 자료가 일반인과 스포츠 선수, 혹은 뇌졸중 환자를 대상으로 하는 하지 근육 강화나 균형 훈련에서 앞 정강근의 적절한 훈련 방법이나 피로도에 관련된 연구에서 기초자료로 활용 될 수 있을 것으로 생각된다.

참고문헌

1. Beck RJ, Andriacchi TP, Kuo KN et al. Changes in the gait patterns of growing children. *J Bone Joint Surg Am.* 1981;63(9):1452-7.
2. LeVeau BF, Williams M. Williams & lissner's biomechanics of human motion, 3rd ed. Pennsylvania, Philadelphia: W.B. Saunders CO, 1992:213-33.
3. Neumann DA. Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for physical rehabilitation. Missouri. Mosby publication, 2002:528-29.
4. Kim JT, Park SH. The displacement of center of pressure during adult female gait based on the body mass. *The Journal of Kyeongnam Sprots.* 2005;3(10):59-65.
5. Kim YS. The effects of fes on ankle dorsiflexors for the stroke patients. Dankook University. Dissertation of Master's Degree, 2005.
6. Kim EJ. The effects of gait training on treadmill and unstable surface and muscular activity in stroke Patients. Daegu Universtiy. Dissertation of Master's Degree, 2009.
7. Queralt A, Weerdesteyn V, van Duijnhoven HJ et al. The effects of an auditory startle on obstacle avoidance during walking. *J Physiol.* 2008;586(Pt 18):4453-63.
8. Seo SK, Kim SH, Kim TY. Evaluation of static balance in postural tasks and visual cue in normal subjects. *The Journal of Korean Society of Physical Therapy.* 2009;21(4):51-6.
9. Woo YG, Park JW, Choi JD et al. Electromyographic activities of lower leg muscles during static balance control in normal adults. *Journal of the Korean Academy of University Trained Physical Therapists.* 2004;11(2):35-45.
10. Kawakami Y, Amemiya K, Kanehisa H et al. Fatigue responses of human triceps surae muscles during repetitive maximal isometric contractions. *J Appl Physiol.* 2000;88(6):1969-75.
11. Roy SH, Bonato P, Knaflitz M. EMG assessment of back muscle function during cyclical lifting. *J Electromyogr Kinesiol.* 1998;8(4):233-45.
12. Jung SG, Lee JW. Changes of Maximal Isometric Contraction and Fatigue of Quadriceps Femoris Muscle by NMES. *Journal of the Korean Academy of Clinical Electrophysiology.* 2004;2(1):49-57.
13. Ok JY. Repeatability of the regression lines for filtered median frequency data acquired from fatiguing isotonic exercise EMG signals. Yonsei University. Dissertation of Master's Degree, 2001.
14. Hong WS, Kim GW, Kim BK et al. A electromyographic fatigue analysis of the gastrocnemius and soleus. *The Journal of Korean Society of Physical Therapy.* 2002;14(4):487-97.
15. Kim YN. The analysis of rectus femoris muscle fatigue patterns according to sex using dynamometer and semg during isometric contraction in normal subjects. *The Journal of Korean Society of Physical Therapy.*

- 2007;19(3):11-7.
16. Holtermann A, Roeleveld K, Karlsson JS. Inhomogeneities in muscle activation reveal motor unit recruitment. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15(2):131-7.
 17. Basmajian JV, De Luca CJ. *Muscles alive: Their functions revealed by electromyography.* 5th ed. Baltimore, Williams & Wilkins, 1985:203.
 18. De Luca CJ. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Crit Rev Biomed Eng.* 1984;11(4):251-79.
 19. Downey JA. *The physiological basis of rehabilitation medicine.* 2nd ed. Nassacgyssetts, Boston, Butterworth-Heinemann, 1994:125-30.
 20. Nozaki D, Kawashima N, Aramaki Y et al. Sustained muscle contractions maintained by autonomous neuronal activity within the human spinal cord. *J Neurophysiol.* 2003;90(4):2090-7.
 21. Ollivier K, Portero P, Maisetti O et al. Repeatability of surface EMG parameters at various isometric contraction levels and during fatigue using bipolar and laplacian electrode configurations. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15(5):466-73.
 22. Ng JK, Richardson CA, Jull GA. Electromyographic amplitude and frequency changes in the iliocostalis lumborum and multifidus muscles during a trunk holding test. *Phys Ther.* 1997;77(9):954-61.
 23. Komi PV, Tesch P. EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1979;42(1):41-50.
 24. Komi PV, Kaneko M, Aura O. Emg activity of the leg extensor muscles with special reference to mechanical efficiency in concentric and eccentric exercise. *Int J Sports Med.* 1987;8 Suppl 1:22-9.
 25. Kim WH. Electromyographic analysis of muscle activity and fatigue of the paraspinal muscles during a repetitive lifting task. *Journal of the Korean Academy of University Trained Physical Therapists.* 2009;16(3):16-23.
 26. Mannion AF, Dolan P. Relationship between myoelectric and mechanical manifestations of fatigue in the quadriceps femoris muscle group. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1996;74(5):411-9.
 27. Edstrom L, Grimby L. Effect of exercise on the motor unit. *Muscle Nerve.* 1986;9(2):104-26.
 28. Lee SY, Shin HK, Cho SH. Characteristics of median frequency according to the load during fatiguing isometric exercise. *Journal of the Korean Academy of University Trained Physical Therapists.* 2003;10(3):141-9.