

등척성 요추 신전운동 시 중앙주파수와 토크의 특성

강성재¹ · 박세진¹ · 장근¹ · 박경희² · 권오윤² · 김영호¹

연세대학교 의공학과, 의공학연구소, 의용계측 및 재활공학 연구센터

첨단의료기기 기술혁신센터¹, 연세대학교 재활학과²

(2001년 9월 25일 접수, 2002년 2월 18일 채택)

Characteristics of EMG Median Frequency and Torque During Isometric Back Extension Exercises

SJ Kang¹, SJ Park¹, K Jang¹, KH Park², OY Kwon², YH Kim¹

Dept. of Biomedical Engineering, Research Institute of Medical Engineering, Research Institute for Medical Instruments and Rehabilitation Engineering, Technology Innovation Center for Medical Instruments, Yonsei University¹, Dept. of Rehabilitation Therapy, Yonsei University²

(Received September 25, 2001. Accepted February 18, 2002)

요약: 국부적 근 피로는 근전도 신호의 저주파역으로의 천이, 특히 중앙주파수의 감소로 특징된다. 여러 운동각도(0°, 12°, 36°, 72°)에서 등척성 요추신전운동을 수행하는 동안 근 피로에 따른 근전도 신호의 중앙주파수와 토크의 특성을 살펴보고자 총 20명 (평균 연령 24.35±2.70세)의 건 강한 피검자를 대상으로 본 실험연구를 수행하였다. 근전도 신호로부터 FFT를 사용하여 중앙주파수를 추출하였으며 선형회귀분석을 통해서 시간에 따른 초기중앙주파수의 초기값과 기울기를 계산하였다. 중앙주파수의 기울기와 토크의 기울기에 대한 상관관계를 정량화하기 위해서 피어슨 상관계수를 적용하였다. 중앙주파수의 기울기(p<0.656)나 y-절편(p<0.609), 피로지수(p<0.555)에서는 요추의 각도 차이에 영향을 받지 않아 유의한 차이가 없었으며, 토크의 기울기, 피로지수 역시 유의한 차이가 없었으나, 토크의 y-절편에서는 차이(p<0.04)가 나타나서, 근육의 길이 증가와 자세 변화가 토크에 영향을 미침을 알 수 있었다. 또한, 개인간의 중앙주파수와 토크의 기울기에는 상관관계가 낮았으나, 개인 내에서 중앙주파수와 토크의 시계열 변화에는 유의한 상관관계(0.682)가 있음을 알 수 있었다.

Abstract: Localized muscle fatigue can be identified by a downward shift of the EMG frequency, typically represented by a fall in the median frequency. The present experimental study was performed to investigate the time change of the median frequency and the muscle torque during maximal isometric back extension exercises at different exercise angles (0°, 12°, 36° and 72°). Twenty health subjects (mean age = 24.35 ± 2.70) were participated in this study. Median frequency was extracted from EMG signals by employing the fast Fourier transform. Initial median frequency and the slope of median frequency was not significantly correlated with the muscle torque. Pearson's product moment correlation was used to quantify the relationship between slopes of median frequency and torque. The results may suggest that the exercise angle during maximal isometric back extension exercises does not affect the slopes of the median frequency and torque, and y-intercept of the median frequency among exercise angles. There was no significant correlation between slopes of median frequency and torque. But there was a 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 slopes of median frequency and torque. But results showed that the shift of median frequency and torque shift were highly correlated in all subjects.

Key words: Electromyography, Median frequency, Muscle fatigue, Torque, Isometric back extension exercise

서 론

통신저자: 김영호, (210-710) 강원도 원주시 흥업면 매지리 234
Tel. 82-33-760-2442, Fax. 82-33-760-2197
E-mail. yhkim@dragon.yonsei.ac.kr

일상적으로 우리는 일상생활이나 임상에서 피로를 경험하지만, 피로의 과정을 이해하고 평가하는 데에는 어려움이 있다. 일반적으로 근 피로(muscle fatigue)란 힘의 발생이 감소하게

나, 처음과 같은 근력을 유지하지 못하는 상태로, 장시간 또는 과도한 활동으로 인해 야기되는 불쾌, 능률저하 그리고 자극에 대한 반응 능력의 상실을 말한다 [1].

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. 따라서 등척성 수축 시 근전도 신호(EMG signal)를 주파수 영역으로 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 스펙트럼이 낮은 주파수 대역으로 이동하는 현상이 나타난다. 이를 이용하여 근전도 스펙트럼의 평균주파수(mean frequency), 혹은 중앙 주파수(median frequency)의 저주파대로의 천이(shift)는 등척성 수축 시 국소 근피로의 측정에 비침습적인 방법으로 정확하게 피로를 평가할 수 있다고 보고된 바 있다[2].

척추기립근(erector spinae)-등가장근(longissimus thoracis)과 허리영덩갈비근(ilicostalis lumborum)-의 근력과 지구력은 요부 기능에 있어서 중요하다. 척추 주위근에서 integrated EMG나 RMS (root mean square) 값으로 안정 시와 운동 시에 근육의 수축 및 이완양상에 대한 연구가 진행되어 요추 부위의 생체역학적 이해에 많은 도움이 되고 있으나, 근 수축 방법에 따른 피로의 변화를 측정할 보고는 거의 없는 상태이다.

앞장강이근(tibialis anterior)과 대퇴네갈래근(quadriceps)의 근육 길이에 따른 피로 발생의 정도에 관한 연구에서, 근육 길이가 짧아질수록 피로가 증가한다고 보고하고 있다[3]. Fitch와 McComas[4]도 앞장강이근의 길이에 따라 피로에 차이가 있다고 하였다. 그러나 Mattijhsse 등[5]의 장만지근(gastrocnemius)에 대한 연구나, Huijing 등[6]의 종아리 세갈래근(triceps surae)에 대한 연구에서는 근육길이에 따른 피로 발생에 차이가 없었다고 보고하였다.

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. 또한 척추기립근은 근육의 구조에 있어서도, 긴 방추형(fusiform)의 사지근육과 달리, 짧고 비스듬하게 구성되어 있어서, 사지근육의 근전도 특성을 그대로 적용하기에는 어려움이 있다.

따라서 본 연구는 다양한 각도의 등척성 운동 시 척추기립

근의 근전도 스펙트럼과 그때 발생하는 토크를 비교하여, 각 자세에 따라 중앙주파수와 토크 변화의 특성을 알아보고자 실시하였다.

방 법

본 연구는 연세대학교에 재학중인 건강한 성인 남자 20명을 대상으로 하였다. 피검자 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 피검자에게 충분히 설명한 후 자발적인 동의를 얻었다.

척추기립근의 근전도 주파수 측정을 위해 근전도 MP100WS (BIOPAC System Inc., USA)에 근전도 증폭 모듈인 EMG 100B를 사용하여 자료를 저장·수집하였다. 전극은 일회용 원형 표면 근전도 전극인 AE-131 (NeuroDyne Medical Corp., USA)를 사용하였다. 이 전극은 직경 12mm의 원형 금속 디스크가 3 개 부착되어 있고, 전극간 중심 거리는 20mm이며, 정삼각형으로 배열되어 있다.

Sampling rate는 1024Hz이었으며, 잡음을 제거하기 위해 30~400Hz의 band pass filter와 60Hz의 band stop filter를 사용하였다. 측정 변수의 설정과 근전도 신호의 저장은 Acknowledge 3.52 (Biopac System Inc., 미국) 프로그램을 사용하였다. 표면 근전도 신호의 Hanning type의 FFT(Fast Fourier Transformation)를 반복하여 중앙주파수 자료를 얻기 위해, 자체 소프트웨어를 개발하여 사용하였으며, 0.2초 간격으로 0.5초 동안의 중앙주파수 값을 구하였다. 측정된 중앙주파수로부터 회귀직선의 기울기와 y-절편, 피로지수를 산출하였다.

요부근의 등척성 운동을 위해 개발된 요추 신전운동장비(Medxer, 대양정공)를 사용하였으며 (그림 1), 로드셀(CAS, 대한민국)을 이용해서 요추의 신전운동 시 작용하는 힘을 실시간으로 측정하고 모멘트팔의 길이를 곱하여 토크를 실시간으로

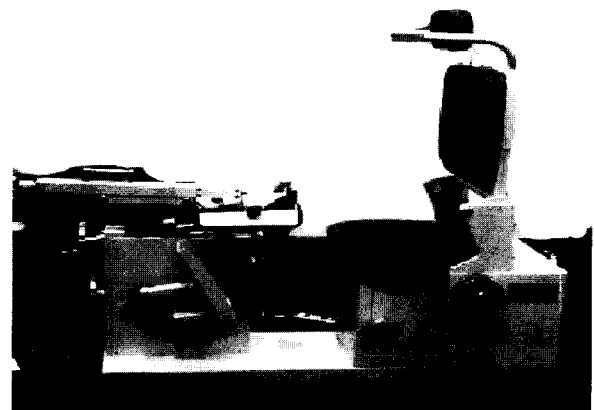


그림 1. 요추 신전운동 장비 (Medxer)

Fig. 1. Back exercise equipment (Medxer)

나타내고 자료를 데이터베이스에 저장하기 위한 프로그램을 Visual C++를 이용하여 개발하여 본 실험에 적용하였다.

전극은 피검자의 엉덩뼈능선(iliac crest)과 수평한 척추(L4)의 극상돌기로부터 외측으로 2cm 떨어져 있는 왼쪽 척추기립근의 근 힘살(muscle belly)에 부착하였다. 피부저항을 감소시키기 위해 사포로 각질을 제거하고 알코올로 닦은 다음 전극을 부착하였고, 탄력붕대로 전극을 고정하였다.

피검자를 요추 신전운동장비의 의자에 앉게 한 다음, 고정틀을 이용하여 앞·뒤 방향에서 골반과 하지를 고정하고 발바닥이 발받침대에 닿지 않도록 조절하였다. 피검자는 요추 신전운동장비에서 설정된 0°, 12°, 36°, 72°의 네 각도에서 40초 동안 최대 등척성 운동을 시행하였다 (그림 2). 신전운동장비에 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 두 팔을 가슴 위에 교차시켜 상지의 대상작용을 최소화하였다. 한 자세에서 두 번씩 반복 시행하였으며, 각 운동 사이의 휴식시간은 3분이었다. 피검자가 최대 등척운동을 시작하고 5초 후부터 근전도와 토크를 동시에 측정하였다.

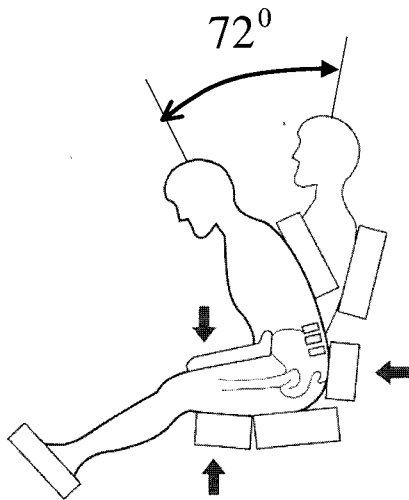


그림 2. 등척성 요추 운동
Fig. 2. Isometric back exercise

모든 피검자에서 척추기립근의 0°, 12°, 36°, 72°의 40초 간 최대 등척성 운동 시 획득한 근전도 신호의 중앙주파수와 토크를 측정하였다. 이를 통해 시간에 따른 회귀직선을 산출하여, 중앙주파수와 토크의 회귀직선에서 기울기와 y-절편을 산출하였다. 또한 중앙주파수와 토크를 통해 아래와 같은 식을 이용하여 피로지수를 계산하였다.

$$\text{피로지수(fatigue index)} = \frac{\text{초기중앙주파수} - \text{말기중앙주파수}}{\text{초기중앙주파수}}$$

$$\text{피로지수(fatigue index)} = \frac{\text{초기토크} - \text{말기토크}}{\text{초기토크}}$$

한 피검자 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 회귀직선 상의 기울기, 회귀직선의 y-절편, 피로지수를 보았으며, 또한 토크 변화의 회귀직선상의 기울기, y-절편, 피로지수를 보았다. 이 자료를 통해서 네 각도에 따라 차이가 있는지 알아보기 위해 일요인 분산분석(one-way ANOVA)을 이용하여 유의성을 검정하였다. 각 자료에서 차이가 있을 때 사후검정은 LSD를 사용하였으며, 유의수준은 0.05로 하였다. 자료의 통계처리는 상용 통계 프로그램인 Windows용 SPSS 10.0 과 SAS 6.12를 사용하였다.

결 과

피검자의 평균 연령은 24세였으며, 평균 체중은 68.68 kg, 평균 신장은 174.15 cm이었다(표 1).

표 1. 피검자의 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(cm)	174.15±5.23	168.0~183.0

각도 별 토크는 72° 일 때 y-절편의 평균 171.87±9.45 Nm 로 최대였으며, 각도가 감소할수록 158.52±3.1 Nm, 143.28±8.59 Nm, 141.33±8.81 Nm로 점차 감소했다. 각도별 토크의 기울기는 72°일 때 -0.81±0.01, 36°일 때 -0.80±0.01, 12°일 때 -0.73 ± 0.01, 0°일 때 -0.78±.00이었다 (그림 3).

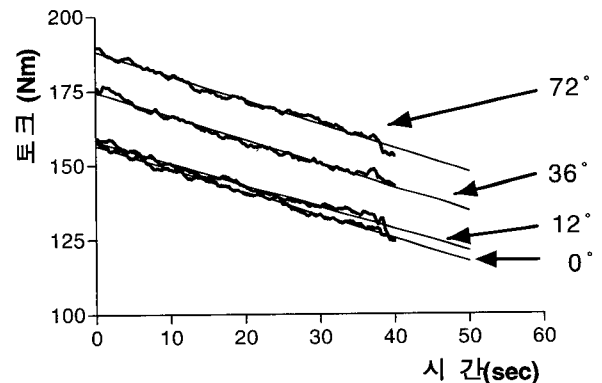


그림 3. 각도에 따른 평균 토크값
Fig. 3. Mean torque values at various lumbar extension angle

그림 4는 시간에 따른 중앙주파수의 변화와 그에 따른 회귀 직선을 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 5는 시간에 따른 토크의 변화와 회귀직선으로, 마찬가지로 기울기, 초기 토크와 말기 토크를 나타내고 있다.

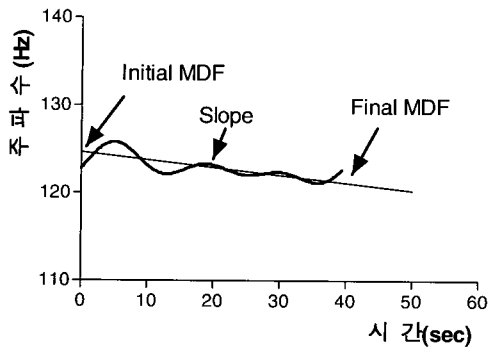


그림 4. 초기 중앙주파수, 기울기, 말기 중앙주파수
Fig. 4. Initial MDF, Slope and Final MDF

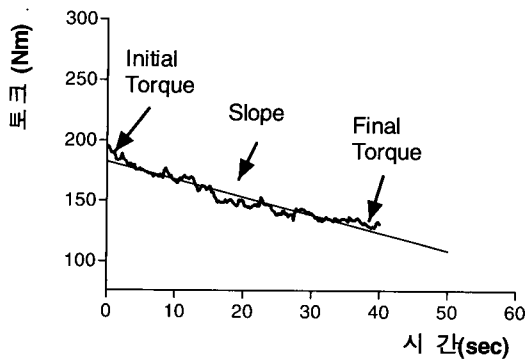


그림 5. 초기 토크, 기울기, 말기 토크
Fig. 5. Initial torque, slope and final torque

표 2. 각도에 따른 중앙주파수 및 토크의 각 요인의 차이

		평방합	자유도	평방평균	F	p
중앙주파수	그룹 간	0.004	3	0.001	0.540	0.656
	그룹 내	0.198	76	0.003		
	전체	0.202	79			
중앙주파수 y 절편	그룹 간	562.226	3	187.409	0.613	0.609
	그룹 내	23231.015	76	305.671		
	전체	23793.241	79			
중앙주파수 피로지수	그룹 간	0.002	3	0.000	0.700	0.555
	그룹 내	0.049	76	0.001		
	전체	0.050	79			
토크 기울기	그룹 간	0.807	3	0.269	0.615	0.607
	그룹 내	33.231	76	0.437		
	전체	34.038	79			
토크 y 절편	그룹 간	13585.285	3	4528.428	4.818	0.004
	그룹 내	71429.443	76	939.861		
	전체	85014.728	79			
토크 피로지수	그룹 간	0.004	3	0.001	0.105	0.957
	그룹 내	1.017	76	0.013		
	전체	1.022	79			

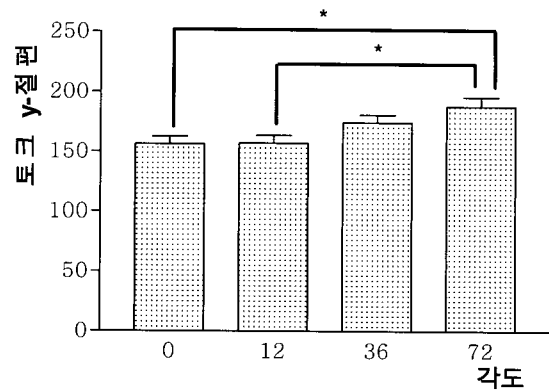


그림 6. 각도에 따른 토크 y-절편(p<0.05)
Fig. 6. y-intercept of the torque with respect to the lumbar extension angle (p<0.05)

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(p<0.04) 차이를 보였다 (표 2). 각도에 따른 토크의 y-절편을 LSD로 사후검정을 한 결과 0°와 72°, 12°와 72°에서 유의한 차이(p<0.05)가 있었다 (그림 6).

각 피검자 내에서 각도별로 시간에 따른 중앙주파수와 토크의 상관관계를 피어슨 상관계수로 나타내었다. 0°에서는 0.702(0.503~0.817), 12°에서는 0.682(0.523~0.877), 36°에서는 0.664(0.528~0.852), 72°에서는 0.680(0.808~0.508)으로 양호한 상관관계를 보였다 (표 3).

표 4에서는 각 자세별 피로지수를 중앙주파수와 토크로 구분하여 제시하였다. 0°에서 중앙주파수와 토크의 피로지수는 각각 0.03±0.02, 0.19±0.10, 12°에서는 0.03±0.04, 0.17±0.13, 36°에서는 0.02±0.02, 0.18±0.12, 72°에서는 0.02±0.01, 0.17±0.12이었다.

중앙주파수 기울기와 토크 기울기의 상관관계를 피어슨 상관계수로 분석하였다. 전체적으로는 0.211의 상관성을 보여주

표 3. 피검자내 각도 별 피로와 토크의 상관관계

	0°	12°	36°	72°
평균	0.702	0.682	0.664	0.680
범위	0.503~0.817	0.523~0.877	0.528~0.852	0.508~0.808

표 4. 피검자의 각도별 중앙주파수와 토크의 피로지수

	0°		12°		36°		72°	
	중앙주파수	토크	중앙주파수	토크	중앙주파수	토크	중앙주파수	토크
평균±표준편차	0.03±0.02	0.19±0.10	0.03±0.04	0.17±0.13	0.02±0.02	0.18±0.12	0.02±0.01	0.17±0.12

표 5. 중앙주파수와 토크의 상관계수

	전체	0°	12°	36°	72°
기울기(slope)	0.211	0.326	0.280	0.069	0.019
피로지수(FI)	0.114	0.280	0.111	0.099	-0.024

며, 0°에서 0.326, 12°에서 0.280, 36°에서 0.069, 72°에서 0.019의 상관성을 보였다. 피로지수의 상관성은 전체에서 0.114, 0°에서 0.280, 12°에서 0.111, 36°에서 0.099, 72°에서 -0.024의 불량한 상관성을 보였다 (표 5).

고 찰

근전도 신호의 주파수 분석은 주로 근섬유 전도속도와 함께 근육의 국소적 피로를 연구하는데 많이 이용되고 있는 방법이다[7]. 국소적 피로가 발생함에 따라 중앙주파수가 감소하는 것은 근섬유의 전도 속도의 감소, 동시발동, 발사율(firing rate)과 같은 근육에서 일어나는 여러 가지 생리적인 영향의 결과이다. 중앙주파수의 기울기는 시간이 경과함에 따라 중앙주파수의 변화를 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 알려졌다[1,2], 요추 주위근에서도 같은 결과가 보고되었다[7]. 본 연구에서도 이와 마찬가지로 모든 자세에서 중앙주파수가 감소하여, 피로지수가 모두 양의 값을 나타내었다 (표 4). 근전도 자료의 주파수 분석 방법에는 중앙주파수와 평균주파수 뿐만 아니라, 최빈주파수(mode frequency)를 이용하는 방법이 있다. 이들은 근섬유의 전도 속도와 거의 비례하나, 이중 중앙주파수가 잡음의 영향을 가장 적게 받고, 실시간 온라인으로 얻어진 정보에 대해 가장 신뢰할만하다고 한다.

앞정강이근(tibialis anterior)과 대퇴내갈래근(quadricpes)의 근육 길이에 따른 피로 발생의 정도에 관한 연구에서, 근육의 길이가 짧아질수록 피로가 증가한다고 보고하고 있다 [3]. Fitch와 McComas[4]도 앞정강이근의 길이에 따라 나타나는 피로에 차이가 있다고 하였다. 그러나 Matthijssse 등[5]의 장딴지근(gastrocnemius)에 대한 연구나, Huijing 등[8]의 종아리 세갈래근(triceps surae)에 대한 연구에서는 근육길이에 따

른 피로 발생은 차이가 없었다고 보고하였다. 근피로에 근육 길이가 미치는 영향은, 근섬유의 전도속도가 근섬유의 길이와 관련되어 바뀌는 것으로 설명할 수 있다. 수축 시 근섬유의 부피는 일정하므로, 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[9], Moritani 등[10]은 100회의 등속성 수축동안 가쪽넓은근(vastus lateralis)의 중앙주파수 감소와 근섬유 구성을 비교하였는데, 속근섬유의 비율이 높을수록 젖산의 축적이 증가하여, 피로 시 중앙주파수 감소율이 크다고 하였다. 본 연구에서 각도에 따른 중앙주파수의 기울기에는 차이가 없었다. 이는 앞정강이근이나 대퇴내갈래근과는 달리 척추기립근이 대부분 지근섬유로 구성되어 있어 중앙주파수 감소율이 낮았기 때문에 각 자세마다 차이가 없었던 것으로 설명할 수 있다. 또한 Doud와 Walsh[11]는 윗팔뚝갈래근을 대상으로 근육 길이와 근전도 중앙주파수를 비교하여 근육의 길이가 짧을수록 중앙주파수의 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 지표이다 [3]. 따라서 초기 중앙주파수는 근육 전체 가운데 속근 섬유가 차지하는 비율과 상관관계가 높다. 따라서 초기 중앙주파수의 증가는 속근 운동단위 징집 비율이 높음을 의미한다. 그 결과, 속근 섬유가 높은 전도속도를 나타내므로 스펙트럼 분석에서

더 높은 주파수 요소가 증가한다. 이영희[12]의 연구에서도 구성이 다른 네 근육의 국소적 피로도를 비교하기 위하여 80% MVC의 수축력을 유지할 때 시간 경과에 따른 평균주파수의 감소율을 평가한 결과 속근섬유의 비율이 높다고 알려진 윗팔 세갈래근의 피로도가 가장 높았고, 그 다음 윗팔두갈래근, 앞정장이근, 그리고 장딴지근의 순으로 감소하여 근섬유의 구성 비율과 관련이 있음을 알 수 있었다. 본 연구에서 초기 중앙주파수 값을 반영하는 y -절편이 각도에 따라 유의한 차이가 없었던 이유는 이처럼 척추기립근이 다른 사지 근육보다 지근섬유가 차지하는 비율이 높고, 각 피검자마다 지근섬유와 속근섬유의 비율에 약간의 차로 인해 서로의 효과가 상쇄되었기 때문이라고 여겨진다. 또한 본 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 차이($p < 0.004$)를 보였다(표 2). 각 각도 별 토크는 72° 일 때 171.87 ± 9.45 Nm로 최대였으며, 각도가 감소할수록 점차 줄어들었다. 이 결과는 Petrofsky 등[13]의 연구에서 윗팔두갈래근(biceps)과 대퇴내갈래근(quadriceps)의 최대 등척성 운동 시 근육 길이에 따른 토크에는 차이가 있었다는 결과와 유사하다. 이때 측정되는 토크는 관절축으로부터 힘을 발생하는 근육까지의 거리와 힘의 곱이다. 요추 신전운동장비는 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 피검자 내에서 각도별로 시간에 따른 중앙주파수와 토크의 상관관계를 보았을 때, 0° , 12° , 36° , 72° 에서 각각 0.702, 0.682, 0.664, 0.680으로 나타났다. 그러나 전체 피검자의 중앙주파수와 토크 기울기의 상관관계를 피어슨 상관계수로 분석한 결과, 전체적으로는 0.211의 상관성을 보여주며, 0° 에서는 0.326, 12° 에서는 0.280, 36° 에서는 0.069, 72° 에서는 0.019의 상관성을 보였다. 피로지수의 상관성은 전체에서는 0.114, 0° 에서는 0.280, 12° 에서는 0.111, 36° 에서는 0.099, 72° 에서는 -0.024의 상관성을 보였다(표 5). 이처럼 개인 내에서는 비교적 높은 상관성을 나타내었으나, 피검자 전체의 상관성은 낮게 나타났다.

정상 근육에서 근전도 스펙트럼의 저주파대로의 천이에 영향을 미치는 요인은 힘의 크기, 근육의 온도 감소, 근활동전위 전도 속도의 감소, 발사율, 운동단위의 동시발동의 증가, 활성 속도의 감소, 수축 종류, 근육두께의 증가 등이 있다. 요부 근육은 각 근섬유가 다른 방향으로 배열되어 있고, 신경분포도 다양하며, 신호를 감소시키는 근막이 두껍게 분포하여, 측정 결과가 좀 더 다양하다. 이처럼 각 피검자간에 힘의 크기나, 근육의 전기생리학적 특성 차로 인해 개인간의 차가 컸음을 알

수 있다.

Kroemer[14]에 의하면 최대 근력의 25% 정도 이하의 힘은 다소 긴 시간(10min)동안 유지할 수 있으나, 최대 근력을 유지하는 경우 1분 정도 후에 근 피로에 의하여 약 50%로 줄어 든다고 한다. 본 연구에서는 40초 동안 최대 근력으로 등척성 운동을 한 결과, 약 80%정도까지 감소하는 것을 확인할 수 있었다

손민균 등[7]의 운동 후 회복기간 동안 근전도 요인의 변화를 본 연구에서 전환수, 평균주파수 및 중앙주파수는 점차 증가하였는데 처음 3분까지는 빠르게 증가하다가 7~8분에 거의 처음 상태까지 회복되었다는 결과를 보여주었다. Mills[15] 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. 따라서 본 실험에서는 반복되는 각 운동 사이에 3분의 휴식시간을 제공하였다.

주파수 스펙트럼의 대표 값들은 운동단위의 특성 뿐만 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 유용하다고 하였다[16].

본 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 차이($p < 0.004$)가 나타나서, 근육의 길이 증가와 자세 변화가 토크에 영향을 미침을 알 수 있었다. 또한, 개인간의 중앙주파수와 토크의 기울기에는 상관관계가 낮았으나, 개인 내에서 중앙주파수와 토크의 시계열 변화에는 유의한 상관관계(0.682)가 있음을 알 수 있었다.

결 론

본 연구에서는 20명의 정상 성인 남자를 대상으로 최대 등척성 운동 시 요추의 각도에 따라 표면 근전도를 이용하여 중앙주파수를 측정하였고, 요추 신전운동장비를 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 차이($p < 0.004$)가 있었다. 또한 전체 중앙주파수 기울기와 토크 기울기간에는 상관성이 매우 낮았으나, 개인 내에서 중앙주파수와 토크의 시계열 변화에는 유의한 상관성(0.682)을 나타냈다. 따라서 토크의 감쇠현상 만으로도 어느 정도 피로를 손쉽게 판단할 수 있을 것으로 판단된다.

참 고 문 헌

1. D. Kay, S.C. Gibson, M. J. Mettchell et al. "Different

- neuromuscular recruitment patterns during eccentric, concentric and isometric contraction. *J Electromyogra Kinegiol*, Vol. 10, pp. 425-431, 2000
2. C.J. DeLuca, "Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans", *Crit Rev Biomed Eng*, Vol. 11, No. 4, pp. 251-279, 1984
 3. D. Raissier, "The effects of length on fatigue and twitch potentiation in human skeletal muscle", *Clin Physiol*, Vol. 20, No. 6, pp. 474-482, 2000
 4. S. Fitch and A. McComas, "Influence of human muscle length on fatigue", *J Physiol*, Vol. 362, pp. 205-213, 1985
 5. P.C. Mattijsse, K.M. Hendrich, W.H. Rijnsburger, et al, "Ankle angle effects on endurance time, median frequency, and mean power of gastrocnemius EMG power spectrum: A comparison between individual and group analysis", Vol. 30, pp. 1149-1159, 1987
 6. P.A. Huijing, A.S. Adelerhof, R. Giesbergen, et al, "Triceps surae EMG power spectrum changes during sustained submaximal isometric contractions at different muscle length", *Electromyogra Clin Neurophysiol*, Vol. 26, pp. 181-192, 1986
 7. 손민균, 윤여삼, 전계호, "만성 요통환자에서 요추신근의 근전도 주파수 분석", *대한재활의학회지*. Vol. 22, No. 1, pp. 68-76, 1998
 8. P.A. Huijing, A.S. Adelerhof, R. Giesbergen, et al, "Triceps surae EMG spectrum changes during sustained submaximal isometric contractions at different muscle length", *Electromyogra Clin Neurophysiol*, Vol. 26, pp. 181-192, 1986
 9. P.V. Komi and P. Tesch, "EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man", *Eur J Physiol*, Vol. 42, pp. 41-50, 1979
 10. T. Moritani, A. Nagat and M. Muro, "Electromyographic manifestations of muscular fatigue", *Med Sci Sports Exerc*, Vol. 14, pp. 198-202, 1982
 11. J.R. Doud and J.M. Walsh, "Muscle fatigue and muscle length interaction: Effects on the EMG frequency components", *Electromyogra Clin Neurophysiol*, Vol. 35, pp. 331-339, 1995
 12. 이영희, "자발적 수축시 근 활동전위의 주파수 분석에 의한 인체 골격근의 특성", 연세대학교 대학원 의학과 박사학위논문. 1993
 13. J.S. Petrofsky, R.M. Glasser and C.A. Phillips, "Evaluation of the amplitude and frequency components of the surface EMG as an index of muscle fatigue", *Ergonomics*, Vol. 25, No. 3, pp. 213-223, 1982
 14. K. Kroemer, "Human strength : Terminology, measurement, and interpretation of data", *Human Factor*, Vol 12, 1970
 15. K.R. Mills, "Power spectral analysis of electromyogram and compound muscle action potential during muscle fatigue and recovery", *J Physiol*, Vol. 326, pp. 401-409, 1982
 16. G.V. Kondraske, S. Dernanayagam, T.M. Carmichael, et al, "Myoelectric spectral analysis and strategies for quantifying trunk muscular fatigue", *Arch Phys Med Rehabil*, Vol. 68, pp. 103-110, 1987