

## 등척성 운동시 운동강도에 따른 중앙주파수의 특성

이수영, 신화경  
연세대학교 대학원 재활학과  
조상현  
연세대학교 보건과학대학 물리치료학과 및 보건과학연구소

### Abstract

### Characteristics of Median Frequency According to the Load During Fatiguing Isometric Exercise

Lee Su-young, M.Sc., P.T.  
Shin Hwa-kyung, M.Sc., P.T.

Dept. of Rehabilitation Therapy, The Graduate School, Yonsei University

Cho Sang-hyun, Ph.D., M.D.

Dept. of Physical Therapy, College of Health Science, Yonsei University

Institute of Health Science, Yonsei University

Median frequency can be regarded as a valid indicator of local muscle fatigue. As local muscle fatigue develops, the muscle fiber conduction velocity decreases, the fast twitch fibers are recruited less, and consequently the median frequency shifts toward the lower frequency area. The aim of this study was to test the characteristics of the median frequency according to exercise load (30% and 60% of MVC on the biceps brachii, 40% and 80% of MVC on the vastus lateralis) during the fatiguing isometric exercise. Thirteen healthy male volunteer students of Yonsei University were recruited. After the testing maximal voluntary isometric contraction, three variables (initial median frequency, regression slope, fatigue index) from the regression line of MDF data were measured in each exercise load. The results showed that the regression slope and fatigue index were significantly different for the biceps brachii, but not for the vastus lateralis initial MDF was not significant difference according to the exercise load on both muscles. The regression slope and fatigue index could monitor physiologic muscle change during fatiguing isometric exercise. The results showed that two MDF variables reflect the local muscle fatigue according to the exercise load.

**Key Words:** Exercise load; Isometric exercise; Median frequency.

## I. 서론

치료를 목적으로 하는 운동에서 운동의 종류, 방법 및 강도를 결정하는 데 특정 근육의 국소적 피로도도는 매우 중요한 기준이 되지만, 이를 생체에서 객관적으로 평가하기는 매우 어려웠다. 즉, 어느 방법이든 대상자의 협조 정도에 따라 또는 대상자의 주관적 판단 차이에 따라 피로 발생시점이 달라질 수 있는 오류가 생길 수 있다. 이를 해결하기 위해서는 피로 발생 정도를 수치화하고 정량화하는 방법이 모색되어야 한다(조상현, 2000).

Hennemann 등(1974)이 크기의 원리(size principle)를 제시한 이래로 근 수축에 있어서 운동신경원(motor neuron)과 운동단위 활동(motor unit activity)의 양적인 변화를 연구하기 위해 시평면(time domain)과 주파수 평면(frequency domain)의 관점에서 표면근전도(surface electromyography) 신호에 대한 분석이 발전되어 왔다(Andearssen과 Arendt-Nilsen, 1987; Basmajian과 De Luca, 1985).

시평면 관점에서의 표면근전도 신호에 대한 분석은 주로 표면근전도 신호의 진폭(amplitude)을 반영한 RMS (root mean square)와 적분EMG (intergrated EMG)를 구하는 방법이며, 주파수 평면의 관점에서 표면근전도 신호분석은 중앙주파수(median frequency: MDF) 등을 지표로 사용하는 주파수 스펙트럼분석법(frequency spectrum analysis)이다(Basmajian과 De Luca, 1985; Bigland와 Lippold, 1991; Macaluso 등, 2000). RMS와 적분EMG는 활성화된 운동단위의 수와 발화율(firing rate)을 반영하며, 일정한 힘으로 유지하는 등척성 수축 동안 일시적인 증가 양상을 보인다(Basmajian과 De Luca, 1985; De Luca, 1984). 중앙주파수는 활동전위 전도속도(action potential conduction velocity), 속근섬유의 동원비와 조성비에 비례하기(Basmajian과 De Luca, 1985; Johnson

등, 1973; Kupa 등, 1995; Linssen 등, 1991; Mannion 등, 1998; Solomonow, 1990; Zwarts 등, 1987) 때문에 국소적 근피로가 발생함에 따라 근섬유 전도속도가 감소함으로써 속근섬유의 동원이 감소하고 지근섬유의 동원은 증가하여 결과적으로 중앙주파수는 저주파수 대역으로 이동하게 된다(Basmajian과 De Luca, 1985; Biedermann 등, 1991; Gerdle과 Elert, 1994; Merletti와 Roy, 1996; Stulen과 De Luca, 1978).

운동강도와 근육의 종류에 따른 주파수 분석에 관한 연구를 살펴보면 이츠히 등(1999)은 넵다리네갈래근에 최대 근력의 10%, 30%, 50%, 70%의 부하를 주고 등속성 운동을 한 결과 70%의 부하에서 주파수가 가장 크게 감소하였으며, 위치감각의 오차도 현저하게 증가하였다고 하였다.

본 연구에서는 지근섬유가 피로에 저항성이 있으며 속근섬유는 피로에 약하다는 전제하에 지근섬유로는 하지의 가쪽넓은근, 속근섬유로는 상지의 위팔두갈래근을 각각 선택하여, 운동강도를 다르게 했을 때 각각의 근피로도를 알아보고자 하였다. 이때 근육의 국소 근피로를 알아보기 위하여 주파수 스펙트럼분석을 이용하여 얻은 중앙주파수의 회귀직선 변수인 초기중앙주파수, 피로지수, 기울기를 변수로 정하였다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상

본 연구의 대상자는 연세대학교 원주 캠퍼스에 재학 중인 건강한 성인 남자 13명으로 하였다. 대상자 선정기준은 최근 1년 동안 근골격계 또는 신경계에 손상이 없는 자로 하였다. 실험 전에 본 연구의 목적과 방법에 대하여 연구대상자에게 충분히 설명한 후 자발적인 동의를 얻었다.

연구대상자의 평균연령은 24.9세, 신장은

표 1 . 연구대상자의 일반적인 특성

(N=13)

	연령(세)	신장(cm)	체중(kg)
평균±표준편차	24.9±2.1	173.3±4.2	65.4±11.5

173.3 cm, 그리고 체중은 65.4 kg이었다(표 1).

## 2. 근전도 신호의 기록

선택된 근육의 근전도 신호를 측정하기 위하여 표면근전도(MP100WSW<sup>1)</sup>)를 사용하였다. 표면근전도의 전극(electrode)은 AE-131 circular surface EMG disposable electrode s<sup>2)</sup>를 사용하였다. 전극 배치는 직경 12 mm의 원형 금속디스크 3개로 중심간 거리(center-to-center distance) 20 mm인 정삼각형으로 배열되어 있는데, 활성전극(active electrode)과 기준전극(reference electrode)은 근섬유 방향으로, 접지전극(ground electrode)은 이들 전극의 가측이나 내측에 고정되어 있다. 금속전극들의 바탕을 이루는 압축 스펀즈디스크는 유연하여 근육 곡면에 접촉이 잘 되고 바닥면은 접착력이 있는 표면(self-adhesive surface)이며, 케이블과 연결되는 부위는 똑딱식 버튼(snap button)으로 되어 있다. 근전도 아날로그 신호는 MP100WSW<sup>3)</sup> 시스템으로 보내져 디지털 신호로 바뀐 다음, 개인용 컴퓨터에서 Acqknowledge 소프트웨어를 이용하여 필터링과 기타 신호처리를 하였다. 근전도 신호의 저역통과필터(band pass filter)는 30~150 Hz로, 노치필터(notch filter)는 60 Hz로 정하였으며 신호의 표본추출률(sampling rate)은 1024 Hz로 설정하였다.

표면근전도 신호는 팔굽관절 굽힘근의 위팔두갈래근과 무릎관절 펴는 근육의 가쪽넓은근에서 기록되었다. 표면전극은 근육이 수축함에 따라 근복(muscle belly)의 위치가 변하는 것

을 고려하여 위팔두갈래근은 팔굽관절을 90°로 구부렸을 때 촉진되는 근복의 아래쪽 1/3 지점에 부착하였고, 가쪽넓은근은 전상장골극(anterior superior iliac spine)과 슬개골(patella)을 연결하는 선에서 약간 바깥쪽으로 비스듬한 곳인 슬개골 3~5 cm 위에 부착하였다. 표면근전도에 대한 피부저항을 감소시키기 위해 부착부위를 가는 사포로 3~4회 문질러 피부각질층을 제거하고, 소독용 알코올로 피부지방을 제거한 후에 소량의 전해질겔(electrolyte gel)을 바른 표면전극을 피부에 부착하였다. 접지전극은 동측 손등 혹은 슬개골에 부착하였다.

## 3. MP100 토크 감지기 설정

토크 감지기과 연결되어 나오는 근전도 신호처리를 위한 설정 중 여과기(filter)는 5 Hz 저역통과필터로 설정해 놓았으며 N-K 테이블에 대상자의 무릎관절이 110°가 되도록 고정된 상태에서 나온 근 수축력값(kg·cm)과 이때 MP100WSW에서 나온 신호의 평균값(volt)을 무부하 상태의 평균값으로 정하고 일정 무게(4.5kg)를 얹어서 나온 토크값과 MP100WSW에서 나온 신호의 평균값을 구한 후 단위변환을 하였다(그림 1).

## 4. 최대 근 수축력

위팔두갈래근, 가쪽넓은근 각각에 운동강도를 정하기 위하여 최대 근 수축력(maximal isometric exercise)을 측정하였다. 전체 두번을 실시한 값 중 평균치로 얻었다. 위팔두갈래근은 앉은 자세에서 우세팔의 어깨관절 90°, 팔굽관절 90°로 고정하고 손목에 커프를 착용한 상태에서 등척성으로 최대 수축을 하

1) BIOPAC system Inc. CA. USA.

2) NeuroDyne Medical Corp. MA. USA.

3) BIOPAC system Inc. CA. USA.



그림 1. MP100WSW 토크 감지기

도록 독려하였다. 가쪽넓은근은 앉은 자세에서 우세다리쪽의 무릎을 70°로 고정하고 발목에 커프를 착용한 상태에서 등척성으로 최대 수축을 하도록 독려하였다.

#### 5. 등척성 운동수행과 피로발생

대상자는 위팔두갈래근의 등척성 운동 시 최대 등척성 수축력의 30%와 60% 부하로 실시하고, 가쪽넓은근은 최대 등척성 수축력의 40%와 80% 부하를 적용하여 등척성 운동을 실시하였다. 적용 순서를 무작위화하였고, 한 근육 측정 후 10분 휴식을 하고 다음

근육을 측정하였다(그림 2).

#### 6. 신호처리

연세대학교 의용학과에서 제작한 주파수 분석 전문 소프트웨어인 'Romeo'를 이용하여 등척성 운동에 대한 표면근전도 신호를 매 .5 초 동안, 즉 256개의 근전도 신호를 모아서 FFT (fast fourier transformation)로 주파수 스펙트럼을 얻은 후, 이를 대표하는 하나의 중앙주파수를 구하였다. 최초의 FFT 후 근전도 신호가 64개씩 몰려나면서 FFT가 반복되어 192개의 근전도 신호가 앞의 FFT 구간과 중복되는 방법 즉, moving FFT를 하였다. 이 방식을 운동시행 전체구간에서 반복한 결과 1초에 평균 8개의 중앙주파수값을 얻을 수 있으므로 일정한 운동시간 안에 보다 높은 밀도의 중앙주파수 자료를 얻을 수 있었다. 일차로 얻은 중앙주파수 자료에는 많은 잡음(random noise)이 있어 느린 감소 추세선을 깨끗하게 볼 수 없었다. 잡음을 없애기 위하여 저역통과필터를 적용시켜 FFT한 후 주요 신호(main signal)의 주파수 대역을 확

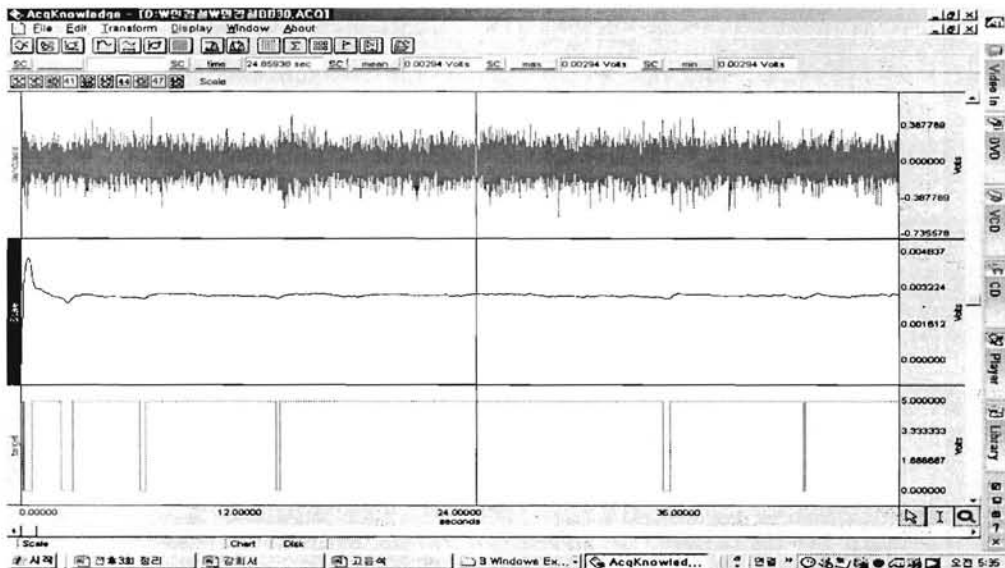


그림 2. 30% 위팔두갈래근의 등척성 운동 시 표면근전도 신호 수집

인한 결과 .028 Hz 이하에서 나타났다. 따라서 cut off frequency를 .028 Hz로 정하여 이하의 성분만 받아들여 다시 Inverse FFT를 시행하였다.

시간에 대한 중앙주파수 회귀분석을 통해 중앙주파수 회귀직선 변수인 초기중앙주파수, 피로지수, 기울기를 얻어 종속변수로 하였다. 피로지수는 다음과 같은 공식으로 구하였다.

$$\text{피로지수} = \frac{\text{초기중앙주파수} - \text{마지막중앙주파수}}{\text{초기중앙주파수}} \dots\dots\text{공식}$$

### 7. 분석방법

위팔두갈래근의 30%와 60%, 그리고 가쪽넓은근의 40%와 80%를 검정하기 위하여 독립표본 t-검정(independent t-test)을 사용하였다. 자료의 통계처리는 상용 통계프로그램인 윈도우용 SPSS (statistical package for the social science) version 10.0을 이용하였다. 유의성을 검정하기 위하여 유의수준  $\alpha = .05$ 로

하였다.

## III. 결과

### 1. 초기중앙주파수

중앙주파수의 회귀직선 변수 중 초기중앙주파수는 위팔두갈래근에서 최대 등척성 운동의 30%와 60% 에서 각각 86.9와 87.23, 가쪽넓은근에서는 40%와 80%에서 각각 79.45와 86.36로 나타나 강도가 증가함에 따라 초기중앙주파수가 증가함을 보여주었으나 통계학적으로 유의한 차이는 없었다( $p > .05$ )(표 2). 또한 위팔두갈래근이 가쪽넓은근보다 낮은 강도임에도 불구하고 초기중앙주파수의 값이 더 크게 나타났다.

### 2. 기울기

위팔두갈래근에서 기울기는 최대 등척성 운동의 30%와 60% 강도에서 -.011과 -.049로 유의한 차이가 있었다( $p < .05$ ). 가쪽넓은근에서는 40%와 80% 강도에서 각각 -.022와

표 2. 상지와 하지에서의 강도에 따른 초기중앙주파수 변화 (N=13)

	강도	평균	표준편차	t	p
위팔두갈래근	MVC의 30%	86.9	9.08	.095	.925
	MVC의 60%	87.23	8.22		
가쪽넓은근	MVC의 40%	79.45	11.76	1.752	.093
	MVC의 80%	86.36	8.08		

표 3. 상지와 하지에서의 강도에 따른 기울기 변화 (N=13)

	강도	평균	표준편차	t	p
위팔두갈래근	MVC의 30%	-.011	.014	3.5	.003
	MVC의 60%	-.049	.037		
가쪽넓은근	MVC의 40%	-.022	.035	.844	.407
	MVC의 80%	-.033	.030		

표 4. 상지와 하지에서의 강도에 따른 피로지수 변화

(N=13)

	강도	평균	표준편차	t	p
위팔두갈래근	MVC의 30%	2.28	2.22	2.788	.010
	MVC의 60%	5.32	3.25		
가쪽넓은근	MVC의 40%	2.08	2.59	.640	.528
	MVC의 80%	2.68	2.18		

-.033으로 운동강도가 증가함에 따라 기울기는 크게 감소함을 알 수 있었으나, 통계학적으로 유의한 차이는 없었다( $p>.05$ )(표 3).

### 3. 피로지수

위팔두갈래근 피로지수는 최대 등척성 운동의 30%와 60% 강도 비교 시 각각 2.28과 5.32로 유의한 차이가 있었다( $p<.05$ ). 가쪽넓은근에서는 최대 등척성 운동의 40%와 80% 강도 비교 시 각각 2.08과 2.68로 운동강도가 증가함에 따라 피로지수는 증가하였으나 유의한 차이는 없었다( $p>.05$ )(표 4).

## IV. 고찰

주파수 스펙트럼분석은 전극에 의한 영향이 상대적으로 적고 그 변화가 근 전도속도나 운동단위 전위의 특성과 그 외 여러 가지 생리·생화학적 변화와 관계가 깊은 것으로 보고되어 피로도 측정 등의 근육의 기능적 특성에 대한 연구에 빈번히 사용되고 있다. 피로 유발 시에 나타나는 주파수 스펙트럼의 변화는 젖산의 축적에 따라 세포 내가 증가하고 따라서 트로포닌(troponin)에 결합하는 과정이 방해받아 운동력을 유지하기 힘든 피로 상태가 유발된다고 하였는데(Fitts와 Holloszy, 1976), 이때 pH의 감소에 따라 근막의 흥분도가 감소하여 근 전도속도가 느려지기 때문에 주파수 스펙트럼이 저주파 대역으로 이동한다고 설명하여 근 전도속도의 변

화가 스펙트럼 변화의 주된 요인이라 하였다(Eberstein과 Beattie, 1985).

이러한 주파수 특성의 이동은 운동단위에서 일어나는 추가적인 운동단위 동원(recruitment), 근단위 동기화(synchronization), 그리고 근섬유 전도속도의 변화와 같은 다양한 전기생리학적 현상을 반영한다(Stulen과 De Luca, 1978). 표면근전도 주파수분석과 같은 비침습성 근육 생검법을 이용하면 재활프로그램, 스포츠 훈련, 기능적 신경근 자극 동안 피로를 모니터링할 때 근 조건을 정량화하고 근섬유의 조성을 측정할 수 있다(Merletti 등, 1995).

Type II 근섬유의 분포가 많을수록 중앙주파수의 기울기가 더욱 감소하고 운동 지속시간이 감소하며, 운동의 반복횟수도 감소한다. 또한 낮은 초기주파수보다 높은 초기주파수인 경우 주파수의 감소폭이 더 증가된다(Gerdle 등, 1998). 이는 Type II 근섬유가 많을수록 높은 초기주파수를 보이기 때문이다(Gerdle 등, 1998; Kupa 등, 1995). 남자의 경우 위팔두갈래근과 가쪽넓은근에서 Type II 근섬유의 분포가 여자에 비해 일반적으로 높다(Miller 등, 1993). 270명의 건강한 좌식 생활을 하는 사람(sedentary)과 148명의 신체 활동이 활발한(physically active) 남녀를 대상으로 한 대규모 연구에서, 속근섬유 비율이 남성에서 더 높았고, 모든 섬유 형태(fiber type)의 평균 횡단면적(cross-sectional area: CSA)도 남성이 더 높았다(Simmoneau and Bouchard, 1989). 이런 발견들은 다른 연구자

들에 의해서도 기술되었다(Bilodeau 등, 1992). Cioni 등(1994)의 연구에 의하면 앞정강이근(tibialis anterior)의 10~100%까지의 단계적인 등척성 운동 동안 중앙주파수값을 보였고, 100% 최대 등척성 운동에서만 차이가 없었다. 본 연구도 이러한 이유로 대상자를 남성으로 한정하였다.

이영희(1994)에서도 근육간의 차이를 살펴보면 일반적으로 Type II 근섬유의 비율이 높은 근육에서 피로도가 높았다고 하였다. Johnson 등(1973)의 연구에서 위팔두갈래근의 지근섬유 비율은 42.3%, 속근섬유 비율은 57.7%이고 가쪽넓은근의 느린근섬유 비율은 37.8%, 빠른근섬유 비율은 67.8%로 더 높은 것으로 나타났는데 즉, 위팔두갈래근이 가쪽넓은근에 비해 Type II 근섬유의 비율이 높기(Miller 등, 1993) 때문에 그리고 부하별로 등척성 운동을 하기 위해 최대 등척성 운동을 측정할 때 대상자들의 의지에 따라서 본래 가지고 있는 최대 운동력보다 10~30% 낮게 측정될 수 있기 때문에(Barrata 등, 1998), 본 연구에서도 피로지수와 기울기에서 가쪽넓은근이 유의한 차이가 없었던 것 같다.

초기중앙주파수는 근육 내의 속근섬유가 차지하는 비율과 관련된다. 중앙주파수의 초기 증가는 직경이 큰 섬유인 속근 운동단위(fast twitch motor unit)의 징집에 의해 야기된다. 큰 섬유는 더 빠른 전도속도(conduction velocity)를 가지고 있으므로 스펙트럼 상에서 고주파 대역 증가로 나타난다(Ng와 Richardson, 1996). 본 연구의 결과에서처럼 옥준영 등(2000)도 근육 위치에 따라 초기중앙주파수에서는 유의한 차이가 없었다.

본 연구에서 대상자의 최대 등척성 운동에 관한 신뢰성과 고강도 이후의 휴식시간의 부족으로 근 피로도의 유발을 배제하지 못하였다. 그리고 여성을 대상으로 하지 않는 이유를 제시하였지만 남성 대상자와 상관성을 비교해 볼만하고 대상자의 수를 보다 늘려 일반

화를 적용시키는 것이 바람직하다 생각된다.

## V. 결론

본 연구는 등척성 운동시 운동강도에 따른 즉, MVC의 30%, 60% 위팔두갈래근, MVC의 40%, 80% 넓다리네갈래근에 대한 초기중앙주파수, 피로지수, 기울기 차이로 국소적 근피로도를 분석하고자 하였다. 그 결과 13명의 건강한 성인남자에서 강도별에 따른 초기중앙주파수는 위팔두갈래근과 가쪽넓은근 각각에서 유의한 차이가 없었다( $p>.05$ ). 위팔두갈래근에서 강도별에 따른 기울기와 피로지수 각각 유의한 차이가 있었으나( $p<.05$ ) 가쪽넓은근에서는 유의한 차이가 없었다( $p>.05$ ). 따라서 중앙주파수의 회귀직선 변수는 강도에 따른 근육의 피로정도를 반영한다고 볼 수 있다.

## 인용문헌

- 이영희, 전세일, 박창일. 자발적 수축시 근활동전위의 주파수 분석에 의한 인체골격근의 특성. 대한재활의학회지. 1994;18:311-327.
- 원종임, 조상현, 이충휘, 등. 등속성 운동시 근전도 주파수 분석에서 얻은 피로지수의 특성. 한국전문물리치료학회지. 2001;8(3):11-26.
- 옥준영. 등장성 운동시 근전도 중앙주파수 변화에 대한 회귀직선의 신뢰도 평가. 연세대학교 대학원, 석사학위논문, 2000.
- 이충휘, 최종덕, 이강노, 등. 근피로를 유발하는 운동강도 변화가 슬관절의 위치감각 인지에 미치는 영향. 한국전문물리치료학회지. 1999;6:22-37.
- 조상현. 근전도 중간주파수 변화를 이용한 근피로 측정방법 및 시스템. 0-2000-0046703. 학교법인 연세대학교, 주식회사

- 바이오트론. 2000
- Andearssen S, Arendt-Nilsen. Muscle fiber conduction velocity in motor units of human anterior tibial muscle: A new size principle parameter. *J Physiol.* 1987;39:561-571.
- Barrata RV, Solomonow M, Zhou BH, et al. Methods to reduce the variability of EMG power spectrum estimates. *J Electromyogr Kinesiol.* 1998;8:279-285.
- Basmajian JV, De Luca CJ. *Muscle Alive.* 5th ed. Baltimore, Willams & Wilkins, 1985.
- Biedermann HJ, Shanks GL, Forest WJ, et al. Power spectrum analyses of electromyographic activity, discriminators in the differential assessment of patients with chronic low-back pain. *Spine.* 1991;16(10):1179-1184.
- Bigland B, Lippold OCJ. The relation between force, velocity, and integrated electrical activity in human muscles. *J Physiol.* 1991;123:214-224.
- Bilodeau M, Arsenault AB, Gravel D, et al. The influence of an increase in the level of force on the EMG power spectrum of elbow extensors. *Eur J Appl Physiol.* 1992;61:461-466.
- Cioni R, Giannini F, Paradiso C, et al. Sex differences in surface EMG interference pattern power spectrum. *J Appl Physiol.* 1994;77(5):2163-2168.
- De Luca CJ. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Crit Rev Biomed Eng.* 1984; 11:251-279.
- Eberstein A, Beattie B. Simultaneous measurement of muscle conduction velocity and EMG power spectrum changes during fatigue. *Muscle & Nerve.* 1985;8(9):768-773.
- Fitts RH, Holloszy JO. Lactate and contractile force in frog muscle during development of fatigue and recovery. *Am J Physiol.* 1976;231:430-433.
- Gerdle B, Elert J. The temporal occurrence of the mean power frequency shift of the electromyogram during maximum prolonged dynamic and static working cycles. *Int J Sports Med.* 1994;5: S32-S37.
- Gerdle B, Kalsson S, Crenshaw AG, et al. The relationship between EMG and muscle morphology throughout sustained static knee extension at two submaximal force levels. *Acta Physiol Scand.* 1998;160:341-351.
- Johnson MA, Polgar J, Weightman D. Data on the distribution of the fibre types on thirty-six human muscles on the autopsy study. *J Neurol Sci.* 1973; 18(1):111-129.
- Krivickas LS, Taylor A, Maniar RM, et al. Is spectral analysis of the surface electromyographic signal a clinically useful tool for evaluation of skeletal muscle fatigue? *J Clin Neurophysiol.* 1998;15(2):138-145.
- Kupa KJ, Roy SH, Kandarian SC, et al. Effects of muscular fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *J Appl Physiol.* 1995; 79:23-32.
- Linssen WH, Stegeman DF, Joosten EM, et al. Fatigue in type I fiber predominance: A muscle force and surface EMG study on the relative role of type and fast twitch muscle fibers.



- Muscle & Nerve. 1991;4(9): 829-839.
- Macaluso A, De Vito G, Felici F, et al. Electromyogram changes during sustained contraction after resistance training in women training in women in their 3rd and 8th decades. *Eur J Appl Physiol.* 2000;82(5-6):418-424.
- Mannion AF, Dumas GA, Stevenson JM, et al. The influence of muscle fiber size and type distribution on electromyographic measures of back muscle fatigability. *Spine.* 1998;23(5):576-584.
- Merletti R, Roy S. Myoelectric and mechanical manifestations of muscle fatigue in voluntary contractions. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1996;4(6): 342-353.
- Miller AE, MacDougall JD, Tarnopolsky MA, et al. Gender differences in strength and muscle fiber characteristics. *Eur J Appl Physiol.* 1993;66:254-262.
- Merletti R, Lo Conte LR, Sathyan D. Repeatability of electrically-evoked myoelectric signals in the human tibialis anterior muscle. *J Electromyogr Kinesiol.* 1995;5(2):67-80.
- Ng JK, Richardson CA. Reliability of electromyographic power spectral analysis of back muscle endurance in healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996;77:259-264.
- Simmoneau JA, Bouchard C. Human variation in skeletal muscle fiber-type proprioception and enzyme activities. *Am J Physiol.* 1989;257:567-572.
- Solomonow M, Baten C, Smit J, et al. Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies. *J Appl Physiol.* 1990;68(3):1177-1185.
- Stulen FB, De Luca CJ. The relation between the myoelectric signal and physiological properties of constraint-force isometric contractions. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1978; 45(6):681-698.
- Wretling ML, Henriksson-Larsen K, Gerdle B. Inter-relationship between muscle morphology, mechanical output and electromyographic activity during fatiguing dynamic knee-extensions in untrained females. *Eur J Appl Physiol.* 1997;76:483-490.
- Zwarts MJ, van Weerden TW, Haenen HT. Relationship between average muscle fibre conduction velocity and EMG power spectrum during isometric contraction, recovery and applied ischemia. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1987;56(2): 212-216.