등속성 운동 시 근전도 주파수 분석에서 얻은 피로지수의 특성

원종임
대원과학대학 물리치료과
조상현, 이충휘, 권오윤
연세대학교 보건과학대학 재활학과 및 보건과학연구소
이영희, 박정미
연세대학교 원주의과대학 재활의학교실

Abstract

Characteristics of the Fatigue Index in EMG Power Spectrum Analysis During Isokinetic Exercise

Won Jong-im, Ph.D., P.T.
Dept. of Physical Therapy, Daewon Science College
Cho Sang-hyun, Ph.D., M.D.
Yi Chung-hwi, Ph.D., P.T.
Kwon Oh-youn, Ph.D., P.T.
Dept. of Rehabilitation Therapy, College of Health Science, Yonsei University
Institute of Health Science, Yonsei University
Lee Young-hee, Ph.D., M.D.
Park Jung-mi, Ph.D., M.D.
Dept. of Rehabilitation Medicine, Wonju Christian Hospital
Wonju College of Medicine, Yonsei University

In rehabilitation programs involving muscle re-education and endurance exercise, it is necessary to confirm when fatigue occurs. It is also necessary to quantify fatigue, to confirm whether the muscle has been exercised sufficiently. In general, as fatigue occurs, the force-generating ability of the muscle is reduced. If the median frequency (MDF) obtained from electromyogram (EMG) power spectrum is correlated highly with work, then the timing and degree of fatigue may be confirmed. This study examined the relationship between work and MDF obtained from the EMG power spectrum during repetitive isokinetic exercise. Surface EMG signals were collected from biceps brachii and vastus lateralis of 52 normal subjects (26 males, 26 females) at 120°/sec and 60°/sec while performing an isokinetic exercise. The exercise was finished at 25% of peak work. MDF data was obtained using a moving fast Fourier transformation (FFT), and random noise was removed using the inverse FFT, then a new MDF data was obtained from the main signal. There was a high correlation between work and MDF during repetitiv isokinetic exercise in the biceps brachii and vastus lateralis of males and the biceps brachii of females (r=.50 .77). However, there was a low correlation between work and MDF in the vastus lateralis of females (r=.06 .19).

Key Words: Electromyogram; Isokintic exercise; Median frequency; Muscle fatigue; Work.

I. 서론

근육의 피로는 근 장력을 최대로 유지시킬 수 있는 능력의 손실로 정의된다(Bigland-Ritchie 등, 1986; Vollestad, 1997; Vollestad 등, 1988). 사람이 근육을 최대 수축 상태로 유지할 수 있는 시간은 2 3초 밖에 안되는 반면, 최대 수축의 15%에서는 10분 이상 그 힘을 유지시킬 수 있는 것으로 밝혀졌다(성호경과 김기환, 1997). 근 피로의 원인은 운동계의 모든 단계에서 올 수 있으나 가장 흔한 원인은 저장된 에너지 또는 에너지 대사에 쓰일 기질의 고갈, 에너지 생성 작용에 필요한 효소의 고갈, 산소의 공급부족 그리고 대사 노폐물이나 열의 축적 때문에 대사 작용이 방해받을 때 등이다(김진호와 한태륜, 1999; Duchêne과 Goubel, 1990). 이러한 근 피로의 결과는 불쾌, 능률저하, 그리고 어떤 자극에 대한 반응능력의 상실 등이다(이우주, 2000).

피로를 확인하는 방법에 있어 가장 널리 이용되는 것 중 하나로 표면전극을 이용한 근전도 측정방법이 있는데(Petrofsky, 1979; Seroussi 등, 1989; Vollestad, 1997), 이 방법은 크게 두 가지 방법으로 나뉜다. 그 하나는 근전도 신호의 진폭을 반영한 Root Mean Square (RMS)값을 구하는 방법이고, 다른 하나는 주파수 스펙트럼 분석에 의한 중앙주파수(median power frequency)와 평균주파수(mean power frequency)값을 구하는 방법이다(이영희 등, 1994; Ament 등, 1993; De Luca, 1984). 근전도의 진폭과 관련된 연구에서는, 근육이 최대로 수축할 때 최대 근 수축력과 근전도 진폭은 서로 평행하게 감소된다고 하여 피로 발생의 증거로 주장되어 왔으나, 근육을 최대하(submaximal)로 수축시킬 때는 진폭이 일정하게 유지되거나 점차적으로 증가하는 것으로 관찰되었다(Christensen과 Fuglsang-Frederiksen, 1988; De Luca, 1984; Fallentin 등, 1993; Geuvel 등, 2000; Mengshoel 등, 1995; Portney, 1988). 또한 근육의 길이와 수축력이 변하는 역동적 운동에서 근전도의 진폭과 근 수축력은 일관성이 없는 것으로 드러나, 진폭을 반영한 RMS값을 구하는 방식은 잘 이용되지 않는다(Gerdle 등, 2000; Vollestad, 1997).

따라서 본 연구에서는 원래의 신호를 Fast Fourier transformation (FFT)하여 얻은 주파수 스펙트럼 분석 방식을 선택하였다. 스펙트럼 분석 연구에 의하면 근육이 피로함에 따라 고주파수대는 감소하고 저주파수대는 증가하여, 주파수 스펙트럼이 저주파수대로 이동한다는 사실이 밝혀졌다(Basmajian과 De Luca, 1985; De Luca, 1984; Fugl-Meyer 등, 1985; Gerdle 등, 1989; Moxham 등, 1982; Petrofsky와 Lind, 1980; Potvin과 Bent, 1997). 주파수 스펙트럼 분석에서는 평균주파수값과 중앙주파수값을 얻을 수 있는데, 그 중 중앙주파수값이 신뢰성이 있고 일관성이 있으며, 원래의 스펙트럼 성질을 잘 반영하여 가장 많이 이용된다(Basmajian과 De Luca ,1985; Vollestad, 1997). 이러한 특성으로 인하여 본 연구에서도 중앙주파수값을 구하여 분석하였다.

일반적으로 피로 발생시점을 결정하는 방법에는 두 가지가 있는데, 첫째 대상자의 입장에서 대상자 스스로가 피로를 느껴 운동수행을 포기하는 방법이 있고(Baratta 등, 1998;

Potvin, 1997), 둘째, 연구자의 입장에서 대상자의 지구력을 측정하거나(Hagberg, 1981; Vollestad 등, 1988), 역동적 운동 시 지정된 속도나 관절운동범위를 유지하지 못할 때를 피로가 발생되는 시점으로 결정하는 방법이 있다(Ebenbichler 등, 1998; Masuda 등, 1999). 어느 방법이든 대상자의 협조정도에 따라 또는 대상자의 주관적 판단의 차이에 따라 피로 발생시점의 판단은 달라질 수 있는 오류가 생길 수 있다. 이를 해결하기 위해서는 피로 발생정도를 수치화하고 정량화하는 방법이 모색되어야 한다(조상현, 2000). 또한 훈련시키고자 하는 근육이 정확히 운동되어졌는지 아니면 다른 근육이 보상작용을 하였는지 확인하기 위해 피로의 정량적 분석은 필수적이다(Basmajian과 De Luca, 1985).

근육의 국소적 피로와 관련된 이전의 연구를 살펴보면, 등척성 운동 시 근전도 스펙트럼 분석에서 중앙주파수가 유의하게 감소했다는 연구들이 많았고 신뢰성 또한 인정받아 왔다(Christensen 등, 1995; Linssen 등, 1993; Masuda 등, 1999; Seroussi 등, 1989). 그러나 역동적인 수축을 하는 동안 중앙주파수가 유의하게 감소했다는 연구가 있는 반면(Ament 등, 1993; Hagberg, 1981; Horita와 Ishiko, 1987; Potvin, 1997), 유의하게 감소하지 않았거나 오히려 증가했다는 보고도 있었다(Arendt-Nielsen과 Sinkjaer, 1991; Gamet 등, 1990; Gerdle 등, 2000). 이처럼 이전의 연구들은 대다수 등척성 운동에서 중앙주파수의 감소를 인정했으나, 일반적으로 근력강화 운동에 많이 이용되는 역동적 운동에서의 중앙주파수가 감소하는지 여부에 대하여는 논란이 있다.

스펙트럼 분석을 이용한 또 다른 연구를 살펴보면, 근력과 중앙주파수의 상관성에 대한 연구에서 Gerdle 등(2000)은 무릎관절 폄의 등속성 수축 결과 넙다리네갈래근의 최대우력(peak torque)과 근전도의 중앙주파수가 높은 상관관계를 보였다고 하였다. 그러나 Onishi 등(2000)은 무릎관절의 등척성 운동시 침전극을 이용한 근전도에서 가쪽넓은근의 근 수축력과 중앙주파수가 선형적인 상관관계를 보이지 않았다고 하였다. 운동강도에 따른 주파수 분석에 관한 연구에서 이충휘 등(1999)은 넙다리네갈래근에 최대 근력의 10%, 30%, 50% 그리고 70%의 부하를 주고 등속성 수축을 한 결과 70%의 부하에서 주파수가 가장 감소하였으며, 위치감각의 오차도 현저하게 증가하였다고 하였다. 근육의 종류에 따른 주파수 분석에서 Krivickas 등(1998)은 위팔두갈래근, 위팔세갈래근 그리고 앞정강근에 최대 근 수축의 50% 부하를 준 후 등척성 운동을 시행하고 근전도 스펙트럼의 초기 중앙주파수와 기울기를 분석한 결과, 다른 근육에 비해 앞정강근의 초기 중앙주파수값이 높고, 기울기도 더 급격하다고 하였다.

위의 연구들을 토대로 근력증가를 위한 프로그램에서 환자 또는 일반인이 피로 없이 운동하기 위해 그리고 운동강도와 근육의 종류에 따라 피로의 정도를 확인하기 위해, 운동수행 시 관찰되는 일(work)과 이때 발생되는 피로정도를 자세히 모니터링할 필요가 있는데, 여기에는 등속성 운동을 통한 방법이 가장 적합하다. 그 이유는 등속성 운동은 각 속도에 따라 역동계(dynamometer)를 미리 설정할 수 있고, 대상자의 근 수축력에 따라 저항을 조절할 수 있으며 역동적 근력과 지구력을 정확히 측정할 수 있는 방법 중 하나이기 때문이다(Gerdle 등, 1998; Hislop와 Perrine, 1967; Kisner와 Colby, 1996). 등속성 운동과 관련된 과거 연구에서 초기 40 60회의 최대 근 수축 시 최대 우력, 일 그리고 평균 주파수가 급속히 감소하다가 일정하게 유지되는 시기가 있는데 급속히 감소하는 시기를 피로시기(fatigue phase)로 보았다(Gerdle과 Fugl-Meyer, 1992; Gerdle 등, 2000; Komi와 Tesch, 1979; Lindström 등, 1997; Lundblad 등, 1998). 그러나 등속성 운동 시 각 대상자마다 최고 근 수축력은 달라질 수 있어, 피로 발생에 대한 반복횟수를 획일적으로 정하는 것보다는 각 개인의 최대 근 수축

력에 대한 감소의 비율로 정하는 것이 보다 정확한 방법이라 할 수 있겠다.

따라서 본 연구의 목적은 다음과 같다. 첫째, 등속성 운동 시 근육의 종류에 따라 그리고 운동강도에 따라 회귀직선상의 초기 중앙주파수에 차이가 있는지 알아보았다. 둘째, 근육이 피로함에 따라 중앙주파수의 변화를 알아보기 위해 중앙주파수값으로부터 회귀직선을 구한 후 이 회귀직선에서 기울기와 피로지수(fatigue index)를 알아보았다. 셋째, 등속성 운동 시 근 수축력과 중앙주파수의 관련성을 알아보기 위해 근 수축 횟수에 따라 발생된 일과 중앙주파수값의 상관관계를 알아보았다. 넷째, 초기 중앙주파수, 중앙주파수 회귀직선상의 기울기, 피로지수 그리고 일과 중앙주파수의 피어슨 상관계수와 결정계수가 근육의 종류, 운동 강도 그리고 성별에 따라 어떤 차이가 있는지 알아보았다.

Ⅱ. 연구방법

1. 연구대상

연구 대상자는 건강한 남녀 대학생 각 26명씩 52명이었다. 대상자 선정기준은 상지와 하지에 신경계 및 근골격계의 병리학적 소견이 없고, 정기적인 근력강화 운동에 참여하지 않고 있으며, 전문적인 운동선수가 아닌 20대로 하였다. 모든 대상자는 연구내용에 대한 충분한 설명을 듣고, 동의한 경우 실험에 참여하도록 하였다. 연구 대상자의 평균 연령은 24.2세, 신장은 167.5 ㎝, 그리고 체중은 59 ㎏이었다(표 1).

표 1. 연구대상자의 일반적인 특성

일반적 특성	남자 (n=26)	여자 (n=26)	전체 (N=52)
연령(세)	25.8±2.8*	22.5±2.2	24.2±3.0
신장(㎝)	173.7±5.3	161.3±3.7	167.5±7.7
체중(㎏)	66.8±10.2	51.2±4.8	59.0±11.1

*평균±표준편차

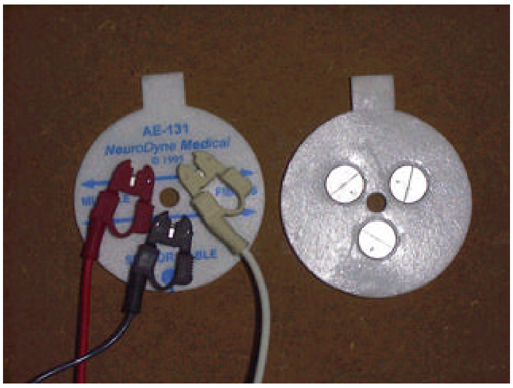

그림 1. AE-131 circular surface EMG disposable electrode

2. 근전도 신호의 기록 및 신호처리

근전도 신호를 기록하기 위해 이용된 전극(electrode)은 AE-131 circular surface EMG disposable electrode[1]이었다(그림 1). 이 전극의 중심에는 직경이 12 ㎜인 원형 금속 디스크 3개가 정삼각형의 배열로 고정되어 있는데 이 중 활성전극 두 개는 근섬유 방향으로 부착하게 되어 있다. 또한 이 전극은 똑딱식 버튼(snap button)으로 케이블과 연결되고 전체 표면은 접착력 있는 압축식 디스크이어서, 역동적 운동을 위해 적합하게 되어 있다.

근육의 전극부착 부위는 근육이 수축함에 따라 근힘살(muscle belly)의 위치변동을 고려하여, 위팔두갈래근은 90°로 구부렸을 때 나타나는 근힘살의 아래쪽 1/3 지점이었고, 가쪽넓은근은 180°로 폈을 때 나타나는 근힘살의 아래쪽 1/3 지점이었다. 근전도 신호에 대한 피부저항을 감소시키기 위해 남녀 대상자 모두 면도를 한 후, 알코올로 잘 닦았다. 알코올이 다 마른 후 전극의 한쪽 측면을 피부에 붙이고 잘 당겨서 나머지 측면을 붙였다.

근전도 신호를 측정하기 위해 MP100WSW[2]에 EMG100B 증폭기를 연결하여 사용하였다(그림 2). Sampling rate는 512 ㎐이었고,

1) NeuroDyne Medical Corp. MA. USA
2) Biopac Systems Inc. CA. USA

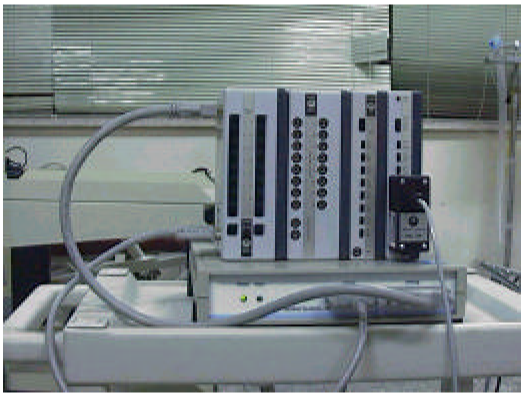

그림 2. MP100WSW

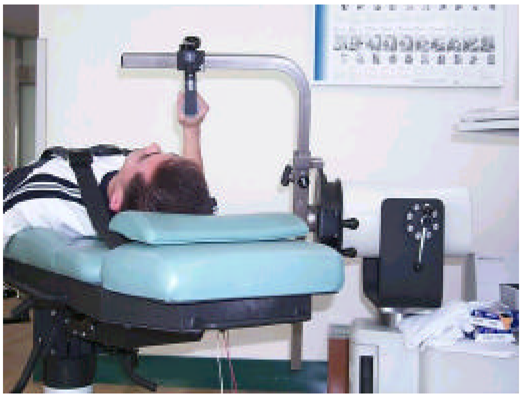

그림 3. 위팔두갈래근의 등속성 운동자세

잡음을 제거하기 위해 low pass filter 30 Hz, high pass filter 150 Hz 그리고 band stop 60 Hz로 신호를 처리하였다. 신호의 컴퓨터 저장을 위해 Acqknowledge 3.53[3] 프로그램을 이용하였다.

3. 중앙주파수 수집 방법

연세대학교 의용공학과에서 제작한 주파수 분석 전문 소프트웨어인 'Romeo'를 이용하였고, 피로할 때까지 저장된 근전도 신호 중 .5초 동안 256개 신호를 대상으로 주파수 스펙트럼을 얻은 후, FFT를 반복하여 중앙주파수 자료를 얻었다. 최초의 FFT 후 근전도 신호가 64개(point)씩 물러나면서 FFT가 반복되어 192개의 근전도 신호가 앞의 FFT구간과 중복되었다. 이렇게 하여 1초에 8개(8 Hz)의 중앙주파수값을 구하였다. 이 중앙주파수 자료에는 잡음(noise)이 있어 부드러운 추세 곡선을 얻기 위해 Low pass filter를 적용시켜 FFT한 후 주요 신호(main signal)의 주파수 대역을 확인한 결과 .028 Hz 이하에서 나타났다. 따라서 Cut off frequency를 .028 Hz로 정하여 이 이하의 성분만 받아들여 다시 Inverse FFT를 시행하였다. 예비실험 결과 Inverse FFT를 거친 후에도 초기 5초에 해당되는 중앙주파수의 변이가 심하여 초기 5초 이후의 데이터를 기준으로 분석하였다.

4. 일(work)의 측정방법

등속성 운동을 위해 Cybex Norm TM System[4]을 이용하였다. 위팔두갈래근의 등속성 수축을 위해 대상자를 검사대 위에 똑바로 눕게 하고, 발을 발판(footrest) 위에 놓았으며, 상체가 움직이지 않도록 벨크로(velcro)로 고정시켰다. 기계의 운동 축과 팔꿉관절의 운동 축이 일치하도록 하고 역동계의 input arm과 전완부가 평행이 되도록 하였다. 역동계의 input arm과 직각으로 연결된 손잡이를 잡고 0°에서 150°로 굽히도록 하였다. 굽힘 시 운동강도는 120°/sec와 60°/sec로 하였으며, 폄 시 운동 강도는 300°/sec로 하였다(그림 3). 가쪽넓은근의 등속성 수축을 위해 대상자는 검사대위에 앉아 발을 발판 위에 두고, 상체와 대퇴부가 움직이지 않도록 벨크로로 고정시키고, 정강이 보호대(shin pad)를 발목에 댄 후 무릎관절을 135° 굽힘에서 0°로 펴도록 하였다. 폄 시 운동강도는 120°/sec와 60°/sec로 그리고 굽힘 시 운동강도는 300°/sec로 하였다(그림 4).

운동의 종료시점은 컴퓨터 모니터에 나타난 최대 일(peak work)을 기준으로 25% 수준이 될 때까지 또는 그 전에 대상자가 더

3) Biopac Systems Inc. CA. USA

4) Cybex Inc. USA

그림 4. 가쪽넓은근의 등속성 운동자세

이상 운동을 할 수 없을 때로 하였고, 이때를 운동수행의 피로로 정의하여 이때까지의 근 수축의 반복횟수에 따른 일과 근전도에서 얻은 중앙주파수를 분석하였다. 운동이 되는 근육과 운동강도에 따른 측정 순서는 무작위로 추출하여 결정하였고, 만약 위팔두갈래근의 운동을 먼저 시작하면 30분 휴식 후 가쪽넓은근의 운동을 시행하였다. 그러나 같은 근육에서 두 가지 운동강도에 따른 휴식시간은 3시간이 되도록 하였다.

각 대상자에게 실험과정을 설명하고 가능한 최대로 빨리 운동하게 하였으며, 실험을 실시하기 전에 약 4 5회 연습시켜 실험과정이 충분히 익숙해지도록 하였다. 대상자들은 등속성 운동을 하는 동안 등속성 운동의 훈련경험이 10년 이상 된 물리치료사에 의해 가능한 빨리 그리고 최대의 힘을 주도록 청각 되먹임을 받았다.

5. 근 수축의 반복횟수와 운동 지속시간

운동의 종료 시점은 최대 일의 25% 수준으로 감소했거나 대상자가 더 이상 운동을 지속할 수 없을 때로 하였다. 대상자의 평균 근 수축 반복횟수와 평균 운동시간은 다음과 같다(표 2).

6. 데이터 분석 방법

등속성 운동 시 중앙주파수 값의 시계열 변화 경향을 보기 위해 소프트웨어인 Prism 3.0을 이용하여 회귀분석하였다. 초기 중앙주

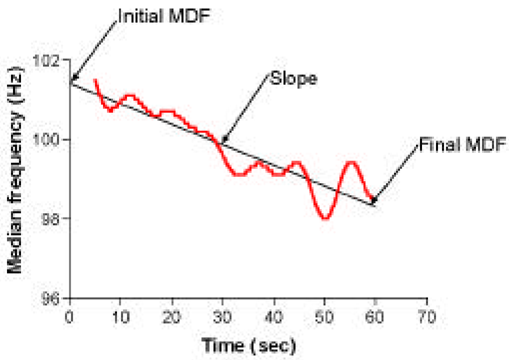

그림 5. 중앙주파수 회귀직선상의 변수

표 2. 근 수축의 반복횟수와 운동 지속시간

근육	강도	남자(n=26)		여자(n=26)		전체(N=52)	
		횟수(회)	시간(초)	횟수(회)	시간(초)	횟수(회)	시간(초)
위팔두 갈래근	저강도*	35±8***	71±34	25±13	60±26	30±12	65±29
	고강도**	24±5	72±16	22±5	72±19	23± 5	72±17
가쪽넓 은근	저강도	41±13	67±23	42±12	78±30	42±13	73±27
	고강도	33±10	82±30	31±6	91±22	32± 9	87±26

*120°/sec **60°/sec *** 평균±표준편차

파수, 회귀직선상의 기울기 그리고 회귀직선상의 피로지수를 얻어 종속변수로 하였다(그림 5).여기서 초기 중앙주파수는 원래의 중앙주파수에 대해 회귀직선을 그었을 때 이 회귀직선이 Y축과 만나는 최초 중앙주파수 값이고, 마지막 중앙주파수는 이 회귀직선 상에서 최대 일의 25% 수준에 도달되는 시간의 중앙주파수값을 말한다. 피로지수는 다음과 같은 공식(1)으로 구하였다.

$$\text{피로지수} = \frac{\text{초기중앙주파수} - \text{마지막중앙주파수}}{\text{초기중앙주파수}} \qquad (1)$$

근 수축의 반복횟수에 따라 발생된 일과 근전도의 중앙주파수의 상관관계를 알아보기 위해 수축기간 동안에 발생되는 중앙주파수의 평균값을 구하여 상관분석을 하였다. 여기서 피어슨 상관계수와 결정계수를 얻어 종속변수로 하였다. 자료의 통계처리는 윈도우즈용 SPSS version 10.0을 이용하였으며, 운동강도와 근육의 종류를 반복요인으로 한 반복측정된 분산분석을 시행하였다. 유의수준 $\alpha = .05$로 하였다.

Ⅲ. 결과

1. 중앙주파수 회귀직선상의 종속변수

가. 회귀직선 그래프

초기 5초의 중앙주파수 값을 제거한 후 나머지값을 기준으로 회귀직선을 그린 결과 다음과 같은 그래프를 얻었다(그림 6). 피로해짐에 따라 위팔두갈래근에서 3명을 제외한 나머지 49명의 중앙주파수값이 감소했다. 가쪽넓은근의 저강도에서 남자는 총 24명 중 21명의 중앙주파수값이 감소했고, 여자의 경우 26명 중 12명의 중앙주파수값이 감소했다. 가쪽넓은근의 고강도에서 남자는 총 20명 중 16명의 중앙주파수값이 감소했고, 여자의 경우 총 25명 중 17명의 중앙주파수값이 감소했다.

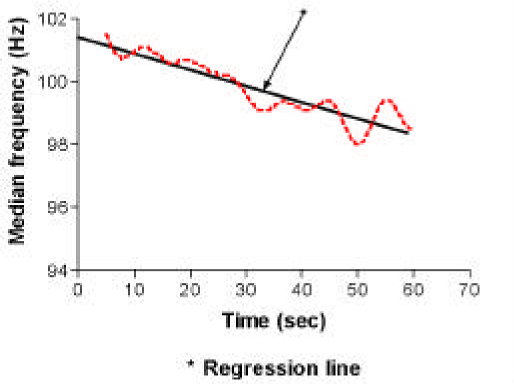

그림 6. (사례 1) 가쪽넓은근의 고강도 (60°/sec)에서 회귀직선.

나. 회귀직선상의 초기 중앙주파수

회귀직선의 초기 중앙주파수에 대한 두 근육간에 그리고 성별간에 유의한 차이가 없었으나($p > .05$), 강도간에는 유의한 차이가 있었다($p < .001$). 근육ㆍ성별, 강도ㆍ성별 그리고 근육ㆍ강도간에 교호작용은 없었다($p > .05$). 또한 근육ㆍ강도ㆍ성별간에 교호작용이 없는 것으로 나타났다($p > .05$),(표 3).

다. 회귀직선의 기울기

회귀직선의 기울기에 대한 두 근육간에 유의한 차이가 있었고($p < .001$), 성별간에도 유의한 차이가 있었다($p < .001$). 그러나 강도간에는 유의한 차이가 없었다($p > .05$). 근육ㆍ성별, 강

표 3. 초기중앙주파수에 대한 반복요인 유의성 검정

조건	평방합	자유도	F-값
근육	41.51	1	.84
강도	81.24	1	33.65*
성별	5.52	1	.14
근육×성별	45.63	1	.92
강도×성별	.04	1	.02
근육×강도	16.22	1	4.84
근육×강도×성별	6.52	1	1.95

*$p < .001$

표 4. 기울기에 대한 반복요인 유의성 검정

조건	평방합	자유도	F-값
근육	.0444	1	39.83*
강도	.0012	1	2.66
성별	.0178	1	14.02*
근육×성별	.0032	1	2.87
강도×성별	.0001	1	.31
근육×강도	.0001	1	.24
근육×강도×성별	.000002	1	.004

*$p<.001$

표 5. 피로지수에 대한 반복요인 유의성 검정

조건	평방합	자유도	F-값
근육	.0151	1	32.19**
강도	.0025	1	10.28**
성별	.0038	1	8.31**
근육×성별	.0019	1	4.13*
강도×성별	.0000	1	.11
근육×강도	.0002	1	.60
근육×강도×성별	.0007	1	2.57

*$p<.05$ **$p<.001$

도ㆍ성별, 근육ㆍ강도, 그리고 근육ㆍ강도ㆍ성별간에 교호작용은 없었다($p>.05$),(표 4).

라. 회귀직선상의 피로지수

회귀직선에서 얻은 피로지수는 두 근육간에 유의한 차이가 있었고($p<.001$), 성별간에도 유의한 차이가 있었다($p<.001$). 또한 강도간에도 유의한 차이가 있었다($p<.001$). 근육ㆍ성별간에 교호작용이 있었다($p<.05$). 강도ㆍ성별, 근육ㆍ강도, 그리고 근육ㆍ강도ㆍ성별간에 교호작용은 없었다($p>.05$),(표 5).

2. 중앙주파수와 일의 그래프

대상자 한 명에 대한 일과 중앙주파수의 감소 그래프는 다음과 같다(그림 7 그림 9).

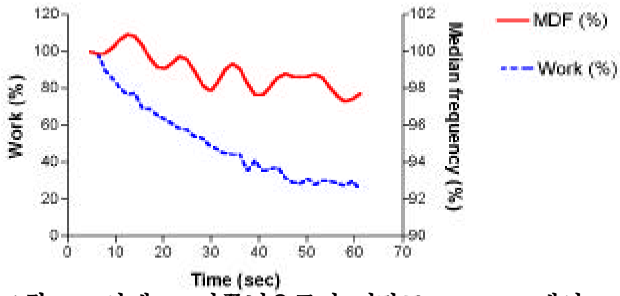

그림 7. (사례 1) 가쪽넓은근의 저강도(120°/sec)에서 중앙주파수와 일의 그래프

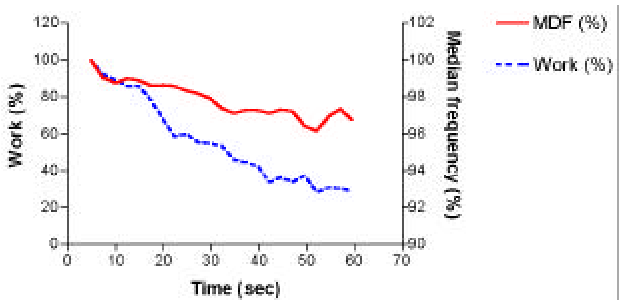

그림 8. (사례 1) 가쪽넓은근의 고강도(60°/sec)에서 중앙주파수와 일의 그래프

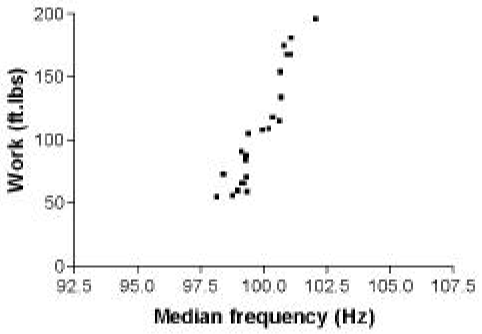

그림 9. (사례 1) 가쪽넓은근의 고강도(60°/sec)에서 중앙주파수와 일의 상관관계

3. 중앙주파수와 일의 상관분석

가. 중앙주파수와 일의 상관관계

각 등속성 수축 동안에 발생하는 일과 이 때의 중앙주파수값의 상관관계 그래프는 다음과 같다(그림 11). 위팔두갈래근에서 52명 중 6명을 제외한 46명에서 양의 상관관계를 보였다. 가쪽넓은근의 고강도에서 남자는 총 24명 중 21명이 양의 상관관계를 보였고, 여자는 총 26명 중 14명이 양의 상관관계를 보였다.

피어슨 상관계수에 대한 두 근육간에 유의한 차이가 있었고($p<.001$), 성별간에도 유의한 차이가 있었다($p<.001$). 또한 강도간에도 유의한 차이가 있었다($p<.001$). 근육、성별간에 교호작용이 있었다($p<.05$). 강도、성별, 근육、강도 그리고 근육、강도、성별간에 교호작용은 없었다($p>.05$),(표 6).

표 6. 피어슨 상관계수에 대한 반복요인 유의성 검정

조건	평방합	자유도	F-값
근육	30686.19	1	19.07**
강도	6289.06	1	11.01**
성별	37415.01	1	18.36**
근육×성별	0806.64	1	12.93**
강도×성별	606.08	1	1.06
근육×강도	277.46	1	0.42
근육×강도×성별	31.46	1	0.05

**$p<.001$

나. 상관분석 결과 결정계수

상관관계의 결정계수에 대한 두 근육간에 유의한 차이가 있었고($p<.001$), 성별간에도 유의한 차이가 있었다($p<.001$). 또한 강도간에도 유의한 차이가 있었다($p<.001$). 근육、성별간에, 근육、강도 그리고 근육、강도、성별간에 교호작용이 있었다($p<.001$). 그러나 강도、성별간에는 교호작용이 없었다($p>.05$),(표 7).

표 7. 결정계수에 대한 반복요인 유의성 검정

조건	평방합	자유도	F-값
근육	8559.75	1	15.63**
강도	17402.36	1	50.28**
성별	11561.32	1	15.22**
근육×성별	7300.71	1	13.33**
강도×성별	506.81	1	1.46
근육×강도	27080.44	1	73.94**
근육×강도×성별	1988.75	1	5.43*

*$p<.05$ **$p<.001$

Ⅳ. 고찰

표면 근전도는 불쾌감 없이 쉽게 적용할 수 있는 장점이 있어 널리 이용되고 있다(Soderberg와 Cook, 1984). 그러나 작은 근육으로부터 선택적으로 신호를 받기 어렵고 피부에서 멀리 위치한 심층 근육의 신호를 받기 어렵다는 단점이 있다(Basmajian과 De Luca, 1985). 본 연구에서 위팔두갈래근과 가쪽넓은근은 얕은 층의 근육이며 표면 근전도를 이용하기에 충분히 큰 근육이었다. 따라서 표면 근전도를 이용하는데 따른 문제는 없었다.

표면 근전도를 이용해서 주파수 스펙트럼 분석을 할 때 영향을 받는 요소로써 첫째, 피부의 저항과 피부의 두께(Basmajian과 De Luca, 1985; Bilodeau 등, 1992; Portney, 1988)가 있고, 둘째, 신경지배 영역, 건, 그리

고 근육과 전극의 거리를 달라지게 하는 전극의 위치 선정이 있으며, 셋째, 운동단위의 동원, 운동단위의 반복률(repetition rate), 근육의 구조, 운동 단위의 크기, 활동전압의 전파 속도와 같은 생리적 요소가 있다(Basmajian과 De Luca, 1985; Gerdle 등, 1991; Karlsson 등, 1994). 본 연구에서는 피부저항과 관련된 요소를 배제하기 위해 남녀 모두 면도를 시행하여 털과 각질을 제거하였고, 알코올을 이용했다. 또한 근육이 수축함에 따라 근힘살(muscle belly)의 위치변동을 고려하여, 전극의 부착 자세와 위치를 위팔두갈래근은 90°로 구부렸을 때 나타나는 근힘살의 아래쪽 ⅓ 지점으로 하였고, 가쪽넓은근은 180°로 폈을 때 나타나는 근힘살의 아래쪽 ⅓ 지점으로 하였다. 따라서 전극의 위치선정 요소는 본 논문에 큰 영향을 미치지 않았으리라 생각된다. 그러나 역동적 운동이었으므로, 운동을 시행하는 동안 근육의 움직임 때문에 발생되는 전극의 움직임에 따른 영향은 완전히 배제할 수 없었다.

피로의 발생과 주파수 스펙트럼의 변화는 다음과 같은 생리학적 기전으로 설명할 수 있다. 즉 젖산, K^+, 그리고 H^+의 축적은 근활동전압의 전도속도를 감소시키고(Gerdle 등, 1989; Gerdle과 Karlsson, 1994; Komi와 Tesch, 1979; Mizrahi 등, 1997), 운동단위의 발사율(firing rate)을 감소시키며(Duchêne과 Goubel, 1990; Gerdle과 Karlsson, 1994), 근육의 온도를 증가시킨다. 또한 등척성 운동 시 국소적 허혈 현상도 나타난다(Duchêne과 Goubel, 1990). 특히 젖산의 축척은 근섬유의 전도속도를 감소시켜 근전도의 주파수 스펙트럼에서 낮은 주파수로 감소하게 한다. 그러나 역동적인 운동에서 주파수 스펙트럼의 변화는 등척성 운동만큼 일관성이 없다. 특히 낮은 강도의 역동적 운동 시 혈액공급이 충분히 이루어져 주파수 스펙트럼의 변화가 거의 없다(Ament 등, 1996). 본 연구에서도 중앙주파수 회귀분석에서 얻은 기울기의 감소폭이 고강도에 비해 저강도에서 낮았다.

등속성 운동 시 근 수축력은 초기 20 60회 동안 급격하게 감소하는 피로시기가 나타나고, 그 다음 수축력의 감소가 거의 없는 안정기(stable phase)가 나타난다(Gerdle 등, 1998; Gerdle 등, 2000). 특히 근 수축력은 초기 25회 때 급속히 감소한다(Fugl-Meyer 등, 1985). 피로시기에 근섬유 중 Type Ⅱ의 분포가 많을수록 근 수축력에 대한 회귀직선의 기울기는 감소하고, 운동의 반복횟수도 감소한다(Gerdle 등, 1998). 본 연구에서는 최고일에 대한 25% 수준에 해당되는 시기까지를 피로시기로 보았는데 이 때까지의 반복횟수가 평균 23 42회였으므로 이전 연구의 피로시기와 비슷하였다. 또한 본 연구에서는 피로시기에 각 개인의 중앙주파수 감소 폭을 일정하게 하여 개인의 차를 극복할 수 있었으며, 대상자들의 근 수축 반복횟수를 일괄적으로 정하는 것보다 더 객관적인 방법으로 사료된다.

등속성 운동 시 각 근 수축 사이의 이완시간에 대하여 Gerdle 등(2000)은 90°/sec의 강도로 무릎관절 폄의 등속성 운동을 할 때 수축시간이 1초 그리고 이완시간이 1초 소요되었다고 하였다. 본 연구에서도 120°/sec에서는 수축시간과 이완시간이 각 1초씩 소요되었고, 60°/sec에서는 수축시간이 2초, 이완시간이 1초 소요되었다. 따라서 각 개인마다 이완시간의 차이를 최소로 하여 근 피로의 차이에 영향을 미치지 않도록 하였다.

근 피로의 회복에 대해 Ament 등(1996)은 트레드밀 운동에서 운동 후 20분에 원래의 중앙주파수로 회복했다고 하였고, Van der Hoeven 등(1993)도 주파수가 등척성 수축 후 10 12분에 운동 전 상태로 회복되었다고 하였다. 본 연구에서 120°/sec와 60°/sec의 강도 사이에 3시간의 휴식 시간을 두었고, 강도에 따른 운동 순서를 무작위 추출로 정하였다. 따라서 이전의 운동으로 인한 피로가 두 번째 운동에 영향을 미치지 않았다고 할 수 있다.

운동 시 적용되는 저항의 일관성에 대해, 옥준영(2000)의 연구에서 등장성 운동 시 위

팔두갈래근과 가쪽넓은근의 폄과 굽힘을 할 때 저항이 지속적으로 주어졌으나, 본 연구에서는 위팔두갈래근과 가쪽넓은근이 수축하지 않는 시기인 팔꿉관절 폄과 무릎관절 굽힘 시 300°/sec의 강도로 하여, 거의 저항이 주어지지 않아 중앙주파수에 영향을 주었으리라 사료된다.

Type Ⅱ 근섬유의 분포가 많을수록 중앙주파수의 기울기가 감소하고, 운동 지속시간이 감소하며, 운동의 반복횟수도 감소한다(Gerdle과 Karlsson, 1994; Gerdle 등, 1998; Komi과 Tesch, 1979; Tesch 등, 1983). 또한 낮은 초기주파수 보다 높은 초기주파수인 경우 주파수의 감소폭이 더 증가된다(Gerdle 등, 1989; Komi와 Tesch, 1979). 이는 Type Ⅱ 근섬유가 많을수록 높은 초기주파수를 보이기 때문이다(Gerdle 등, 1998; Gerdle 등, 2000; Kupa 등, 1995). 본 연구에서도 남자는 여자에 비해 그리고 위팔두갈래근이 가쪽넓은근에 비해 주파수의 기울기가 더 많이 감소하였다. 성별간의 중앙주파수 변화를 살펴보면 등속성 운동에 있어 훈련되지 않은 여자에 비해 잘 훈련된 남자인 경우 근 수축력의 감소폭이 더 크다는 연구(Hakkinen, 1994; Wretling 등, 1997)가 보고되었다. 본 연구에서 중앙주파수가 위팔두갈래근에서 남녀 대부분이 감소하였으나, 남자에서 더 많은 감소를 보였다. 가쪽넓은근의 경우 남자에서는 대부분 감소하였으나 여자의 약 50% 정도가 감소하지 않았다. 이는 두 가지 요인 때문인 것으로 고려할 수 있는데 첫째, 남자의 경우 위팔두갈래근과 가쪽넓은근에서 Type Ⅱ 근섬유의 분포가 여자에 비해 일반적으로 높기 때문이다(Miller 등, 1993; Staron 등, 2000). 둘째, 여자의 위팔두갈래근에 비해 가쪽넓은근에서 중앙주파수가 감소하지 않은 것으로 보아 여자의 가쪽넓은근의 피하지방이 두꺼워 근전도 신호에 영향을 준 것으로 보인다.

동적인 운동을 하는 동안 중앙주파수의 변화에 따라 두 가지 종류의 피로를 확인할 수 있는데 중앙주파수의 감소 없이 발생되는 피로와 중앙주파수의 감소와 함께 발생되는 피로이다. 전자는 주로 낮은 운동강도에서 발생되고, 후자는 높은 운동강도에서 발생된다(Ament 등, 1996; Arendt-Nielsen과 Sinkjaer, 1991). 주파수의 감소 없이 발생되는 피로는 낮은 수축력에서 직경이 낮은 Type Ⅰ 근섬유가 먼저 활동하고, 더 큰 수축력이 요구될 경우 Type Ⅱ 근섬유가 활동하게 된다(Vollestad, 1997). 따라서 Type Ⅱ 근섬유가 추가로 동원되기 때문에 주파수가 감소하지 않는다고 한다(Bilodeau 등, 1990; Sypert와 Munson, 1981). 주파수의 감소와 함께 피로가 발생되는 경우는 운동단위가 동시에 동원되고(Bilodeau 등, 1992) 혈액공급이 불충분(Ament 등, 1996)하기 때문이다. 본 연구에서도 중앙주파수 회귀직선에서 얻은 피로지수가 120°/sec인 경우 60°/sec에 비해 평균이 낮아, 낮은 강도인 경우 Type Ⅰ 근섬유가 먼저 활동하고 그 다음 Type Ⅱ 근섬유가 추가로 동원되어 높은 강도에 비해 주파수가 덜 감소한 것으로 보인다.

근육간의 차이를 살펴보면 일반적으로 Type Ⅱ 근섬유의 비율이 높은 근육에서 피로도가 높았다고 하였다(이영희, 1994; Gerdle 등, 1988; Komi와 Tesch, 1979). 본 연구에서도 위팔두갈래근이 가쪽넓은근보다 중앙주파수의 기울기의 감소폭이 컸고, 피로지수도 높았다. 이는 위팔두갈래근이 가쪽넓은근에 비해 Type Ⅱ 근섬유의 비율이 높고(Miller 등, 1993), 또한 무릎 폄 운동에서는 가쪽넓은근 이외에 넙다리곧은근과 안쪽넓은근이 참여하기 때문인 것으로 보인다.

근섬유 중 Type Ⅱ 근섬유의 분포가 많은 사람이 적은 사람에 비해 근 수축력과 주파수의 상관관계가 증가한다(Wretling 등, 1997). 남자의 경우 위팔두갈래근과 가쪽넓은근에서 Type Ⅱ 근섬유의 분포가 여자에 비해 일반적으로 높다(Miller 등, 1993; Staron 등, 2000). 본 연구에서도 여성의 경우 통계적으로 유의한 차이는 없었지만 초기 중앙주파수가 낮았고, 일과 중앙주파수와의 상관관계 또한 낮았

다. 이는 여성의 경우 Type Ⅱ 근섬유의 분포가 적기 때문으로 사료된다.

피로로 인해 근 수축력이 감소되므로 주파수의 감소와 근 수축력 사이의 상관관계가 높다면 근전도의 주파수 감소 현상으로 피로의 정도를 판단할 수 있다. 본 연구에서 여성의 가쪽넓은근을 제외하면 일과 중앙주파수의 상관계수가 r=.50 .77이었다. 따라서 중앙주파수로 근 피로의 시기와 정도를 확인할 수 있으리라 생각된다.

근 피로 판정 변수로써 중앙주파수의 회귀직선을 통해 기울기, 피로지수 등의 변수는 널리 이용되어 왔다(Arendt-Nielsen 등, 1989; Hagberg, 1981; Krivickas 등, 1998; Merletti 등, 1990; Merletti와 Roy, 1996). 본 연구에서는 근 피로의 판정 변수로써 중앙주파수 회귀직선상의 기울기, 피로지수, 일과 중앙주파수의 상관관계에서 상관계수와 결정계수를 이용하였다. 그 결과 여자의 가쪽넓은근을 제외하고 기울기가 $-.03$ $-.06$으로 감소하였고, 피로지수가 .02 .04로 양의 값을 보였고, 일과 중앙주파수가 r=.50 .77의 양의 상관관계를 보였으며, 상관관계의 결정계수도 r^2=.40 .62이었다.

본 연구의 결과로 보아, 등속성 운동 시 근전도를 이용한 주파수 분석에서 피하지방에 방해받지 않고, 근섬유 중 Type Ⅰ 근섬유의 피로를 측정할 수 있도록 보완된다면 근전도 주파수 분석으로 피로의 정도를 보다 정확히 측정할 수 있을 것이다. 또한 기시(origin)가 2개 이상인 근육의 경우에 2개 이상의 근전도 신호를 동시에 얻을 수 있는 방법이 모색되어야 하겠다.

Ⅴ. 결론

본 연구에서는 등속성 운동 시 피로가 발생됨에 따라, 근전도 주파수분석에서 얻은 중앙주파수와 일(work)이 어떤 상관관계를 갖는지 알아보고자 하였다. 이를 위해 건강한 대학생 남녀 52명(남자 26명, 여자 26명)을 대상으로 위팔두갈래근과 가쪽넓은근이 등속성 수축을 하여, 최대 일의 25% 수준으로 감소할 때까지의 일과 이때 근전도에서 얻어지는 중앙주파수 회귀직선상의 변수들의 특성, 그리고 일과 중앙주파수의 상관관계를 분석하였다. 본 연구의 결과는 다음과 같다.

1. 회귀직선의 초기 중앙주파수는 운동강도간에 유의한 차이가 있었다($p<.001$). 초기 중앙주파수는 120°/sec에서 60°/sec보다 높았다. 위팔두갈래근에서 남자인 경우 여자보다 낮았고, 가쪽넓은근에서 남자가 여자보다 높았으나 성별간의 유의한 차이는 없었다($p>.05$).
2. 회귀직선의 기울기는 두 근육간에 유의한 차이가 있었고($p<.001$), 성별간에도 유의한 차이가 있었다($p<.001$). 기울기는 위팔두갈래근이 가쪽넓은근보다 낮았고, 남자가 여자에 비해 낮았다.
3. 회귀직선에서 얻은 피로지수는 두 근육간에 유의한 차이가 있었고($p<.001$), 운동강도간에도 유의한 차이가 있었다($p<.001$). 또한 성별간에도 유의한 차이가 있었다($p<.001$). 회귀직선의 피로지수는 위팔두갈래근이 가쪽넓은근에 비해 높았고, 120°/sec의 경우 60°/sec에서보다 낮았으며, 남자가 여자에 비해 높았다.
4. 피어슨 상관계수는 두 근육간에 유의한 차이가 있었고($p<.001$), 운동강도간에 유의한 차이가 있었다($p<.001$). 또한 성별간에도 유의한 차이가 있었다($p<.001$). 피어슨 상관계수는 위팔두갈래근이 가쪽넓은근에 비해 높았고, 120°/sec에서는 60°/sec보다 낮았으며, 남자의 경우 여자에 비해 높았다.
5. 상관관계의 결정계수는 두 근육간에 유의한 차이가 있었고($p<.001$), 운동강도간에 유의한 차이가 있었다($p<.001$). 또한 성별간에도 유의한 차이가 있었다($p<.001$). 상관관계의 결정 계수는 위팔두갈래근이 가쪽넓은근에 비해 높았고,

120°/sec의 경우 60°/sec에 비해 낮았으며, 남자는 여자보다 높았다.

따라서 등속성 운동 시 근전도를 이용한 주파수 분석을 이용해, 위팔두갈래근과 가쪽넓은근에 대한 피로의 정도를 측정하는데 있어 성별과 개인적인 차이를 고려해야 할 것이다. 또한 향후의 연구에서는 피하지방에 방해받지 않고, 근섬유의 종류별로 피로의 정도를 측정할 수 있는 근전도 주파수 분석방법이 모색되어야 하겠다.

인용문헌

김진호, 한태륜. 재활의학. 군자출판사, 1999.

성호경, 김기환. 생리학. 의학문화사, 1997.

옥준영. 등장성 운동 시 근전도 중앙주파수 변화에 대한 회귀직선의 신뢰도 평가. 연세대학교 대학원, 석사학위논문. 2000.

이영희, 전세일, 박창일. 자발적 수축 시 근활동전위의 주파수 분석에 의한 인체골격근의 특성. 대한재활의학회지. 1994;18:311-327.

이우주. 필수 의학사전. 아카데미서적, 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, 주식회사바이오트론. 2000.

Ament W, Bonga GJ, Hof AL, et al. EMG median power frequency in an exhausting exercise. J Electromyogr Kinesiol. 1993;3:214-220.

Ament W, Bonga GJ, Hof AL, et al. Electromyogram median power frequency in dynamic exercise at medium exercise intensities. Eur J Appl Physiol. 1996;74:180-186.

Arendt-Nielsen L, Mills KR, Forster A. Changes in muscle fiber conduction velocity, mean power frequency, and mean EMG voltage during prolonged submaximal contractions. Muscle Nerve. 1989;12:493-497.

Arendt-Nielsen L, Sinkjaer T. Quantification of human dynamic muscle fatigue by electromyograph and kinematic profiles. J Electromyogr Kinesiol. 1991;1:1-8.

Baratta 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. EMG signal amplitude and force. In: Muscles Alive. 5th ed. Baltimore, Williams & Wilkins, 1985.

Bigland-Ritchie B, Cafarelli E, Vollestad NK. Fatigue of submaximal static contractions. Acta Physiol Scand Suppl. 1986;556:137-148.

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. 1990;61:461-466.

Bilodeau M, Arsenault AB, Gravel D, et al. Influence of gender on the EMG power spectrum during an increasing force level. J Electromyogr Kinesiol. 1992;2:121-129.

Christensen H, Fuglsang-Frederiksen A. Quantitative surface EMG during sustained and intermittent submaximal contractions. Electroencephal Clin Neurophysiol. 1988;70:239-247.

Christensen H, Sögaard K, Jensen BR, et al. Intramuscular and surface EMG power spectrum from dynamic and static contractions. J Electromyogr Kinesiol. 1995;5:27-36.

De Luca CJ. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. Crit Rev Biomed Eng. 1984;11:251-279.

Duchêne J, Goubel F. EMG spectral shift as an indicator of fatigability in an heterogeneous muscle group. Eur J Appl Physiol. 1990;61:81-87.

Ebenbichler G, Kollmitzer J, Quittan M, et al. EMG fatigue patterns accompanying isometric fatiguing knee-extensions are different in mono- and bi-articular muscles. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 1998;109:256-262.

Fallentin N, Jørgensen K, Simonsen EB. Motor unit recruitment during prolonged isometric contractions. Eur J Appl Physiol. 1993;67:335-341.

Fugl-Meyer AR, Gerdle B, Eriksson BE, et al. Isokinetic plantar flexion endurance: Reliability and validity of output/excitation measurements. Scand J Rehabil Med. 1985;17:47-52.

Gamet D, Duchêne J, Garapon-Bar C, et al. Electromyogram power spectrum during dynamic contractions at different intensities of exercise. Eur J Appl Physiol. 1990;61:331-337.

Gerdle B, Elert J, Henriksson-Larsén K. Muscular fatigue during repeated isokinetic shoulder forward flexions in young females. Eur J Appl Physiol. 1989;58:666-673.

Gerdle B, Fugl-Meyer AR. Is the mean power frequency shift of the EMG a selective indicator of fatigue of the fast twitch motor units? Acta Physiol Scand. 1992;145:129-138.

Gerdle B, Henriksson-Larsen K, Lorentzon R, et al. Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type. Acta Physiol Scand. 1991;142:457-65.

Gerdle B, Karlsson S. The mean frequency of the EMG of the knee extensors is torque dependent both in the unfatigued and the fatigued states. Clin Physiol. 1994;14:419-432.

Gerdle B, Karlsson S, Crenshaw AG, et al. The influences of muscle fibre proportions and areas upon EMG during maximal dynamic knee extensions. Eur J Appl Physiol. 2000;81:2-10.

Gerdle B, Karlsson S, Crenshaw AG, et al. Characteristics of the shift from the fatigue phase to the endurance level of peak torque during repeated dynamic maximal knee extensions are correlated to muscle morphology. Isokinet Exerc Sci. 1998;7:49-60.

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;10:225-232.

Gerdle B, Wretling ML, Henriksson-Larsen K. Do the fibre-type proportion and the angular velocity influence the mean power frequency of the electromyogram? Acta Physiol Scand. 1988;134:341-346.

Geuvel A, Hogrel JY, Marini JF. Fatigue of elbow flexors during repeated flexion extension cycles: Effect of movement strategy. Int J Sports Med. 2000;21:492-498.

Hagberg M. Muscular endurance and surface electromyogram in isometric and dynamic exercise. J Appl Physiol.

1981;51:1-7.

Hakkinen K. Neuromuscular fatigue in males and females during strenuous heavy resistance loading. Electromyogr Clin Neurophysiol. 1994;34:205-214.

Hislop HJ, Perrine JJ. The isokinetic concept of exercise. Phys Ther. 1967;47: 114-117.

Horita T, Ishiko T. Relationships between lactate accumulation and surface EMG activities during isokinetic contractions in man. Eur J Appl Physiol. 1987;56: 18-23.

Karlsson S, Erlandson BE, Gerdle B. A personal computer-based system for real-time analysis of surface EMG signals during static and dynamic contractions. J Electromyogr Kinesiol. 1994;4:170-178.

Kisner C, Colby LA. Resistance exercise. In: Therapeutic Exercise Foundations and Techniques. 2nd ed. Philadelphia, F.A. Davis Co., 1996.

Komi PV, Tesch P. EMG frequency spectrum, muscle structure and fatigue during dynamic contractions in man. Eur J Appl Physiol. 1979;42:1-50.

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;15:138-145.

Kupa EJ, Roy SH, Kandarian SC, et al. Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. J Appl Physiol. 1995; 79:23-32.

Lindström B, Lexell J, Gerdle B, et al. Skeletal muscle fatigue and endurance in young and old men and women. J Gerontol. 1997;52:B59-66.

Linssen WH, Stegeman DF, Joosten EM, et al. Variability and interrelationships of surface EMG parameters during local muscle fatigue. Muscle Nerve. 1993;16: 849-856.

Lundblad I, Elert J, Gerdle B. Worsening of neck and shoulder complaints in humans are correlated with frequency parameters of the electromyogram recorded 1-year earlier. Eur J Appl Physiol. 1998;79:7-16.

Masuda K, Masuda T, Sadoyama T, et al. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. J Electromyogr Kinesiol. 1999;9:39-46.

Mengshoel AM, Saugen E, Førre Ø, et al. Muscle fatigue in early fibromyalgia. J Rheumatol. 1995;22:143-150.

Merletti R, Knaflitz M, De Luca CJ. Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. J Appl Physiol. 1990;69: 1810-1820.

Merletti R, Roy S. Myoelectric and mechanical manifestations of muscle fatigue in voluntary contractions. J Orthop Sports Phys Ther. 1996;24: 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.

Mizrahi J, Levin O, Aviram A, et al. Muscle fatigue interrupted stimulation: Effect of partial recovery on force and EMG dynamics. J Electromyogr Kinesiol. 1997;7:51-65.

Moxham J, Edwards RH, Aubier M, et al.

Changes in EMG power spectrum with force fatigue in humans. J Appl Physiol. 1982;53:1094-1099.

Onishi H, Yagi R, Akasaka K, et al. Relationship between EMG signals and force in human vastus lateralis muscle using multiple bipolar wire electrodes. J Electromyogr Kinesiol. 2000;10:59-67.

Petrofsky JS. Frequency and amplitude analysis of the EMG during exercise on the bicycle ergometer. Eur J Appl Physiol. 1979;41:1-15.

Petrofsky JS, Lind AR. The influence of temperature on the amplitude and frequency components of the EMG during brief and sustained isometric contractions. Eur J Appl Physiol. 1980;44:189-200.

Portney L. Electromyography and nerve conduction velocity tests. In: Physical Rehabilitation. by O'Sullivan SB, Schmitz TJ. 2nd eds. Philadelphia, F.A. Davis Co., 1988.

Potvin JR. Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions. J Appl Physiol. 1997;82:144-151.

Potvin JR, Bent LR. A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks. Electromyogr Kinesiol. 1997;7:131-139.

Seroussi R, Krag MH, Wilder P, et al. The design and use of a microcomputerized real time muscle fatigue monitor based on the medial frequency shift in the electromyographic signal. IEEE Trans Biomed Eng. 1989;36:284-286.

Soderberg GL, Cook TM. Electromyography in biomechanics. Phys Ther. 1984;64:1813-1820.

Staron RS, Hagerman FC, Hikida RS, et al. Fiber type composition of the vastus lateralis muscle of young men and women. J Histochem Cytochem. 2000;48:623-629.

Sypert GW, Munson JB. Basis of segmental motor control: Motoneuron size or motor unit type? Neurosurgery. 1981;8:608-621.

Tesch PA, Komi PV, Jacobs I, et al. Influence of lactate accumulation of EMG frequency spectrum during repeated concentric contractions. Acta Physiol Scand. 1983;119:61-67.

van der Hoeven JH, van Weerden TW, Zwarts MJ. Long-lasting supernormal conduction velocity after sustained maximal isometric contraction in human muscle. Muscle Nerve. 1993;16:312-320.

Vollestad NK. Measurement of human muscle fatigue. J Neurosci Methods. 1997;74:219-227.

Vollestad NK, Sejersted OM, Bahr R, et al. Motor drive and metabolic responses during repeated submaximal contractions in humans. J Appl Physiol. 1988;64:1421-1427.

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.