한국전문물리치료학회지 제8권 제2호
KAUT PT Vol. 8 No. 2 2001.

등척성 운동 시 요추의 각도에 따른 중앙주파수와 토크의 특성

박경희, 권오윤
연세대학교 보건과학대학 재활학과
장근, 강성재, 김영호
연세대학교 보건과학대학 의공학과 및 의공학 연구소

Abstract

Characteristics of EMG Median Frequency and Torque in Relation to Low Back Angle During Isometric Back Extension Exercise

Park Kyoung-hee, B.H.Sc., P.T.
Dept. of Rehabilitation Therapy, College of Health Science, Yonsei University
Kwon Oh-yun, Ph.D., P.T.
Dept. of Rehabilitation Therapy, College of Health Science, Yonsei University
Institute of Health Science, Yonsei University
Jang Kuen, B.H.Sc., Kang Sung-jae, B.H.Sc., Kim Young-ho, Ph.D.
Dept. of Biomedical Engineering, College of Health Science, Yonsei University
Institute of Biomedical Engineering, Yonsei University[1)]

Fatigue is the decline in force produced as a result of prolonged muscle activity. Localized muscle fatigue can be identified by a shift toward low in the frequency components of the EMG signal, typically represented by a fall in the median frequency. Previous studies show that a shortened muscle develops a higher fatigue than elongated muscles. The purpose of this study was to investigate the time-related change of median frequency and torque during maximal isometric back extension exercises at different exercise angles (0°, 12°, 36°, 72°). Twenty healthy subjects (mean age = 24.35 ± 2.70) were evaluated in this study. Median frequency was extracted from the EMG signals by fast Fourier transform (FFT). Initial median frequency and the slope of median frequency change over time were computed from linear regression analysis. Pearson's product moment correlation was used to quantify the relationship between slope of median frequency and torque. The results were as follows: 1) Significant differences in y-intercepts of torque regression equation with respect to exercise angle were shown. However, there were no differences in the slopes of the

* 본 연구는 과학기술부, 한국과학재단 지정 연세대학교 의용계측 및 재활공학 연구센터의 지원에 의한 것임

median frequency and torque, and y intercept of the median frequency among exercise angles. 2) There was no significant correlation between slope of median frequency and torque. 3) But there was moderate correlation between median frequency and torque at each exercise angle. In conclusion, the exercise angle during maximal isometric back extension exercise is not a direct effect on slope of median frequency and torque. But results showed that median frequency and torque shift were highly correlated in all subjects.

Key Wards: Electromyography median frequency; Muscle fatigue; Torque; Isometric back extension exercise.

Ⅰ. 서론

우리 생활 속이나 임상에서 피로를 일상적으로 경험하지만, 피로의 과정을 이해하고 평가하는 데에는 어려움이 있다. 일반적으로 근피로(muscle fatigue)란 힘의 발생이 감소하거나, 처음과 같은 근력을 유지하지 못하는 상태로써, 장시간 또는 과도한 활동으로 인해 야기되는 불쾌, 능률저하 그리고 자극(stimulus)에 대한 반응(response)능력의 상실을 말한다(옥준영, 2000; 이충휘 등, 1999; Chaffin, 1973; De Luca, 1984; Kay 등, 2000, Vollestad, 1997).

치료를 목적으로 하는 운동에서 운동의 종류, 방법 및 강도를 결정하는 데 특정 근육의 국소적 피로도는 매우 중요한 기준이 되지만, 이를 생체에서 객관적으로 평가하기는 매우 어려웠다. 그래서 등척성 수축 동안의 근전성 신호(electromyography signal: EMG signal)를 주파수 평면으로 변환하는 주파수 스펙트럼 분석(frequency spectrum analysis)을 이용하여 근육의 국소적 피로를 전기생리학적으로 설명하려는 연구가 많이 시도되고 있다. 주파수 스펙트럼 분석은 전극에 의한 영향이 상대적으로 적고, 그 변화가 근막 전도속도(conduction velocity)나, 운동단위(motor unit) 전위의 특성과 그 외 여러 가지 생리학적·생화학적 변화와 관계가 깊은 것으로 보고되어 피로도 측정 등의 근육의 기능적 특성에 대한 연구에 빈번하게 사용되고 있다. 수축이 지속되는 동안 중추신경계에서 운동단위의 동시성 활동(firing synchronization) 과정에서 근섬유의 전도율(muscle fiber conduction velocity: MFCV)이 감소하여, 근전도 스펙트럼(EMG power spectrum)이 낮은 주파수 대역으로 이동하는 현상이 나타난다. 이를 이용하여 근전도 스펙트럼의 평균주파수(mean power frequency), 혹은 중앙주파수(median power frequency)의 저주파대로의 천이(shift)는 등척성 수축 시 국소 근피로의 측정에 비침습적(non-invasive)인 방법으로 정확하게 피로를 평가할 수 있다(박흥식과 이강목, 1991; Ament, 등 1993; Brody 등, 1991; De Luca, 1984).

한편 척추기립근(erector spinae) 중 등가장긴근(longissimus thorasis)과 허리엉덩갈비근(iliocostalis lumborum)은 근력과 지구력의 요부 기능에 있어서 중요한 요소가 된다. 척추 주위근에서 integrated EMG나 RMS (root mean square)값으로 안정 시와 운동 시에 근육의 수축 및 이완양상에 대한 연구가 진행되어 요추 부위의 생역학적 이해에 많은 도움이 되고 있으나, 근수축 방법에 따른 피로의 변화를 측정한 보고는 거의 없는 상태이다.

앞정강이근(tibialis anterior)과 대퇴네갈래근(quadricpes)의 근육 길이에 따른 피로 발생의 정도에 관한 연구에서, 근육 길이가 짧아질수록 피로가 증가한다고 보고하고 있다(Raissier, 2000; Sacco 등, 1994). Fitch와

McComas(1985)의 연구에서도 앞정강이근의 길이에 따라 피로에 차이가 있다고 하였다. 그러나 Huijing 등(1986)의 종아리세갈래근(triceps surae)에 대한 연구에서는 근육 길이에 따른 피로 발생에 차이가 없었다고 보고한다.

일반적으로 일상생활에서 활동의 빈도가 높은 척추기립근은 윗팔세갈래근(triceps brachii)이나 윗팔두갈래근(biceps brachii)과 같이 상대적으로 활동의 빈도는 낮으나, 순간적으로 큰 수축력을 요하는 속근섬유(fast twitch fiber)의 비율이 높은 사지 근육과는 달리 지근섬유(slow twitch fiber)의 비율이 높다(Johnson 등, 1973). 또한 척추기립근은 근육의 구조(architecture)에 있어서도, 긴 방추형(fusiform)의 사지근육과 달리, 짧고 비스듬하게 구성되어 있어서, 사지근육의 근전도 특성을 그대로 적용하기에는 어려움이 있다.

따라서 본 연구는 다양한 각도에서 등척성 운동 시 척추기립근의 근전도 스펙트럼과 그 때 발생되는 토크를 비교하여, 각 자세에 따라 중앙주파수와 토크 변화의 특성을 알아보고자 실시하였다.

Ⅱ. 연구방법

1. 연구대상

본 연구는 연세대학교에 재학 중인 건강한 성인 남자 20명을 대상으로 하였다. 대상자 선정기준은 최근 1년 동안 요통의 경험이 없고, 허리부위에 신경계 및 근골격계에 병리학적 소견이 없으며, 정기적인 근력강화 운동을 하지 않는 사람으로, 전문적인 운동선수는 제외하였다. 실험을 실시하기 전에 연구 목적과 방법에 대하여 대상자에게 충분히 설명한 후 자발적인 동의를 얻었다.

2. 실험기기 및 도구

가. 근전도 신호의 기록 및 신호 처리

척추기립근의 근전도 주파수 측정을 위해 근전도 MP100WS (BIOPAC System Inc. CA. USA)에 EMG amplifier module인 EMG100B를 사용하여 자료를 저장·수집하였다. 전극(electrode)은 AE-131 circular surface EMG disposable electrode (NeuroDyne Medical Corp. MA. USA)를 사용하였다. 이 전극은 직경 12 ㎜의 원형 금속 디스크가 3개 부착되어 있고, 전극간 중심 거리는 20 ㎜이며, 정삼각형으로 배열되어 있다(그림 1).

그림 1. AE-131 circular surface EMG disposable electrode

Sampling rate는 1024 ㎐이었으며, 잡음을 제거하기 위해 band pass filter 30 400 ㎐, 그리고 band stop filter 60 ㎐를 사용하였으며, 1개 채널에서 근전도 신호를 측정하였다. 측정 변수의 설정과 근전도 신호의 저장은 Acqknowledge 3.52 (Biopac System Inc. CA. USA) 프로그램을 사용하였다. 표면 근전도 신호를 Hanning type의 FFT (Fast Fourier Transformation)로 반복하여 연세대학교 의용전자공학과에서 제작된 주파수 분석 프로그램인 'Romeo' 사용으로, .2초 간격 .5초 동안의 중앙주파수값을 구하였다. 측정된 중앙주파수로부터 회귀직선의 기울기와 y-절편, 피로지수를 산출하였다.

그림 2. 요추 신전운동 장비

그림 3. 토크값 측정 수행화면

나. 요추신전운동 및 토크 신호처리

요부근의 등척성 운동을 위해 요추 신전운동 장비(Medxer, 대양정공)를 사용하였으며(그림 2), 요추의 신전운동 시 토크를 실시간으로 나타내고 자료를 데이터베이스에 저장하기 위해 연세대학교 의용전자공학과에서 개발한 프로그램을 사용하였다(그림 3).

3. 실험방법

전극은 대상자의 엉덩뼈능선(iliac crest)과 수평한 네 번째 요추 극상돌기로부터 외측으로 2 ㎝ 떨어져 있는 왼쪽 척추기립근의 근힘살(muscle belly)에 부착하였다. 피부저항을 감소시키기 위해 사포로 각질을 제거하고 알코올로 닦은 다음 전극을 부착하였고, 탄력붕대로 전극을 고정하였다.

대상자를 요추 신전운동 장비의 의자에 앉게 한 다음, 골반과 하지의 운동을 제한하기 위하여 고정틀을 이용하여 앞·뒤 방향에서 골반과 하지를 고정하였다. 발바닥이 발받침대에 닿지 않도록 조절하였다. 대상자는 요추 신전운동 장비에서 설정된 0°, 12°, 36°, 72°의 네 가지 각도에서 40초 동안 최대 등척성 운동을 시행하였다(그림 4, 그림 5, 그림 6, 그

림 7). 신전운동 장비에 설정된 36°는 등받침의 각도가 90°로, 체간의 각은 중립을 의미한다. 36°보다 각도가 커지면 체간은 굴곡되어, 72°는 실제로 체간이 36° 굴곡한 자세이다. 36°보다 작은 각은 체간의 신전을 의미하며, 12°는 실제 체간이 24° 신전된 자세이며, 0°는 체간이 36° 신전한 자세이다. 측정 순서는 무작위로 0° 혹은 72°에서 시작하고, 점차 각도를 증가하거나 감소하는 방향으로 하였다. 상지는 두팔을 가슴위에 교차시켜 상지의 대상작용을 최소화하였다. 각각의 운동은 한 자세에서 두 번씩 반복시행 하였으며, 각 운동 사이의 휴식시간은 3분이었다.

'시작'이라는 구령을 통해 대상자는 최대 등척성 운동을 시작하였다. 이전의 예비실험에서 대상자가 힘을 유지하는데 적절한 자세를 취하는데 어느 정도 시간이 요구되기 때문에 실험자가 구령을 한 후 5초 뒤부터 컴퓨터를 통해 근전도 신호와 토크 신호를 동시에 측정하였다.

본 연구의 실험은 2001년 4월 7일부터 21일까지 진행되었다.

4. 분석방법

모든 대상자에서 척추기립근의 0°, 12°, 36° 72°의 40초 간 최대 등척성 운동 시 얻어진 근전도 신호를 통해 중앙주파수, 신전운동장비를 사용하여 토크를 측정하였다. 이를 통해 시간에 따른 회귀직선을 산출하여, 중앙주파수와 토크의 회귀직선상 기울기, y-절편을 산출하였다. 또한 중앙주파수와 토크를 통해 피로지수를 계산하였는데, 계산 공식은 각각 다음과 같다.

$$\text{피로지수(fatigue index)} = \frac{\text{초기 중앙주파수 - 말기 중앙주파수}}{\text{초기 중앙주파수}}$$

$$\text{피로지수(fatigue index)} = \frac{\text{초기 토크- 말기 토크}}{\text{초기 토크}}$$

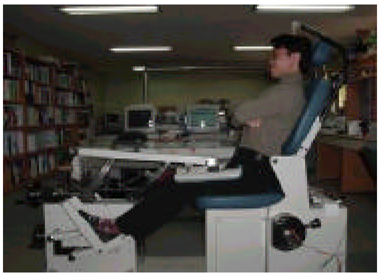

그림 4. 0° 등척성 운동자세

그림 5. 12° 등척성 운동자세

그림 6. 36° 등척성 운동 자세

그림 7. 72° 등척성 운동자세

표 1. 연구대상자의 일반적 특성 (n=20)

특성	평균±표준편차	범위
연령(세)	24.35±2.70	20 29
체중(kg)	68.68±7.68	58.0 90.0
신장(㎝)	174.15±5.23	168.0 183.0

한 대상자 내에서 각도에 따라 중앙주파수의 시계열 변화 경향과 토크의 기울기의 상관관계를 알아보기 위해 피어슨 상관계수(Pearson correlation coefficient)를 사용하였다. 또한 각 각도에 따른 피로도의 차이를 보기 위해 중앙주파수 시계열 변화의 회귀직선상의 기울기, 회귀직선의 y-절편, 피로지수를 보았으며, 또한 토크 변화의 회귀직선상의 기울기, y-절편, 피로지수를 보았다. 이 자료를 통해 네 각도에 따라 차이가 있는지 알아보기 위해 일요인 분산분석(one-way ANOVA)을 이용하여 유의성을 검정하였다. 각 자료에서 차이가 있을 때 사후검정은 LSD를 사용하였다. 유의수준 α는 .05로 하였다. 자료의 통계처리는 상용 통계 프로그램인 windows용 SPSS (statistical package for the social sciences) version 10.0, 그리고 SAS (statistical analysis system) version 6.12를 사용하였다.

Ⅲ. 결과

1. 연구대상자의 일반적인 특성

연구대상자의 평균 연령는 24세였으며, 평균 체중은 68.68 kg, 평균 신장은 174.15 ㎝이었다(표 1).

2. 각도별 시간에 따른 토크의 기울기와 y-절편

각 각도 별 토크는 72°일 때 y-절편의 평균 171.87±9.45 Nm로 최대였으며, 각도가 감소할수록 158.52±3.1 Nm, 143.28±8.59 Nm, 141.33±8.81 Nm로 점차 감소했다. 각도 별 토크의 기울기는 72°일 때 -.81±.01, 36°일 때 -.80±.01, 12°일 때 -.73±.01, 0°일 때 -.78±.00이었다(그림 8).

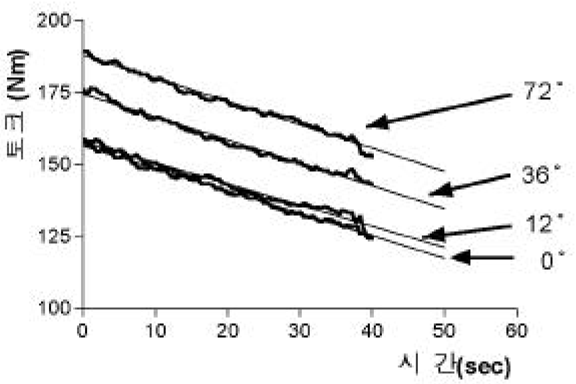

그림 8. 각도에 따른 평균 토크값

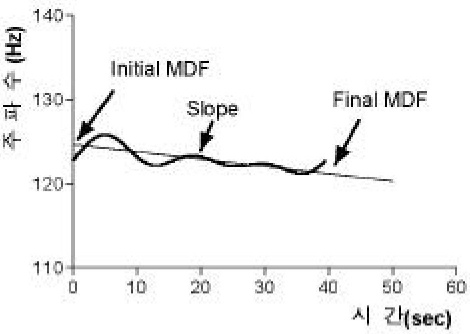

그림 9. 초기 중앙주파수(Initial MDF), **기울기**(Slope), **말기 중앙주파수**(Final MDF)

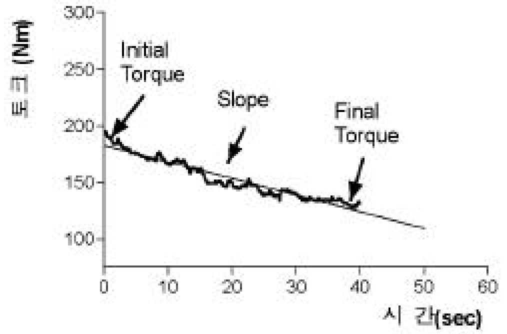

그림 10. 초기 토크(Initial torque), **기울기**(Slpoe), **말기 토크**(Final MDF)

3. 각도별 중앙주파수와 토크 분석

그림 9는 시간에 따른 중앙주파수의 변화와 그에 따른 회귀직선을 나타낸 것이다. 회귀직선상의 기울기, 초기 중앙주파수(y-절편과 일치: 시간이 0일 때 회귀직선이 위치하는 값), 말기 중앙주파수(운동이 끝나는 시점에서 회귀직선 값)를 나타낸다. 그림 10은 시간에 따른 토크의 변화와 회귀직선으로, 마찬가지로 기울기, 초기 토크와 말기 토크를 나타내고 있다.

각도에 따른 근전도 신호의 중앙주파수의 기울기, y-절편, 피로지수에는 유의한 차이가 없었으며, 토크에서도 기울기, 피로지수에서 각도에 따른 유의한 차이가 없었다. 그러나 토크의 y-절편에서는 각도에 따라 유의한 차이를 보였다(p<.05),(표 2). 각도에 따른 토크의 y-절편을 LSD로 사후검정을 한 결과 0°와 72°, 12°와 72°에서 유의한 차이가 있었다(그림 11).

3. 대상자내에서 피로지수, 중앙주파수와 토크의 상관관계 분석

각 대상자 내에서 각도별로 시간에 따른 중앙주파수와 토크의 상관관계를 피어슨 상관계수로 나타내었다. 0°에서는 범위가 .503 .817로 평균 .702, 12°에서는 .523 .877, 평

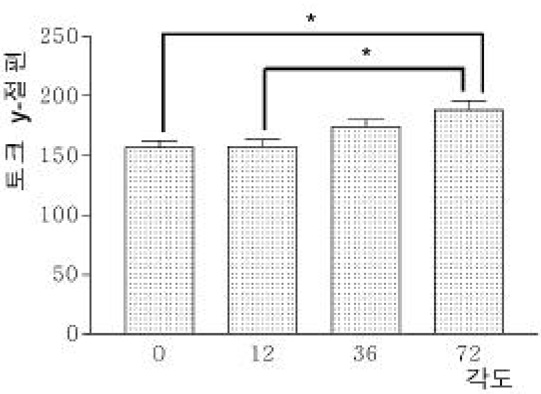

그림 11. 각도에 따른 토크 y-절편(*p<.05)

표 2. 각도에 따른 중앙주파수 및 토크의 각 요인의 차이

		평방합	자유도	평방평균	F	p
중앙주파수 기울기	그룹간	.004	3	.001	.540	.656
	그룹내	.198	76	.003		
	전체	.202	79			
중앙주파수 y 절편	그룹간	562.226	3	187.409	.613	.609
	그룹내	23231.015	76	305.671		
	전체	23793.241	79			
중앙주파수 피로지수	그룹간	.002	3	.000	.700	.555
	그룹내	.049	76	.001		
	전체	.050	79			
토크 기울기	그룹간	.807	3	.269	.615	.607
	그룹내	33.231	76	.437		
	전체	34.038	79			
토크 y 절편	그룹간	13585.285	3	4528.428	4.818	.004
	그룹내	71429.443	76	939.861		
	전체	85014.728	79			
토크 피로지수	그룹간	.004	3	.001	.105	.957
	그룹내	1.017	76	.013		
	전체	1.022	79			

균 .682, 36°에서는 .528 .852, 평균 .664, 72°에서는 .808 .508, 평균 .680으로 '양호'한 상관관계를 보였다(표 3).

표 4는 각 자세별 피로지수를 중앙주파수와 토크로 구분하여 제시하였다. 0°에서 중앙주파수와 토크의 피로지수는 각각 .03±.02, .19±.10, 12°에서는 .03±.04, .17±.13, 36°에서는 .02±.02, .18±.12, 72°에서는 .02±.01, .17±.12이었다(표 4).

중앙주파수 기울기와 토크 기울기의 상관관계를 피어슨 상관계수로 분석하였다. 전체적으로는 .211의 상관성을 보여주며, 0°에서는 .326, 12°에서는 .280, 36°에서는 .069, 72°에서는 .019의 상관성을 보였다. 피로지수의 상관성은 전체에서는 .114, 0°에서는 .280, 12°에서는 .111, 36°에서는 .099, 72°에서는 -.024의 '불량'한 상관성을 보였다(표 5).

Ⅳ. 고찰

다양한 활동(activity)을 하는 동안 직접적으로 근육의 수축을 측정하는 것은 불가능하지만, 최근 20년 동안의 연구를 바탕으로 운동전위 신호를 통하여 개개의 근육이나 여러 근육의 집단적인 활동을 측정하는 것은 가능하다. 특히 근전도 신호의 주파수 분석은 주로 근섬유 전도속도와 함께 근육의 국소적 피로를 연구하는데 많이 이용되고 있는 방법이다(손민균 등, 1998). 국소적 피로가 발생함에 따라 중앙주파수가 감소하는 것은 근섬유의 전도속도의 감소, 동시발동, 발사율(firing

표 3. 대상자내 각도 별 피로와 토크의 상관관계

	0 ˚	12 ˚	36 ˚	72 ˚
대상자 1	.708	.837	.792	.785
대상자 2	.750	.751	.769	.808
대상자 3	.806	.877	.816	.751
대상자 4	.759	.715	.550	.603
대상자 5	.817	.708	.651	.800
대상자 6	.503	.577	.569	.691
대상자 7	.595	.523	.666	.576
대상자 8	.799	.586	.536	.529
대상자 9	.542	.633	.715	.744
대상자 10	.760	.674	.647	.772
대상자 11	.784	.657	.614	.719
대상자 12	.672	.610	.825	.679
대상자 13	.541	.634	.768	.645
대상자 14	.784	.732	.535	.759
대상자 15	.675	.763	.852	.654
대상자 16	.701	.600	.528	.539
대상자 17	.806	.827	.713	.680
대상자 18	.678	.822	.727	.750
대상자 19	.769	.630	.581	.508
대상자 20	.592	.631	.561	.707
평균	.702	.682	.664	.680
범위	.503 .817	523 .877	.528 .852	.508 .808

rate)과 같은 근육에서 일어나는 여러 가지 생리적인 영향의 결과이다. 중앙주파수의 기울기는 시간이 경과함에 따라 중앙주파수의 감소를 보여주며, 동시에 피로 발생의 비율을 반영한다.

신경근육계의 피로란 근육이 요구되거나 예상되었던 힘을 지속할 수 없는 상태로 정의된다. 근육에 피로가 발생하면 저주파수 구성성분이 증가하게 되어 중앙주파수나 평균주파수가 감소된다는 것은 잘 알려졌으며(옥준영, 2000; 이충휘 등, 1999; Chaffin, 1973; De Luca, 1984; Kay 등, 2000; Vollestad, 1997), 요추 주위근에서도 같은 결과가 보고되었다(남기석, 1998; 손민균, 1998). 손민균(1998)의 연구에서도 요추 주위근의 지속적인 등척성 수축 동안 평균주파수 및 중앙주파수가 환자 집단과 정상인 집단 모두에서 감소하였다. 본 연구에서도 이와 마찬가지로 모든 자세에서 중앙주파수가 감소하여, 피로지수가 모두 양의 값을 나타내었다(표 4). 근전도 자료의 주파수 분석방법에는 중앙주파수와 평균주파수, 최빈주파수(mode frequency)를 이용하는 방법이 있다. 중앙주파수는 전체 power density spectrum을 균등하게 양분하

표 4 각 대상자의 각도별 중앙주파수와 토크의 피로지수

	0°		12°		36°		72°	
	중앙주파수	토크	중앙주파수	토크	중앙주파수	토크	중앙주파수	토크
대상자 1	.03	.16	.03	.36	.00	.29	.06	.03
대상자 2	.04	.16	.19	.19	.01	.23	.03	.26
대상자 3	.03	.22	.05	.16	.03	.23	.01	.11
대상자 4	.03	.23	.02	.05	.03	.08	.01	.18
대상자 5	.01	.41	.03	.46	.03	.18	.02	.31
대상자 6	.00	.01	.01	.01	.02	.07	.02	.03
대상자 7	.01	.21	.01	.22	.03	.28	.01	.20
대상자 8	.04	.13	.01	.04	.01	.13	.06	.30
대상자 9	.01	.16	.02	.26	.02	.20	.02	.33
대상자 10	.06	.33	.01	.30	.01	.14	.02	.30
대상자 11	.02	.21	.01	.23	.02	.19	.02	.32
대상자 12	.04	.17	.04	..08	.09	.23	.04	.14
대상자 13	.08	.35	.02	.01	.01	.06	.01	.04
대상자 14	.00	.26	.02	.14	.01	.24	.01	.26
대상자 15	.01	.06	.02	.25	.04	.48	.03	.07
대상자 16	.03	.07	.02	.02	.01	.09	.03	.01
대상자 17	.06	.25	.05	.32	.03	.06	.01	.01
대상자 18	.02	.17	.02	.17	.02	.01	.01	.27
대상자 19	.01	.12	.00	.11	.02	.10	.03	.12
대상자 20	.05	.07	.05	.19	.02	.09	.02	.13
평균±표준편차	.03±.02	.19±.10	.03±.04	.17±.13	.02±.02	.18±.12	.02±.01	.17±.12

표 5. 중앙주파수와 토크의 상관계수

	전체	0°	12°	36°	72°
기울기(slope)	.211	.326	.280	.069	.019
피로지수(FI)	.114	.280	.111	.099	- .024

는 지점의 주파수이고, 평균주파수는 전체 주파수의 평균이며, 최빈주파수는 스펙트럼의 최고값의 주파수이다. 이 세 주파수는 근섬유의 전도속도와 거의 비례하나, 이중 중앙주파수가 잡음의 영향을 가장 적게 받고, 실시간 온라인으로 얻어진 정보에 대해 가장 신뢰할 만하다고 한다(Stulen과 De Luca, 1981). 따라서 이 연구에서는 중앙주파수를 사용하여 근전도 자료를 분석하였다.

앞정강이근(tibialis anterior)과 대퇴네갈래근(quadricpes femoris)의 근육 길이에 따른 피로 발생의 정도에 대한 연구를 보면, 근육

의 길이가 짧아질수록 피로가 증가한다고 보고하고 있다(Rassier, 2000; Sacco 등, 1994). Fitch와 McComas(1985)의 연구에서도 앞정강이근의 길이에 따라 나타나는 피로에 차이가 있다고 하였다. 그러나 Matthijsse 등(1987)의 장딴지근(gastrocnemius)에 대한 연구나, Huijing 등(1986)의 종아리세갈래근(triceps surae)에 대한 연구에서 근육 길이에 따른 피로 발생은 차이가 없었다고 보고하였다. 근피로에 근육 길이가 미치는 영향은, 근섬유의 전도속도가 근섬유의 길이와 관련되어 바뀌는 것으로 설명할 수 있다(Arendt-Nielson과 Mills, 1985). 수축하는 동안 근섬유의 부피는 일정하다. 따라서 근육의 길이가 짧아지면, 직경이 증가되어야 한다. 근섬유 반지름의 제곱과 근섬유의 전도속도는 비례한다. 그러므로 근육이 짧아지면 수축 속도가 증가된다. 결과적으로 근육의 길이가 증가하면 근섬유의 반지름이 줄어들어 근섬유의 전도속도가 감소된다. 척추기립근의 경우 사지근육과는 달리 근육 길이가 짧아서, 신전과 굴곡 시 근육 길이 차이가 크지 않다.

한편 Komi와 Tesch(1979), Moritani 등(1982)의 100회 등속성 수축 동안 가쪽넓은근(vastus lateralis)의 중앙주파수 감소와 근섬유 구성을 비교한 연구에서, 속근섬유의 비율이 높을수록 젖산의 축적이 증가하여, 피로 시 중앙주파수 감소율이 크다고 하였다. 이 연구에서도 각도에 따른 중앙주파수의 기울기에는 차이가 없었다. 이는 앞정강이근이나 대퇴네갈래근과는 달리 척추기립근이 대부분 지근섬유로 구성되어 있어 중앙주파수 감소율이 낮았기 때문에 각 자세마다 차이가 없었던 것으로 설명할 수 있다. 또한 Doud와 Walsh(1995)의 윗팔두갈래근을 대상으로 근육 길이와 근전도 중앙주파수를 비교한 연구에서 근육의 길이가 짧을수록 중앙주파수 감소가 증가하는 것을 보였다. 특히 수축하는 전체 기간 중 초기 75%에는 영향을 미치지 않으나, 마지막 25% 지점에서 중앙주파수의 급격한 감소를 보였다. 따라서 피로로 인해 더 이상 작업을 수행하지 못하기 직전 중앙주파수와 근육 길이 간에 상관성이 높은 것으로 보인다. 본 실험에서는 최대 등척성 수축을 시행하였으나, 40초 동안의 운동이 피로를 유발하는데 불충분하여 마지막 25% 지점에서 주파수의 급격한 감소를 보기는 어려웠다고 여겨진다.

초기 중앙주파수는 근섬유의 구성정도를 반영하는 지표(Raissier, 2000)라서 초기 중앙주파수는 근육 전체 가운데 속근섬유가 차지하는 비율과 상관관계가 높다. 따라서 초기 중앙주파수의 증가는 속근 운동단위 징집 비율이 높음을 의미한다. 그 결과, 속근섬유가 높은 전도속도를 나타내므로 스펙트럼 분석에서 더 높은 주파수 요소가 증가한다(Viitasalo 등, 1980). 이영희(1993)의 연구에서도 구성이 다른 네 근육의 국소적 피로도를 비교하기 위하여 80% MVC를 유지할 때 시간 경과에 따른 평균주파수의 감소율을 평가한 결과 속근섬유의 비율이 높다고 알려진 윗팔세갈래근의 피로도가 가장 높았고, 그 다음 윗팔두갈래근, 앞정강이근, 그리고 장딴지근의 순으로 감소하여 근섬유의 구성 비율과 관련이 있음을 알 수 있었다. 이 연구에서 초기 중앙주파수 값을 반영하는 y-절편이 각도에 따라 유의한 차이가 없었던 이유는 이처럼 척추기립근이 다른 사지근육보다 지근섬유가 차지하는 비율이 높고, 각 대상자마다 지근섬유와 속근섬유의 비율에 약간의 차로 인해 서로의 효과가 상쇄되었기 때문이라고 여겨진다. 또한 이번 연구에서는 최대 등척성 수축을 유도하였는데, 그 결과 피로로 인한 주파수변화는 지근섬유보다 많은 힘을 생성하는 속근섬유의 생화학적 변화에 더 민감하게 반응한 것으로 생각된다.

토크의 기울기나 피로지수에서도 각도에 따른 유의한 차이가 없었다. 그러나 토크의 y-절편에서는 각도에 따라 유의한 차이를 보였다(p=.004),(표 2). 각 각도별 토크는 72° 일 때 171.87±9.45 Nm로 최대였으며, 각도가 감소할수록 점차 줄어들었다. 이 결과는

Petroesky 등(1982)의 연구에서 윗팔두갈래근(biceps)과 대퇴네갈래근(quadriceps)의 최대 등척성 운동 시 근육 길이에 따른 토크에는 차이가 있었다는 결과와 유사하다. 이때 측정되는 토크(τ_M)는 관절축으로부터 힘을 발생하는 근육까지의 거리(d)에 힘(F)의 곱(τ_M=F×d)이다(Smith, 1996). 요추 신전운동 장비는 골반과 하지를 완전히 고정시켜, 최대한 요추부위의 움직임만 일어나도록 유도하였다. 12°와 36°에서 척추기립근이 휴식기보다 약간 신전되어 발생하는 힘은 증가되었지만, 관절축으로부터 근육까지의 거리는 짧다. 반면 72°에서는 근육의 길이도 최대가 되어 힘도 증가하고, 관절축으로부터 근육까지의 거리도 길어진다. 따라서 토크의 y-절편은 72°일 때 최대가 된다.

각 대상자 내에서 각도별로 시간에 따른 중앙주파수와 토크의 상관관계를 보았을 때, 0°에서는 평균 .702(.503 .817), 12° 평균 .682(.523 .877), 36° 평균 .664(.528 .852), 72° 평균 .680(.808 .508)이었다(표 3). 그러나 전체 대상자의 중앙주파수와 토크 기울기의 상관관계를 피어슨 상관계수로 분석한 결과, 전체적으로는 .211의 상관성을 보여주며, 0°에서는 .326, 12°에서는 .280, 36°에서는 .069 72°에서는 .019의 상관성을 보였다. 피로지수의 상관성은 전체에서는 .114, 0°에서는 .280, 12°에서는 .111, 36°에서는 .099, 72°에서는 -.024의 상관성을 보였다(표 5). 이처럼 개인내에서는 비교적 높은 상관성을 나타내었으나, 대상자 전체의 상관성은 상당히 낮게 나타났다.

정상 근육에서 근전도 스펙트럼의 저주파대로의 천이에 영향을 미치는 요인은 힘의 크기, 근육의 온도 감소, 근활동전위 전도속도의 감소, 발사율, 운동단위의 동시발동의 증가, 활성속도의 감소, 수축 종류, 근육 두께의 증가 등이 있다(Bigland-Ritchie, 1983; Christensen H 등, 1995; Kranx 등, 1983). 요부근육은 각 근섬유가 다른 방향으로 배열되어 있고, 신경분포도 다양하며, 신호를 감소시키는 근막이 두껍게 분포하여, 측정 결과가 좀 더 다양하다(Ng와 Richardson, 1996). 이처럼 각 대상자간에 힘의 크기나, 근육의 전기생리학적 특성 차로 인해 개인간의 차가 컸음을 알 수 있다.

본 실험에서는 각 운동 사이에 3분의 휴식시간을 제공하였다. 그러나 손민균 등(1998)의 운동 후 회복기간 동안 근전도 요인의 변화에 관한 연구에서 전환수, 평균주파수 및 중앙주파수는 점차 증가하였는데 처음 3분까지는 빠르게 증가하다가 7 8분에 거의 처음 상태까지 회복되었다는 결과를 보여주었다. Mills(1982) 역시 피로 후 회복기에 수축력과 활동전위의 진폭이 매우 빨리 회복되어 30초 내에 반이 이루어지나, 평균주파수 및 이완율(relaxation rate)은 더 천천히 회복되어 3분에 50%가 회복된다고 하였다. 그러나 손민균 등(1998)의 연구에서는 근수축력이 50% 이하로 떨어질 때까지 근수축을 계속하였으나, 본 연구에서는 40초 동안만 수축을 지속하였고, 이 기간 동안 근수축력은 최대토크의 대략 80%정도까지 유지가 가능하였으므로, 3분의 휴식시간만으로도 충분하다고 본다.

이러한 주파수 스펙트럼의 대표값들은 운동단위의 특성뿐만 아니라 피부의 두께에 의하여 많은 영향을 받으며, 그 외에도 전극의 위치, 전극간의 거리 및 또는 근육의 길이, 근육의 온도, 수축 종류 등에 의해서도 영향을 받으므로, 서로 다른 근육을 평가할 때에 그 절대값보다는 수축력 증가나 지속적 수축 시 변화 양상을 비교하는 것이 더 유용하다(Kondraske 등, 1987; Merletti 등, 1991).

이번 연구에서는 중앙주파수의 기울기나 y-절편, 피로지수에서는 요추의 각도 차이에 영향을 받지 않아 유의한 차이가 없었으며, 토크의 기울기, 피로지수 역시 유의한 차이가 없었으나, 토크의 y-절편에서는 차이가 나타나서, 근육의 길이 증가와 자세 변화가 토크에 영향을 미침을 알 수 있었다. 또한, 개인간의 중앙주파수와 토크의 기울기에는 상관관계가 낮았으나, 개인내에서 중앙주파수와

토크의 시계열 변화에는 유의한 상관관계가 있음을 알 수 있었다.

V. 결론

본 연구에서는 20명의 정상 성인 남자를 대상으로 최대 등척성 운동 시 요추의 각도에 따라 표면 근전도를 이용하여 중앙주파수를 측정하였고, 요추 신전운동 장비를 이용하여 토크의 특성을 보았다. 연구 결과 각도에 따른 중앙주파수의 기울기, y-절편, 피로지수, 토크의 기울기, 피로지수에는 유의한 차이가 없었으나, 토크의 y-절편에서는 0°와 72° 12°와 72° 사이에 유의한 차이가 있었다. 또한 전체 중앙주파수 기울기와 토크 기울기 간에는 상관성이 매우 낮았으나, 개인내에서 중앙주파수와 토크의 시계열 변화에는 유의한 상관성을 나타냈다.

인용문헌

남기석. 근전도 스펙트럼 분석을 이용한 만성 요통 환자의 요부근육과 복부근육의 피로도 분석. 연세대학교 대학원 재활학과 석사학위논문. 1998.

박흥식, 이강목. 등척성 수축에 의한 피로와 근육의 전기적 신호변화. 대한재활의학회지. 1991;15(2):212-219.

손민균, 윤여삼, 전계호. 만성 요통환자에서 요추신근의 근전도 주파수 분석. 대한재활의학회지. 1998;22(1):68-76,

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

이영희. 자발적 수축시 근 활동전위의 주파수 분석에 의한 인체 골격근의 특성. 연세대학교 대학원, 의학과 박사학위논문. 1993.

이충휘, 최종덕, 이강노 등. 근피로를 유발하는 운동강도 변화가 슬관절의 위치감각 인지에 미치는 영향. 한국전문물리치료학회지. 1999;6(3):22-37.

Ament W, Bonga GJ, Hof AL, Verkerke GJ. EMG median power frequency in an exhausting exercise. J Electromyogra Kinesiol. 1993;3(4):214-220.

Arendt-Nielson L, Mills KR. The relationship between mean power frequency of the EMG power spectrum and muscle fiber conduction velocity. Elctroenceph Clin Neurophysiol. 1985; 85:166-172.

Bigland-Ritchie B. Changes in motor neuron firing rates during sustained maximum voluntary contraction. J Physiol. 1983;340:335-346.

Brody LR, Pollock MT, Roy SH, et al. pH-induced effects on median frequency and conduction velocity of the myoelectric signal. J Appl Physiol. 1991;71:1878-1885.

Chaffin DB. Localized muscle fatigue: Definition and measurement. J Occup Med. 1973;15(4):346-354.

Christensen H, Sogaard K, Jensen BR, et al. Intramuscular and surface EMG power spectrum from dynamic and static contractions. 1995;5(1):27-36.

De Luca CJ. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. Crit Rev Biomed Eng. 1984;11(4):251-279.

Doud JR, Walsh JM. Muscle fatigue and muscle length interaction: Effects on the EMG frequency component. Elctromyogra Clin Neurophysiol. 1995; 35:331-339.

Fitch S, McComas A. Influence of human muscle length on fatigue. J Physiol.

1985;362:205-213.

Huijing PA, Adelerhof AS, Giesbergen R, et al. Triceps surae EMG spectrum changes during sustained submaximal isometric contractions at different muscle length. Electromyogra Clin Neurophysiol. 1986;26:181-192.

Johnson MA, Polgar J, Weighman D, Appleton D. Data no the distribution of fiber types in thirty-six human muscle on autopsy study. J Neurol Sci. 1973; 18:111-129.

Kay D, Gibson SC, Metchell MJ. et al. Different neuromuscular recruitment patterns during eccentric, concentric and isometric contraction. J Electromyogra Kinegiol. 2000;10:425-431.

Komi PV, Tesch P. EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man. Eur J Physiol. 1979;42:41-50.

Kondraske GV, Dernanayagam S, Carmichael Tm, et al. Myoelectric spectral analysis and strategies for quantifying trunk muscular fatigue. Arch Phys Med Rehabil. 1987;68:103-110.

Kranx H, Williams AM, Cassel J, et al. Factors determining the frequency content of the electromyogram. J Appl Physiol. 1983;55:392-399.

Merletti R Lo Conte LR, Orizio C. Indices of muscle fatigue. J Electromyogr Kinegiol. 1991;1:20-33.

Mills KR. Power spectral analysis of electromyogram and compound muscle action potential during muscle fatigue and recovery. Physiol. 1982;326:401-409.

Moritani T, NaGaT A, Muro M. Electromyographic manifestations of muscular fatigue. Med Sci Sports Exerc. 1982;14:198-202.

Ng J, Richardson C. Reliability of electromyographic power spectral analysis of back muscle endurance in healthy subjects. Arch Phys Med Rehabil. 1996;77:259-63.

Petroesky JS, Glasser RM, Phillips CA. Evaluation of the amplitude and frequency components of the surface EMG as an index of muscle fatigue. Ergonomics. 1982;25(3):213-223.

Raissier D. The effects of length on fatigue and twitch potentiation in human skeletal muscle. Clin Physiol. 2000;20(6):474-482.

Sacco P, McIntyre DB, Jones DA. Effects of length and stimulation frequency on fatigue of the human tibialis anterior muscle. J Appl Physiol. 1994;77:1148-1154.

Smith LK, Weiss EL, Lehmkuhl LD. Brunnstrom's Clinical Kinegiology. 5th ed. Philadelphia, FA Davis Co., 1996.

Stulen FB, DeLuca CJ. Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. IEEE Trans Biomed Engin. 1981;28:515--523.

Viitasalo JT, Komi PV. EMG, reflex and reaction time components, muscle structure, and fatigue during intermittent isometric contractions in man. Int J Sports Med. 1980;1:185-190.

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