

상완이두근의 등장성 운동시 근피로인자로서 표면근전도의 저주파수대역 선정에 관한 연구

이상식¹ · 이기영^{1*}

¹관동대학교

A Study on Low Frequency Band Selection as a Fatigue Parameter in Surface EMG during Isotonic Exercise of Biceps Brachii Muscle

Sang Sik Lee¹, Ki Young Lee^{1*}

¹Dept. of Biomedical Engineering, Kwandong University, Gangneung, 210-701, Korea

(Received: May 12th, 2011; Revised: July 19th, 2011; Accepted: July 26th, 2011)

Abstract

Muscle fatigue is characterized as a progressive increase in discomfort arising from the active muscle at moderate load levels are maintained. The median frequency is the most commonly used as a parameter to describe muscle fatigue. However, the estimate of the median frequency is difficult to indicate muscle fatigue because of its high standard deviation and instability.

This paper investigates the power changes of the appropriate low frequency band as a fatigue parameter in EMG during isotonic exercise. To select the appropriate band, linear regression lines are employed to calculate the slopes and the coefficient of determination. Three females and seven males volunteered to participate in surface EMG recordings placed on the biceps brachii and each recording experiment continued until their exhaustion. The results of experiment shows that the power changes of the selected low frequency band (15~45 Hz) have linear slopes and high determinant coefficients. Therefore, this fatiguing parameter using the power changes of the low frequency band is valid to measure the state of muscular fatigue.

Keywords : Muscle fatigue, Low frequency, EMG, Isotonic exercise, Biceps brachii

1. 서론

근피로(Muscle Fatigue)는 근 장력을 최대로 유지할 수 있는 능력의 손실로 정의되며, 근육의 수축이나 신경자극이 장시간 계속되면 고통이나 피로감을 느끼게 될 뿐만 아니라 근육 및 골격계통 부위에 누적되어 근골격계 질환의 원인이 된다(Ritter, 2005). 이러한 근골격계 질환은 농업 분야 등의 작

업자에게 주로 발생한다(Lim et al., 2009; Lim et al., 2011). 그러므로 이를 효과적으로 치료하고 미리 예방하기 위해서는 근피로를 객관적으로 측정하여 평가하는 것이 필요하다.

근육의 수축을 계속 유지하거나 이완과 수축을 되풀이 하여 근피로가 높아지면 근육에 젖산이 쌓이는 등의 생리학적 인 변화가 발생한다. 이러한 생리학적인 변화를 이용하여 근 피로를 측정하는 방법에는 근력측정법(Merletti et al., 1991), 혈류측정법(Olive et al., 2003), 젖산측정법(Jung et al., 2006) 등이 있다. 이에 반해, 근육의 표피에서 직접 측정할 수 있는 표면근전도(Surface EMG)는 근피로를 평가하기 위한 매우

*Corresponding author: Ki Young Lee
Tel: +82-33-649-7559; Fax: +82-33-649-1010
E-mail: kylee@kd.ac.kr

객관적인 방법으로 입증되어 왔다(Merletti et al., 1991; De Luca, 1997; Roman-Liu, et al., 2009). 일반적으로 정적이거나 동적으로 수축운동을 하는 동안 정상인의 근피로는 표면 근전도 RMS의 증가를 수반할 뿐만 아니라, 표면 근전도의 전력 스펙트럼이 주파수축의 하향으로 이동하는 스펙트럼 압축 (Lowery et al., 2002)에 의하여 중앙주파수의 감소를 수반한다(Petrofsky et al., 1982; Duchene et al., 1990; Masuda et al., 1999).

근피로의 실시간 측정을 위하여 대부분의 연구자들은 전력 스펙트럼을 이용하여 근피로인자를 구하였다. 하지만 근피로가 높아질수록 근전도 전력스펙트럼 주파수 성분들의 분포는 점차 저주파수대역의 전력이 증가하는 반면, 상대적으로 고주파수대역의 전력은 감소하는 특징이 있다. 이러한 전력스펙트럼의 특징에 착안하여 근피로를 측정하는 피로인자로는 평균전력주파수(MPF)(Vitalalo et al., 1977), 중앙주파수(MDF) (Stulen et al., 1981), 고/저대역의 전력비(Bigland et al., 1981), 영교차수(Hagg, 1981), 저주파수대역전력(Duchene et al., 1990) 등이 있다. 여기서 중앙주파수의 변화는 근피로에 이르도록 하강 천이하는 변화를 보이기 때문에 근피로에 대한 피로인자로 널리 알려져 있으나 피검자에 따라 표준편차가 크거나 (Chanran et al., 2002) 비선형적인 하강 천이가 있어 근피로의 상태를 파악하기 어려우며(De Luca, 1997), 고/저대역의 경우 경계주파수를 정하는 최적의 방법이 없는 단점이 있다 (Arabadzhiev et al., 2005). 피로인자로서 중앙주파수에 버금가는 대안으로는 저주파수 대역의 전력변화가 있으나, 아직까지 피로인자의 변화를 이용하여 근피로의 상태를 예측할 수 있는 적절한 주파수 대역의 선택이 필요하며(Allison et al., 2002), 이에 대한 연구가 요구되고 있다.

따라서 본 연구에서는 근피로 측정과 예측을 위한 피로인자로서 선형적인 상승천이를 보일 수 있는 저주파수 대역의 선택에 관하여 연구하였다. 여기서 비교 및 선택을 위해 여러 대역의 전력변화에 대한 선형회귀선의 기울기와 결정계수 (R^2)를 이용하였다.

2. 재료 및 방법

가. 피검자 특성

근전도의 측정에 자원하여 참여한 피검자는 건강한 20대 남자 7명과 여자 3명 등 총 10명이며, 그들이 피로하여 소진할 때까지 등장성운동(Isotonic Exercise)을 하는 동안 근전도를 측정하였다. 표 1은 표면근전도 측정에 참여한 피검자들의 특성을 보이고 있다. 특성으로는 각 대상자의 나이, 키, 몸무게 및 팔길이를 측정하였으며, 근력 측정 장비 MMT (Manual Muscle Test, Lafayette instrument, USA)를 이용하여 상완이두근(Biceps Brachii)의 최대수축강도(Maximum

Table 1 Subject characteristics (mean±s.d.)

Sex	Age (years)	Height (cm)	Mass (Kg)	Arm Length	MVC
Males (n=7)	23.7±1.4	173.6±4.7	68.0±4.4	35.4±1.0	21.5±2.9
Females (n=3)	25.0±3.0	156.7±3.5	50.9±2.8	30.7±0.6	9.6±0.6
All (n=10)	24.1±1.9	168.5±9.2	62.9±9.1	34.0±2.5	18.0±6.2

Voluntary Contraction MVC)를 측정하였다. 본 연구의 모든 실험과정은 헬싱키(Helsinki)선언에 기록된 윤리적 기준을 따라 수행하였다.

나. 실험 프로토콜

표면근전도 신호를 기록하기 위해 상용 근전도계(MA-3000-16, Motion Lab System, Inc. USA)를 사용하였다. 상완이두근의 국소적 근육피로를 측정하기 위해 피검자의 윗팔을 몸에 고정시켜 매트리스에 맞추어 25회/분의 속도로 부하를 등장성 수축/이완을 하였다(반복주기 2.4초). 등장성 운동의 수축강도는 최대수축강도의 10%로 하였다. 또한 운동의 종료시점은 피검자가 더 이상 운동을 수행할 수 없는 근피로에 이르렀을 때로 하였다.

다. 데이터 분석

표면근전도의 샘플링주파수는 1,080 Hz로 하였으며, 등장성 운동의 반복주기인 2.4초 간격마다 수축과 이완을 반복하므로 이들 신호를 모두 포함할 수 있는 4.8초 구간의 해밍 윈도우를 씌운 다음, FFT에 의해 전력스펙트럼의 데이터를 파일을 구축하였다(Lee et al, 2009). FFT에 의한 전력 스펙트럼에서 중앙주파수(Stulen et al, 1981)와 등간격으로 나누어진 저주파수 대역 범위의 전력값을 합하여 각 대역의 전력으로 계산하였다.

1) 저주파수 대역

Allison 등(2002)에 의하면 45 Hz 이하를 저주파수대역 95 Hz 이상을 고주파수대역으로 하였으나, 본 연구에서는 근피로의 측정에 가장 적절하고 예측이 가능한 저주파수대역을 선정하기 위하여 표 2와 같이 7개의 대역폭과 그에 따른 15개의 등간격 대역에 따른 저주파수 대역들로 분류하였다. 이 등간격 대역들의 각 대역에 해당하는 하한 주파수는 5 Hz부터 75 Hz까지 5 Hz씩 증분된 15개이며 각 대역들의 상한주파수는 대역폭에 따라 결정된다. 따라서 대역폭이 10 Hz이면 인접 대역과 50%를 중첩하고 있으며 제일 넓은 대역폭인 40 Hz에서는 인접대역과 75%를 중첩하고 있다. 대역폭은 10

Table 2 High bound frequencies for each band width and low bound frequency (Unit: Hz)

Band index	B1	B2	B3	B4	B5	B6	B7	B8	B9	B10	B11	B12	B13	B14	B15
Low bound	5	10	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75
Band width															
10	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80	85
15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80	85	90
20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80	85	90	95
25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80	85	90	95	100
30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80	85	90	95	100	105
35	40	45	50	55	60	65	70	75	80	85	90	95	100	105	110
40	45	50	55	60	65	70	75	80	85	90	95	100	105	110	115

Hz에서 40 Hz까지의 5 Hz씩 증가된 7개이므로 등간격 저주파수 대역의 총수는 105개이며, 전술한 바와 같이 각 대역들은 다음 대역들과 대역폭이 큰 만큼 많은 전력스펙트럼 성분들을 중첩하고 있다.

2) 대역 선택

등장성 운동을 시작하여 근피로에 이를 때까지 중앙주파수의 변화는 하강 천이하며 저주파수 대역 전력변화는 상승 천이하는 피로인자들이다. 특히 중앙주파수의 변화는 비안정적이고 선형적인 변화를 보이지 않기 때문에 근피로를 판단하기 위해서는 이들의 선형회귀선을 최소평균자승법로 생성하여(Kendall, 1993) 그들의 기울기와 상호간의 통계적 결정계수 R^2 값을 산출하여 비교하였다(De Luca, 1997; Ritter, 2005).

3. 결과 및 고찰

가. 저주파수 대역 전력의 상승천이

표면 근전도로부터 추출한 저주파수 대역 전력의 변화경향은 근피로에 따라 상승 천이한다. 그림 1은 15~40 Hz, 30~65 Hz 및 70~105 Hz의 세 가지 저주파수 대역을 선택하여 각 대역 전력의 변화에 따른 선형회귀선의 기울기 및 선형회귀선과의 결정계수(R^2)를 보이고 있다.

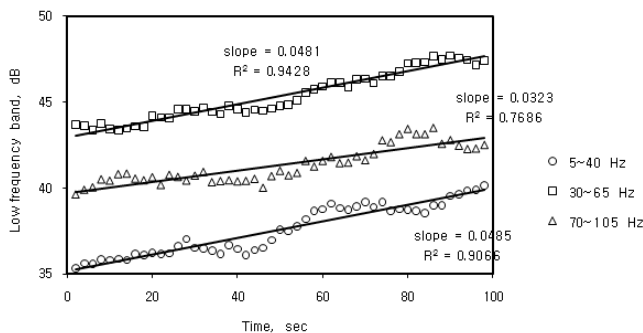


Fig. 1 Examples of changes of low frequency bands.

나. 중앙주파수와의 관계

그림 1과 같이 저주파수 대역의 전력은 증가하는 상승 천이를 보이는 반면, 중앙주파수는 근피로에 이를수록 감소하는 하강 천이를 보인다(Allison et al, 2002). 본 연구에서 분석한 결과에서도 아래 그림 2와 같이 저주파수 대역의 전력이 증가함에 따라 중앙주파수가 감소하는 변화를 보였다.

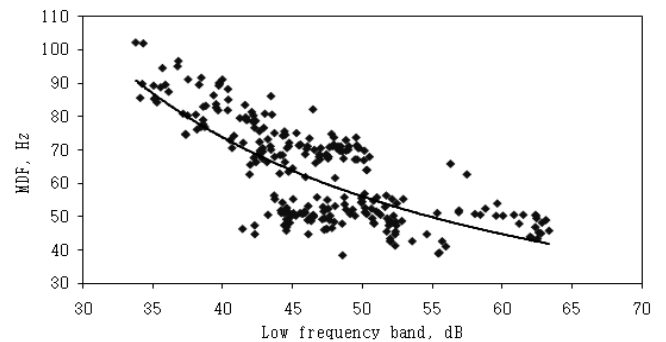


Fig. 2 Changes in MDF according to power of low frequency band.

다. 저주파수 대역 전력의 선형적인 변화비교

모든 피검자(n=10)를 대상으로 측정된 근전도에 대하여 중앙주파수의 변화에 대한 선형회귀선과의 결정계수는 0.6867이었다. 마찬가지로 모든 피검자(n=10)를 대상으로 측정된 근전도에 대하여 저주파수 대역 전력의 변화 값들을 구하였으며, 표 2에 제시한 105개의 등간격 저주파수 대역의 각각의 전력변화에 대한 선형회귀선의 기울기와 선형회귀선과의 결정계수를 산출하여 각각 그림 3과 4에 나타내었다.

1) 선형회귀선의 기울기

그림 3은 각 주파수 대역의 전력변화에 대한 선형회귀선의 기울기를 보이고 있다. 여기서 점선들은 105개의 각 대역에 따른 선형회귀선의 기울기이며, 굵은 실선은 해당 대역지표 (band index)에 따른 7개 대역폭들의 평균이다. 평균 기울기

가 가장 큰 대역지표는 B3에 해당하며(기울기=0.0616) 가장 높은 기울기의 대역폭은 20 Hz이다. 따라서 대역폭이 20 Hz 이고 대역지표가 B3인 15~35 Hz의 저주파수 대역의 기울기(기울기=0.0705)는 상승 천이를 잘 나타내고 있다.

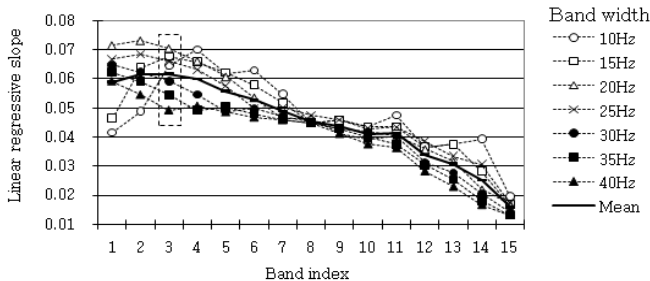


Fig. 3 Comparison of regressive slopes of all bands.

2) 저주파수 대역의 상승 천이와 선형회귀선의 결정계수

그림 4는 각 주파수 대역의 전력변화에 대한 선형회귀선의 결정계수를 보이고 있다. 여기서 점선들은 105개의 각 대역에 따른 선형회귀선의 결정계수이며, 굵은 실선은 해당 대역 지표(band index)에 따른 7개 대역폭들의 평균이다. 평균 결정계수가 가장 큰 대역지표는 B3에 해당하며($R^2=0.9218$) 여기에서 가장 높은 결정계수의 대역폭은 30 Hz이다. 따라서 대역폭이 30 Hz이고 대역지표가 B3인 15~45 Hz의 저주파수 대역의 전력변화는 결정계수($R^2=0.9357$)가 크므로 선형적으로 상승 천이를 나타내기에 적합함을 알 수 있었다.

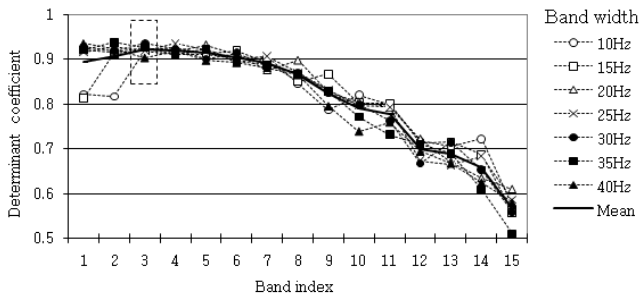


Fig. 4 Comparison of determinant coefficients of all bands.

이상에서 비교한 결과 결정계수가 높은 15~45 Hz의 저주파수 대역(그림 4)은 상승 기울기가 높은 15~35 Hz의 저주파수 대역(그림 3)을 포함하고 있으므로 근피로에 따라 선형적으로 상승천이를 하는 저주파수 대역으로 적합함을 알 수 있었다.

4. 결론

본 연구에서는 근피로를 측정할 수 있는 피로인자로 적합한 저주파수 대역을 선택하기 위하여 105개 대역의 전력변화

에 대하여 선형회귀선과의 기울기 및 결정계수를 비교 검토하였다. 그 결과 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

- (1) 저주파수 대역의 전력변화에 대한 선형회귀선의 결정계수가 중앙주파수의 것보다 결정계수가 커서 선형회귀선과의 일치성이 높다.
- (2) 선형회귀선의 기울기와 결정계수로 선택된 15~45 Hz 대역의 전력변화는 근피로시까지 비교적 선형적인 상승 기울기를 가지며 근피로의 정도를 나타내는 피로인자로 적합하다.

이상의 결론으로부터 상완이두근의 근피로를 측정하는 피로인자로서 저주파수 대역인 15~45 Hz 대역이 적합함을 확인하였다. 본 연구에서는 5 Hz 단위의 대역폭만을 대상으로 하였기 때문에 선택된 대역을 최적이라고 할 수 없으나, Allison 등(2002)이 지적하였듯이 실험에서 사용할 기계의 특성과 샘플링 주파수가 다를 때마다 근전도의 주파수 성분의 추이가 영향 받는다. 이러한 영향을 고려할 때 향후에는 선택한 대역을 바탕으로 5 Hz 단위 이하의 정밀하고 최적인 대역폭에 대한 연구뿐만 아니라, 사용하는 측정기에 대해서도 어떠한 대역폭을 선택할 수 있는 연구가 필요할 것으로 판단된다.

참고 문헌

1. Allison, G. T. and T. Fujiwara. 2002. The Relationship between EMG Median Frequency and Low Frequency Band Amplitude Changes at different Levels of Muscle Capacity, *Clinical Biomechanics* 17:464-469.
2. Arabadzhev, T. I., G. V. Dimitrov and N. A. Dimitrova. 2005. Simulation analysis of the performance of a novel high sensitive spectral index for quantifying M-wave changes during fatigue, *J. of Electromyography and Kinesiology* 15:149-158.
3. Bigland-Ritchie, B., E. F. Donovan. and C. S. Roussos. 1981. Conduction Velocity and EMG Power Spectrum Changes in Fatigue of Sustained Maximal Efforts, *Journal of Applied Physiol* 51:1300-1305.
4. Chanran, E., B. Maton. and A. Fourment 2002. Effect of Postural Muscle Fatigue on the Relation between Segmental Posture and Movement, *Journal Electromyography and Kinesiology* 12:67-69.
5. De, Luca C. J. 1997. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics, *Journal Appl. Physiol* 13(2):135-163.
6. Duchene, J. and F. Goubel. 1990. EMG Spectral Shift as an Indicator of Fatigability in an Heterogeneous Muscle Group, *Eur. Journal Appl. Physiol* 61:81-87.
7. Hagg, G. 1981. Electromyographic Fatigue Analysis based

- on the Number of Zero Crossings, *Pflugers Arch.* 391:78-80.
8. Jennifer, L. Olive. Jill M. Slade. Gary A. Dudley and Kevin K. McCully. 2003. *Blood Flow and Muscle Fatigue in SCI Individuals during Electrical Stimulation*, ISBN United States:934.
 9. Jukka, H., Viitasalo T. and Paavo V. Komi. 1977. Signal Characteristics of EMG during Fatigue, *European Journal of Applied Physiol* 37(2):111-121.
 10. Jung, Ilkyu. and Yun Jinhwan. 2006. *Human Performance & Exercise Physiology*, Daekyung books:404-412. (In Korean)
 11. Kendall Atkinson. 1993. *Elementary Numerical Analysis*, John Wiley & Sons.
 12. Lee, K. Y., K. Y. Shin. H. S. Kim and J. H. Mun. 2009. Estimating Muscle Fatigue of the Biceps Brachii using High to Low Band Ratio in EMG during Isotonic Exercise, *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing* 10(3):147-153.
 13. Lim, D. S., K. S. Lee, A. R. Choi, Y. J. Kim, J. H. Mun. 2009. Bio-mechanical Analysis on the Lower Back using Human Model during Pushing the Manual Vehicles, *Journal of Biosystem Engineering* 34(4):286-294. (In Korean)
 14. Lim, D. S., Y. J. Kim, K. S. Lee, J. H. Mun. 2011. Bio-mechanical Evaluation of Squatting Posture with Asymmetric Trunk Motion, *Journal of Biosystem Engineering* 36(1):58-67. (In Korean)
 15. Lowery, M., P. O. Nolan and M. Malley. 2002. Electromyogram median frequency, spectral compression and muscle fibre conduction velocity during sustained sub-maximal contraction of the brachioradialis muscle, *Journal Electromyography and Kinesiology* 12(2):111-118.
 16. Masuda, K., T. Masuda. T. Sadoyama. M. Inaki and S. Katsuta. 1999. Changes in Surface EMG Parameters during Static and Dynamic Fatiguing Contractions, *Journal Electromyography and Kinesiology* 9(1):39-46.
 17. Petrofsky, J. S., R. M. Glaser. C. A. Phillips. A. R. Lind and C. Williams. 1982. Evaluation of the Amplitude and Frequency Components of the Surface EMG as an Index of Muscle Fatigue, *Ergonomics* 25(3):213-223.
 18. Ritter, A. B. 2005. *Biomedical Engineering Principles*, Taylor & Francis.
 19. R. Merletti. L. R. Lo Conte and C. Orizio. 1991. Indices of Muscle Fatigue, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 1(1):20-33.
 20. Roman-Liu, D. and M. Konarska. 2009. Characteristics of Power Spectrum Density Function of EMG during Muscle Contraction below 30%MVC, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 19:864-874.
 21. Stulen, F. B. and C. J. De Luca. 1981. Frequency Parameters of the Myoelectric Signal as a Measure of Muscle Conduction Velocity, *IEEE Trans. Biomed. Eng* 28:515-523.