

## 요추신전운동 시 중앙주파수와 웨이브렛 변환을 이용한 근피로도 분석

장 근, 김영호

연세대학교 의공학과, 의공학연구소,  
의용계측 및 재활공학 연구센터, 첨단의료기기 기술혁신센터  
(2004년 2월 10일 접수, 2004년 9월 11일 채택)

## Muscle Fatigue Analysis by Median Frequency and Wavelet Transform During Lumbar Extension Exercises

K. Jang, Y. H. Kim

Dept. of Biomedical Engineering, Research Institute of Medical Engineering,  
Research Institute for Medical Instruments and Rehabilitation Engineering,  
Technology Innovation Center for Medical Instruments, Yonsei University  
(Received February 10, 2004. Accepted September 11, 2004)

**요 약 :** 본 연구에서는 건강한 남성 13명을 대상으로 최대자발 근수축의 44%, 55%, 66%에 해당하는 40, 50, 60kg의 부하를 주었으며 초당 48°의 속도로 요추신전 운동을 반복함으로써 근피로를 유발 시켰으며, 피검자의 왼쪽 척추기립근에 표면전극을 부착하여 근전도 신호를 측정하였다. 웨이브렛을 이용하여 "시-주파수"영역에서 근전도 신호를 주파수대역별로 분리하여 근피로도를 측정하고 중앙주파수를 이용하여 얻은 결과를 비교하였다. 본 연구에서는 중앙주파수가 시간에 따라 더 낮은 주파수 영역으로 천이되며 단지 대표 주파수의 경향만 나타냄을 확인할 수 있었다. 그러나 웨이브렛을 이용한 근피로도 분석 방법은 중앙주파수와는 달리 근육의 피로함에 따라 고주파수 대역의 신호(375~438Hz)는 일정하거나 감소하고 저주파수영역의 신호(0~125Hz)는 증가하는 경향이 확인되어 웨이브렛 분석을 통해서 근피로를 정량화할 수 있음을 알 수 있었다. 본 연구를 통해 동적운동 시 웨이브렛을 이용한 분석방법이 중앙주파수 보다 근피로도를 분석하는데 있어 더욱 유용함을 확인할 수 있었다.

**Abstract :** In the present study, thirteen healthy volunteers performed lumbar extension exercises at 48°/s, loaded by 40, 50, 60kg (about 44, 55, 66% of maximum voluntary contraction). During the whole period of exercises, electromyographic(EMG) signal was measured in the erector spinae muscle in order to determine muscle fatigue. Using the wavelet transform, EMG signal was separated by various frequency ranges in the time-frequency domain, and muscle fatigue was analyzed, comparing with the results based on the median frequency(MDF). MDF shifted toward the lower frequency ranges with the muscle fatigue, showing a single characteristic frequency. On the other hand, wavelet transform of EMG signals resulted in increased power amplitude in lower frequency ranges(0-125Hz), and decreased power amplitude in higher frequency ranges(375-468Hz). This study reveals that the muscle fatigue during dynamic movement is explained better by wavelet analysis.

**Key words :** Back Muscle Fatigue, Wavelet Transform, Median Frequency

### 서 론

근피로는 지나친 운동으로 인해 불충분한 산소공급 또는 신진대사에 필요한 어느 한 물질의 고갈 등을 초래하여 근육조직의 수축요소에 원활한 신진대사를 공급하지 못할 때 발생한다. 과거에는 피로를 반복적인 근활동으로 인하여 필요한 힘을 유지하지 못하는 상태라고 정의하였다. 즉, 중추신경계에서 발초의 근육으로 연결되는 경로의 어떤 부분에 이상이 발생하여 근육의 힘 발생이 장애를 받는 상태

를 피로라고 정의하였다[1-4]. 그러나 정상인들이 최대의 힘으로 근수축을 지속할 때 나타나는 피로는 운동유발전위의 감소나 신경근 전도의 실패에 기인하여 힘의 발생능력이 감소하는 것이 아니라 해당 근육의 수축력 자체의 문제라고 보고 된 바 있다[5]. 따라서 현재 근피로는 최근의 여러 활동으로 인하여 근육에서의 힘 발생 능력이 감소된 상태라고 정의된다. 이는 근육이 독립된 성분으로 평가될 수 있다는 것이다[1].

근피로를 정량적으로 나타내기 위한 임상적인 평가방법으로 피로를 유발하는 방법에 따라 자의적으로 유발된 피로검사와 전기적으로 유발된 피로검사가 있다. 이 두 피로검사는 생리적으로 거의 동일한 결과를 나타내며[5], 이러한 피로검사의 분석은 대부분 근전도를 이용한다.

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

통신저자 : 김영호 (220-710) 강원도 원주시 흥업면 매지리 234

연세대학교 보과대 의용전자공학과

Tel : 033-760-2492 Fax : 033-760-2859

E-mail : yhkim@dragon.yonsei.ac.kr

근전도 신호와 근피로도의 관련성에 관한 초기의 연구에서는 신호의 진폭이 어떻게 변하는가에 주된 관심이 있었다. 지속적인 근수축을 하는 동안 근전도 신호의 진폭이 증가하는 것은 근육이 피로해지면서 근섬유의 수축능력이 감소함에 따라 운동단위의 동시화(synchronization)와 점증(recruitment)의 결과라고 하였다[2]. 적분된 근전도 신호와 근력과의 비율은 피로현상을 정량적으로 나타내는 피로지수로 사용되고 있다. 그러나 이 비율에 대한 연구결과들이 서로 상이하게 나타나며 전극의 부착위치와 같이 피로와 무관한 요소에 의하여 민감하게 영향을 받는다는 점에서 볼 때 그 임상적 유용성에 대한 논란이 있다[6].

근피로를 측정하기 위하여 근전도 신호의 Root Mean Square(RMS) 값을 구하거나 주파수 스펙트럼 분석을 통한 중앙주파수(median power frequency) 또는 평균주파수(mean power frequency)가 사용되고 있다. 그러나 근육의 길이와 수축력이 변하는 역동적 운동의 경우 RMS 방식은 근전도신호의 진폭과 근 수축력은 일관성이 없으므로 잘 이용되지 않는다[7, 8]. 주파수 스펙트럼은 전극에 의한 영향이 비교적 적고, 근막 전도속도, 운동단위 전위의 특징, 그 외 여러 생리학적, 생화학적 변화와 관계가 깊다. 근피로에 따라 고주파수 대역의 근섬유활동은 감소하고 저주파수 대역은 증가하여, 주파수 스펙트럼이 저주파 대역으로 이동된다고 보고된 바 있다[9-12]. 중앙주파수는 근육 전도속도(muscle conduction velocity)와 같은 근육 변수들에 대한 신뢰할 수 있는 지표이며, 평균주파수보다 다소 잡음에 강하므로 근피로를 측정할 때 대표적으로 변수로 널리 사용되고 있다[2]. 그러나 역동적인 수축을 하는 동안 중앙주파수가 유의하게 감소했다는 보고[13]가 있는 반면에, 유의하게 감소하지 않았거나 오히려 증가했다는 보고도 있다[14]. 또한 non-stationary 특성을 지니고 있는 신호에 대해서 푸리에 변환은 스펙트럼의 중첩을 야기시켜 신호의 주파수 특성을 효과적으로 분리하지 못한다. 이와 같이 신호의 크기가 시간에 따라 변화하는 경우 신호 전체에 대한 푸리에 변환은 적용의 한계를 나타낸다. 이러한 단점을 보완하기 위해 일정한 크기를 가진 창함수를 푸리에 변환과 결합시키는 국소 푸리에 변환(short time Fourier transform)이 제안되었다. 그러나 국소 푸리에 변환은 멀티 스케일 특성을 지니고 있는 경우 크기가 다른 여러 개의 창함수를 이용해야 하는 번거로움이 따른다. 반면에 웨이블릿 변환은 푸리에 변환 및 국소 푸리에 변환과는 달리 한 번의 연산으로 신호가 지닌 모든 스케일 성분을 하나의 공간에 표현할 수 있다.

본 논문에서는 요추신전운동을 하는 동안 측정된 근전도 신호를 Wavelet 변환을 통하여 "시간-주파수"영역에서 주파수별로 분리하여 근피로도를 측정하고 중앙주파수를 이용해 측정된 결과와 비교 분석하였다.

## 방 법

### 1. 실험 방법

본 연구에서는 건강한 남성 13명을 대상으로 하여 요추신전운동을 수행하여 근피로를 유발시켰다. 피검자는 요통의 경험이 없고, 허리부위에 신경계 및 근골격계 질환이 없으며, 정기적인 근력강화 운동을 하지 않는 사람으로, 전

문적인 운동선수는 제외하였다. 피검자의 나이는  $21.9 \pm 1.9$  세였고, 키는  $176.8 \pm 4.3$ cm이었으며, 몸무게는  $69.2 \pm 9.9$ kg이었다. 실험에 참여하기 전에 모든 대상자에게 본 연구의 목적과 방법에 대하여 충분한 설명을 한 후 자발적인 동의를 얻었다.

요추신전운동장비 Medxer(대양정공, 한국)[15]를 이용하여 요추신전운동을 수행하였으며(그림 1), 다양한 부하에 따라 하체를 완전히 고정시켜 요추만을 독립적으로 운동시킬 수 있다.

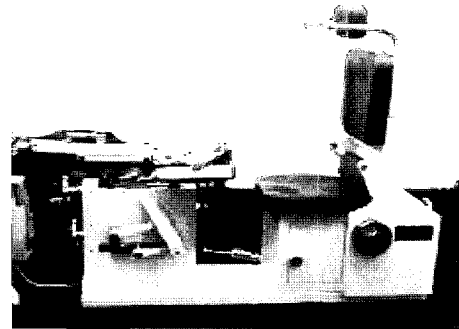


그림 1. 요추 신전운동 장비(Medxer)

Fig. 1. The lumbar extension exercise system (Medxer)

근전도 신호를 기록하기 위해 표면전극 Noraxon Dual Electrode (Noraxon Inc., 미국)을 피검자의 엉덩뼈능선(iliac crest)과 수평한 척추(L4)의 극상돌기로부터 외측으로 2cm 떨어져 있는 왼쪽 척추기립근의 근 힘살에 부착하였다(그림 2).

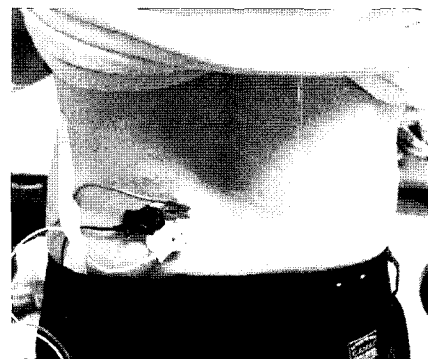


그림 2. 근전도 전극 부착위치

Fig. 2. The location of the EMG surface electrode

요추만의 독립된 운동을 위해 대퇴부와 골반을 고정시키고, 발판에 의한 반발력을 최소화하기 위해 발판을 피검자의 발에 닿지 않도록 하여 운동을 실시하였다. 본 실험에서는 근피로를 유발시키기 위해 20대 남성의 평균 MVC의 44%, 55%, 66%에 해당하는 40, 50, 60kg의 부하를 주었으며 초당 48°의 일정한 속도로 각 하중에 대하여 35, 25, 20회 반복 운동을 유도하였다. 각 실험마다 10분간의 휴식을 가진 후 다른 부하에 대하여 반복 실시하였다.

2. 데이터 수집

MP150(Biopac System Inc., 미국)을 사용하여 2000Hz의 샘플링률로 근전도 신호를 획득하였고 20-500Hz의 대역필터를 사용하였으며 500Hz 이상의 신호는 무시하였다. 요추 운동장비의 등판부에 부착된 로드셀을 이용하여 피검자에게 작용하는 하중을 측정하였으며 분압기를 장비의 회전축에 설치하여 운동각도를 측정하였다.

3. 데이터 분석

1) 중앙주파수(median frequency)

본 연구에서는 저장된 근전도 신호를 한 주기씩 분리하고 푸리에 변환한 후, 중앙주파수를 구하여 각 주기에 대한 중앙주파수의 추세를 통하여 근피로도를 나타내었다. 중앙주파수는 아래 식 (1)과 같이 정의된다.

$$\sum_{i=1}^{f_{med}} P_i = \sum_{f_{i=1}}^M P_i = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M P_i \quad (1)$$

여기서  $P_i$ 는  $i$ 번째 주파수의 파워 스펙트럼,  $M$ 은 측정된 주파수의 최고치,  $f_{med}$ 는 중앙주파수이다.

2) Wavelet 변환

웨이브렛 변환은 웨이브렛 모함수  $\psi(x)$ 로부터 압축계수(contraction coefficient) 'a'와 전이계수(transition coefficient) 'b'로 구성된 함수의 집합체이며, 식 (2)와 같이 정의된다. 압축계수는 웨이브렛의 크기를 변화시키며 이 계수에 해당하는 신호의 성분을 추출한다. 전이계수는 시간 축에서의 이동을 나타내며 웨이브렛 함수를 원하는 위치에 설정할 수 있다.

$$\psi_{b,a}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right), \quad a = a_1, a_2, \dots, a_n \quad (2)$$

웨이브렛 팩트는 일반적인 웨이브렛 분해와는 다르게 저주파 대역부터 고주파 대역을 모두 분해하는 방법으로 고주파 영역에서의 미세한 처리가 요구되는 분야에 유용하다.

본 논문에서는 관심 주파수 스펙트럼의 가장 적절한 적용 범위를 얻기 위해 측정된 근전도 신호를 웨이브렛 팩트의 Daubechies 4(5차) 웨이브렛 변환을 이용하여 모든 스케일에 대해 시간-주파수 영역에서의 변화를 살펴보았으며 전체 신호를 32개의 주파수 영역을 동일한 간격(62.5Hz)으로 나누어 근피로도를 분석하였다. 또한 다른 근피로도 분석방법으로 Daubechies 4(5차)를 사용하여 데이터를 동일한 간격의 주파수로 나누어 근전도 신호를 분압기를 이용하여 각 운동주기별로 웨이브렛 RMS 값을 취하여 웨이브렛 RMS 초기값과 운동 횟수에 대한 웨이브렛 RMS값의 경사도를 살펴보았다.

결과 및 고찰

그림 3은 약 세 주기의 요추 굴곡/신전 운동에 대한 각도, 토크, 근전도 신호를 함께 나타낸 그림이다. 그림에서 요추의 운동각도는 0~72° 사이에 있으며 운동각도가 증가할 때 신전운동으로, 감소할 때 굴곡운동으로 나타내었다. 중앙주파수는 40, 50, 60kg의 부하에 따라 굴곡/신전 운동을 반복 실시할 때 측정된 근전도 신호를 분압기를 이용하여 주기별로 분류하여 푸리에 변환한 후 중앙주파수와 중앙주파수의 경사도를 살펴보았다. 표 1은 각 부하에 따른 초기 중앙주파수와 중앙주파수의 기울기이다. 중앙주파수의 기울기에 있어서 중앙주파수가 운동 반복횟수에 대해 상관관계가 유의한 차이( $p < 0.05$ )를 보이지 않았을 때 NS(not significantly different than zero)라 정의하였다. 40, 50, 60kg의 부하에 대하여 중앙주파수의 기울기는 각각 -0.41, -0.64, -0.87이었다. 이는 작용하는 힘이 커질수록 중앙주파수가 더 큰 기울기로 변화한다는 선행연구의 결과[2]와 일치한다. 40, 50, 60kg의 부하에 대해서 중앙주파수 변화량은 13명의 피검자 중 각각 85%, 85%, 92%가 감소하는 경향을 보였다.

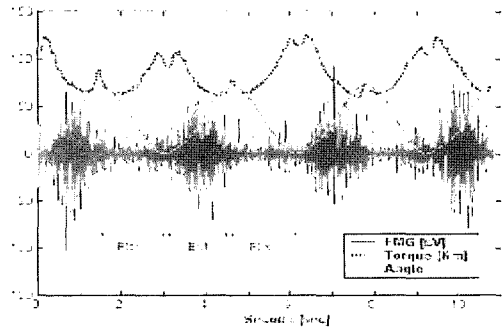


그림 3. 요추운동 시 굴곡/신전 각도, 토크, 근전도 신호  
Fig. 3. Flexion/extension angle, torque and EMG during lumbar exercises

표 1. 초기 중앙주파수 및 중앙주파수의 기울기

부하 (kg)	초기 중앙주파수 (Hz)	중앙주파수의 기울기 (Hz/cycle)	기울기 방향		
			+	NS	-
40	61.2±23	-0.41±0.4	85%	15%	0%
50	57.3±19	-0.64±0.8	85%	15%	0%
60	58.6±20	-0.87±1.1	92%	8%	0%

NS: not significantly different than zero

그림 4는 임의의 피검자에 대하여 40, 50, 60kg의 부하에 대해 측정된 근전도 신호의 웨이브렛 변환을 보여주고 있으며, 저주파 영역에서 신호(0~188Hz)가 증가함을 알 수 있다. 표 2는 첫 번째 주기에 대한 웨이브렛의 최대값과 반복운동에 따른 웨이브렛 최대값의 기울기를 주파수 영역에 따라 도표화한 것이다. 표 2에서 하중이 증가할수록 첫 번째 주기의 웨이브렛 최대값은 증가하는데, 이는 근력이

증가할수록 근전도 신호의 크기가 증가하기 때문이다[16]. 각 부하에 대한 웨이블릿의 최대값은 원 신호를 주파수 스펙트럼 분석했을 때와 유사하게 주파수 영역이 63~125Hz 일 때 가장 크고 주변 주파수 영역으로 갈수록 감소하는 산 모양을 하는데, 이것은 웨이블릿 변환이 시간-주파수 영역으로 표현되기 때문이다. 또한 63~125Hz의 주파수 영역

에서 가장 큰 기울기를 나타내었으며 0~188Hz의 주파수 영역의 신호는 운동 반복횟수가 증가할수록 전반적으로 증가하였으며 188~468Hz의 영역에서는 감소하였다. 특히 0~125Hz사이의 영역의 신호는 피검자 중 84% 이상이 증가하였으며 375~468Hz사이의 영역의 신호는 92% 이상(40kg인 경우 62%)이 감소함을 확인할 수 있었다.

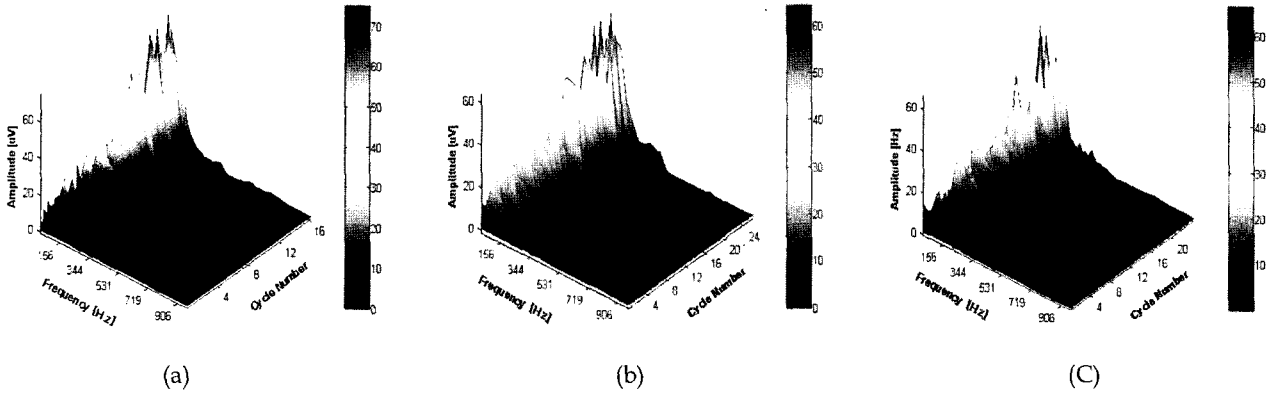


그림 4. 각 부하에 대한 웨이블릿 변환  
Fig. 4. Wavelet transform for different loads (a) 40kg, (b) 50kg, (c) 60kg

표 2. 주파수 영역에 따른 초기 웨이블릿의 최대값 및 최대값의 기울기

부하 (kg)	주파수 영역 (Hz)	초기 값 ( $\mu V$ )	기울기 ( $\mu V/cycle$ )	기울기 방향		
				+	NS	-
40	0 - 63	29.6±12.6	0.62±0.62	92%	0%	8%
	63 - 125	47.6±18.4	0.80±0.86	85%	15%	0%
	125 - 188	35.2±11.8	0.28±0.44	85%	0%	15%
	188 - 250	21.8± 9.2	-0.01±0.11	31%	23%	46%
	250 - 313	12.1± 6.7	-0.02±0.09	23%	38%	39%
	313 - 375	17.1± 8.6	-0.03±0.13	15%	39%	46%
	375 - 438	5.8± 3.7	-0.05±0.08	7%	31%	62%
50	0 - 63	31.9±14.7	0.76±0.66	92%	0%	8%
	63 - 125	47.5±15.6	1.13±0.99	85%	15%	0%
	125 - 188	34.8±11.0	0.42±0.47	69%	23%	8%
	188 - 250	20.1±8.3	0.06±0.25	46%	23%	31%
	250 - 313	12.3±6.3	-0.02±0.15	23%	23%	54%
	313 - 375	16.9±7.8	-0.01±0.17	8%	46%	46%
	375 - 438	5.7±3.7	-0.07±0.07	8%	0%	92%
60	0 - 63	33.0±13.1	0.88±0.89	84%	8%	8%
	63 - 125	50.4±18.6	1.25±1.31	84%	8%	8%
	125 - 188	38.4±15.5	0.31±0.86	69%	8%	23%
	188 - 250	23.2±13.5	-0.06±0.52	23%	31%	46%
	250 - 313	14.3±11.3	-0.13±0.50	15%	39%	46%
	313 - 375	19.6±14.7	-0.11±0.60	31%	31%	38%
	375 - 438	6.9±6.4	-0.13±0.21	0%	8%	92%

NS: not significantly different than zero

그림 5는 한 피검자에 대하여 전체 운동에 대하여 운동 주기별로 웨이브렛 변환된 RMS 값을 나타내며, 표 3은 첫 번째 운동주기의 웨이브렛 RMS 값과 운동횟수에 따른 웨이브렛 RMS 값의 기울기를 주파수 영역별로 나타낸 것이다. 그림 4에서와 같이. 그림 5에서도 저주파 영역(0~188Hz)의 신호가 증가하고 고주파 영역(188~375Hz)의 신호는 감소하는 경향을 관찰할 수 있다. 표 3에서도, 표 2에

서와 같이, 주파수 영역이 63~125Hz일 때 웨이브렛의 최대값과 기울기가 가장 크게 나타났다. 운동 반복횟수가 증가할수록 0~188Hz의 주파수 영역의 신호는 전반적으로 증가하였으며 188~468Hz의 영역에서는 감소하는 것을 확인할 수 있었다. 특히 피검자 중 70% 이상에서 0~125Hz 사이의 영역의 신호가 증가하였으며, 375~468Hz사이의 영역의 신호는 92% 이상이 감소하였다.

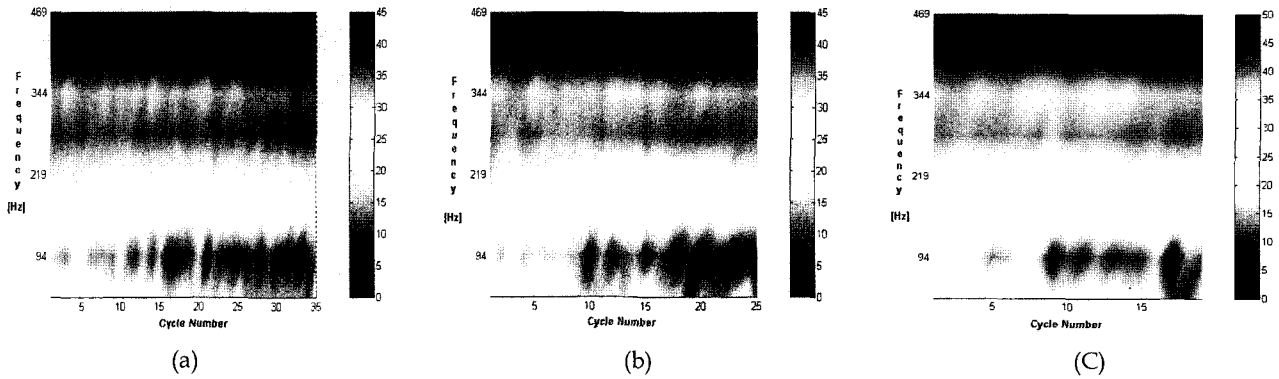


그림 5. 각 부하에 대한 웨이브렛의 RMS 값

Fig. 5. RMS value of wavelet transform for different loads (a) 40kg, (b) 50kg, (c) 60kg

표 3. 주파수 영역에 따른 초기 웨이브렛의 RMS 값 및 기울기

부하(kg)	주파수 영역 (Hz)	초기값 ( $\mu V$ )	기울기 ( $\mu V/cycle$ )	기울기 방향		
				+	NS	-
40	0 - 63	31.4±11.2	0.49±0.57	77%	15%	8%
	63 - 125	47.6±17.4	0.73±1.28	77%	15%	8%
	125 - 188	34.8±12.7	0.23±0.58	54%	31%	15%
	188 - 250	24.6±10.3	-0.07±0.17	0%	31%	69%
	250 - 313	14.0± 7.4	-0.02±0.12	23%	8%	69%
	313 - 375	18.1± 8.4	-0.06±0.14	8%	15%	77%
	375 - 438	7.6± 3.7	-0.11±0.10	0%	0%	100%
50	0 - 63	34.7±11.9	0.89±0.85	92%	8%	0%
	63 - 125	54.3±17.7	1.35±1.79	100%	0%	0%
	125 - 188	37.8±14.3	0.50±0.82	77%	23%	0%
	188 - 250	25.7±10.9	-0.05±0.29	15%	23%	62%
	250 - 313	14.7±7.2	0.00±0.2	31%	31%	38%
	313 - 375	18.9±8.2	-0.02±0.2	23%	15%	62%
	375 - 438	8.2±3.9	-0.18±0.15	0%	8%	92%
60	0 - 63	36.0±12.6	0.54±0.83	77%	0%	23%
	63 - 125	54.6±18.9	0.72±1.49	70%	0%	30%
	125 - 188	37.0±12.9	0.23±1.08	62%	8%	31%
	188 - 250	26.7±10.9	-0.14±0.48	31%	0%	69%
	250 - 313	15.0±7.9	-0.10±0.29	23%	31%	46%
	313 - 375	19.2±8.9	-0.05±0.30	23%	23%	54%
	375 - 438	9.8±5.7	-0.28±0.21	0%	0%	100%

NS: not significantly different than zero

피로가 시작되면, 근 수축력이 감소할 뿐 아니라 근육 활동전위(muscle action potential)의 모양도 변하게 되며 자발적으로 근육을 수축할 때 동원된 근육활동전위의 평균 폭(duration)이 이동되며 이에 따라 근전도 스펙트럼도 이동되고, 고주파수 성분의 근 신호가 감소한다[2,17]. 본 논문에서도 근피로에 의하여 중앙주파수가 저주파 영역으로 이동함을 확인할 수 있었다. 웨이브렛 변환에서는 근육의 피로에 따라 저주파 영역(0~188Hz)의 신호가 증가하고 고주파 영역(188~375Hz)의 신호가 감소하여 전체 주파수가 저주파 영역으로 이동하는 것을 알 수 있었다. 근육의 피로에 따라 고주파 영역의 신호가 감소하는 것은 근육활동전위의 전도속도가 감소하기 때문이며 저주파 영역의 신호가 증가하는 운동단위의 발사율이 증가하기 때문이다[18].

**결 론**

본 연구에서는 건강한 남자 13명이 요추신전운동을 수행하는 동안 측정된 근전도 신호의 중앙주파수와 웨이브렛 변환을 이용하여 근피로도를 측정하였다. 피로의 결과로 중앙주파수가 40, 50, 60kg의 부하에 대해 각각 -0.41, -0.64, -0.87의 기울기로 감소함을 알 수 있었다. 또한 웨이브렛 분석방법을 통해 근육의 피로에 따라 고주파수 영역의 신호는 감소하고 저주파 영역의 신호는 증가하는 경향을 확인하였다. 0~125Hz 사이의 신호가 저주파 성분을 증가시키는데 큰 영향을 주었으며 특히 63~125Hz 사이의 신호는 가장 많으며 큰 비율로 증가하였다. 고주파 영역(188~438Hz)의 신호는 운동횟수의 증가에 따라 일정하거나 감소하는 경향을 보였다. 중앙주파수가 시간에 따라 하나의 대표 주파수의 특성을 나타내는 반면에, 웨이브렛 변환을 통한 근피로도 분석은 시간-주파수 영역에서 근육활동 특성을 세밀하게 관찰할 수 있다.

**참 고 문 헌**

1. S.A. Binder-Macleod and L. Snyder-Mackler, "Muscle fatigue: Clinical implications for fatigue assessment and neuromuscular electrical stimulation", Vol. 73, Phys Ther, pp. 902-910, 1993
2. D.A. Winter, "Biomechanics and motor control of human movement", A Wiley-Interscience Publication, 1990
3. J.R. Cram, G.S. Kasman and H. Jonathan, Introduction to surface electromyography, An Aspen Publication, pp. 350-375, 1998
4. K. Shrawan and M. Anil, Electromyography in Ergonomics, Taylor & Francis, pp. 109-123, 1996
5. B. Bigland-Ritchie and J.J. Woods, "Changes in muscle

*contractile properties and neural control during human muscular fatigue", Muscle & Nerve, pp. 691-699, 1984*

6. S.H. Roy, "Combined use of surface electromyography and <sup>31</sup>P-NMR spectroscopy for the study of muscle disorders", Phys Ther, Vol. 73, pp. 892-901, 1993
7. B. Gerdle, B. Larsson and S. Karlsson, "Criterion validation of surface EMG variables as fatigue indicators using peak torque: a study of repetitive maximum isokinetic knee extensions", Journal of Electromyography and Kinesiology, Vol. 10, No. 4, pp. 225-232, 2000
8. N.K. Vøllestad, "Measurement of human muscle fatigue", J Neurosci Met, Vol. 74, No. 2, pp. 219-227, 1997
9. J.V. Basmajian, and C.J. De Luca, Muscles Alive, Williams & Wilkins, 5th ed., 1985
10. J. R. Potvin and L. R. Bent, "A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks", J Electromyo Kinesiol, Vol. 7, No. 2, pp. 131-139, 1997
11. 강성재, 박세진, 장근, 박경희, 권오윤, 김영호, "등척성 요추 신전운동 시 중앙주파수와 토크의 특성", 대한의용생체공학회, 제 23권, 제 1호, pp. 9-15, 2002
12. H. Christensen, K. Sogaard, B.R. Jensen, "Intramuscular and surface EMG power spectrum from dynamic and static contractions", J Electromyo Kinesiol, Vol. 5, pp. 27-36, 1995
13. J.R. Potvin, "Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions", J Appl Physiol, Vol. 82, pp. 144-151, 1997
14. B. Gerdle, S Karlsson, AG Crenshaw, "The influences of muscle fibre proportions and areas upon EMG during maximal dynamic knee extension", Eur J Appl Physiol, Vol. 81, pp. 2-10, 2000
15. 장근, 강성재, 박세진, 김영호, 허영백, "등척성 및 등장성 요추근력 운동 및 측정시스템의 개발", 제26회 대한의용생체공학회 춘계학술대회, pp. 71, 2002
16. S. Bouisset, EMG and muscle force in normal motor activities, In New Development in Electromyography and Clinical Neurophysiology, pp. 547-583, 1973
17. R. Kadefors, I. Petersen and H. Broman, Spectral analysis of events in the electromyogram, In New Development in Electromyography and Clinical Neurophysiology, pp. 628-637, 1973
18. L.R. Brody, M.T. Pollock, S.H. Roy, C.J. De Luca, and B. Celli, "pH-induced effects on median frequency and conduction velocity of the myoelectric signal", J Appl Physiol, Vol. 71, pp. 1878-1885, 1991