

드레트밀 보행시 대퇴이두근의 EMG 근피로지수로서 적당한 주파수 대역

원종철, 이기영*

Proper frequency band as EMG fatigue indices of biceps femoris muscles during treadmill walking

Jongchil Won, Kiyoung Lee*

요약 근피로로 인해 운동단위들의 모집과 발화율이 감소하므로 근전도 전력스펙트럼이 낮은 주파수로 전이되는 스펙트럼 압축을 나타내며 이로 인해 중앙주파수가 낮아진다. 그러나 중앙주파수의 변화는 저주파수 대역의 크기 변화보다 상대적으로 미약한 변화를 보인다. 본 연구에서는 이미 제안된 주파수 대역의 범위 중에서 대퇴이두근의 스펙트럼 피로지수로서 적당한 주파수 대역의 범위를 통계적으로 선택하고자 한다. 실험에 참여한 피검자의 수는 12명이며, 4.5 km/h의 속도로 트레드밀 보행시 대퇴이두근의 근전도를 측정하였다. 근전도의 중앙주파수를 기준으로 저역 및 고역 주파수 대역의 크기들을 ANOVA 분석으로 비교하였다. 그 결과 저주파수 대역 25-82Hz와 고주파수 대역 142-300Hz가 대퇴이두근의 근피로지수로서 적당함을 확인하였다.

Abstract Because of muscle fatigue, motor unit recruitment and firing rates decrease and EMG power spectrum shifts toward lower frequencies as spectral compression which represented by a falling shift in the median frequency. However, changes of this frequency shows relatively less than those of the magnitudes of the low frequency band. This paper aims to examine the moderate ranges of the frequency bands in the existed ones as spectral fatigue indices of biceps femoris muscle. Twelve subjects participate in this experiment, and EMG signals are measured from these muscles during treadmill walking on the speed of 4.5 km/h. ANOVA analysis is used to compare changes of the low and high frequency band with reference to those of median frequency. Experimental results demonstrate that the low frequency band 25-82 Hz and the high frequency band 142-300 Hz could be appropriate for spectral fatigue indices of biceps femoris muscles.

Key Words : Muscle fatigue, EMG(Electromyography), Spectral compression, Median frequency, Frequency band

1. 서론

EMG 신호가 근피로에 다가갈수록 근육의 운동단위들의 모집과 발화율이 늦어지면서 근전도 신호의 스펙트럼 압축이 나타난다[1-3]. 이러한 현상으로 인해 중앙주파수(median frequency, MDF)와 평균주파수와 같은 근육의 스펙트럼 피로지수로서 사용되고 있다

[4-5]. 그러나 중앙주파수의 변화는 저주파수 대역(low frequency band, LFB)의 크기 변화보다 상대적으로 미약한 변화를 보이기 때문에 고주파수 대역(high frequency band, HFB)이 스펙트럼 피로지수로서 제시되었다[6]. 또한, 1995년 Dolan 등은 중앙주파수는 근피로 상태에서 크지 않은 변화를 보이기 때문에 이보다 큰 변화를 보이는 피로지수로서의 저주

*Corresponding Author : Department of Biomedical Engineering, Catholic Kwandong University(kylee@cku.ac.kr)
Received April 17, 2024 Revised April 24, 2024 Accepted May 10, 2024

파수 대역(low frequency band, LFB)의 크기변화를 제안하였다[7].

LFB 및 HFB의 구체적인 범위가 제안된 연구로 Allison과 Fujiwara은 근전도 신호의 저주파수 대역을 15-45 [Hz] 및 95 [Hz] 이상은 고주파수 대역으로 하였으며 [8], Yassierli와 Nussbaum은 저주파수 대역을 10-45 [Hz] 및 고주파수 대역을 90-150 [Hz]로 하여 대수화한 결과 근피로를 평가하는 데 유용함을 밝혔다[9-11]. 또한, Mündermann 등은 저주파수 대역을 25-82 [Hz], 고주파수 대역을 142-300 [Hz]를 이용하여 각 주파수 대역의 활성화 변화를 검출하였다 [12]. 일반적으로 운동이 진행되는 동안 근전도 신호의 크기는 증가하며 [13-14], 근전도의 스펙트럼지수인 중앙주파수는 스펙트럼압축에 의해 낮아진다 [6,15,16]. 그렇지만 근피로 상태의 중앙주파수 변화는 주파수 대역의 크기변화보다 상대적으로 작으며, 아직까지 트레드밀 보행시 다리를 뒤로 접거나 무릎을 굽히면서 보행시 주요 역할을 하는 대퇴이두근에 대하여 어느 범위의 주파수 대역이 근전도 피로지수로 유효한지에 관한 연구가 미비하다.

본 연구에서는 이미 제안된 여러 주파수 대역의 범위 중에서 대퇴이두근의 스펙트럼 피로지수로 적당한 범위를 통계적으로 선택하고자 한다. 실험에 피검자의 수는 12명이며, 일정한 속도로 트레드밀 보행시 대퇴이두근의 근전도를 측정하였다. 적절한 주파수 대역을 선택하기 위하여 근전도의 중앙주파수를 기준으로 제시된 저주파수 및 고주파수 대역의 변화를 회귀 분석하였다.

2. 재료 및 실험

2.1 피검자

본 실험의 참여한 피검자는 정기적 신체 훈련자, 근 골격계와 신경계 질환자 등이 아니면서 비교적 건강한 성인 12명(남성 5명, 여성 7명)을 대상으로 하였다. 이들의 나이는 평균 $38.2(\pm 3.6)$ 세이며, 신장은 평균 $160.3(\pm 16.7)$ cm, 체중은 평균 $67.3(\pm 21.5)$ kg이었다. 실험에 앞서 피검자들에게 본 연구과정에서 필요한 내용을 설명하였으며, 실험은 헬싱키선언에 따라 진행

하였다.

2.2 실험 프로토콜

근전도 측정기는 무선원격의 근전도 측정기 MyoTrace 400 (Noraxon, Inc., USA)과 소프트웨어 MyoResearch 3.6 을 사용하였다. 트레드밀 보행기는 HELMA 6900 를 사용하였으며 보행속도는 4.5 km/h로 하였다. 근전도의 전극은 쌍극성-전극(Ag/AgCl)이며, 전극사이의 간격은 2 cm 이다. 먼저, 우측의 대퇴이두근의 근육봉치를 이루는 부분의 피부를 알코올로 세척하였으며, 근전도 측정기의 전극을 부착하였다. 또한 전극은 각 항-알리지 테이프로 고정하였다 (그림 1). 또한 피검자들은 트레드밀 보행기에서 보행에 익숙해지기 위해 10초 이상 보행연습을 하였다. 5분의 휴식을 취한 후, 피검자는 30초 동안 일정한 보행속도 4.5 km/h로 트레드밀 보행하면서 우측 대퇴이두근의 근전도를 측정하였다.



그림 1. 트레드밀 보행과 근전도 측정.

Fig. 1. Treadmill walking and EMG measure.

2.3 신호처리와 통계

근전도 측정기(MyoTrace 400, Noraxon, Inc.)의

증폭도는 1000이며, 대역통과필터의 범위는 20-450 Hz 이다. 근전도 측정기의 전극으로부터 측정된 근전도 신호는 1 kHz 샘플링주파수로 저장하였다. 근전도 신호를 주파수 분석하기 위하여 1024개의 샘플 구간의 푸리에변환을 이용하였다. 대퇴이두근의 MDF를 기준으로 비교할 주파수 대역의 범위는 표 1과 같다. 근전도 신호의 스펙트럼 피로지수는 중앙주파수(MDF), 저주파수 대역(LFB)과 고주파수 대역(HFB)이며, 30초 동안의 기울기를 산출하였다. 또한 근전도 스펙트럼 지수들의 통계적인 비교를 위해 회귀 분석하였으며, 유의수준은 $p < 0.05$ 로 하였다.

표 1 주파수 대역의 범위 (Hz).
Table 1 Ranges of frequency bands (Hz).

	LFB	HFB
Band1	10-45	100-300
Band2	25-82	142-300

3. 실험결과 및 고찰

실험결과는 중앙주파수인 MDF에 대하여 표1과 같이 다른 범위의 저주파수 대역 LFB와 고주파수 대역 HFB의 관계를 회귀 분석하여 회귀선과 결정계수를 비교하였다. 그림 2 는 대역의 범위를 Band1으로 하였을 때 LFB1는 결정계수가 0.051로 중앙주파수인 MDF와 유의하지 않았으나 ($p > 0.05$), HFB1은 결정계수가 0.386 으로 중앙주파수인 MDF와 유의한 관계를 보이고 있다($p < 0.05$). 이에 대하여 그림 3 은 대역의 범위를 표1의 Band2으로 하였을 때, MDF에 대한 LFB와 HFB의 결정계수가 각각 0.408 및 0.465 이며, 모두 유의한 관계를 보였다($p < 0.05$). 그림 4는 Band1과 Band2에서 MDF와 주파수 대역들의 결정계수를 보이고 있다. 그러므로 Band2에서 MDF에 대한 LFB와 HFB의 결정계수가 높고 모두 유의한 관계를 보이고 있기 때문에 표1의 Band2에 해당하는 25-82 [Hz]의 저주파수 대역과 142-300 [Hz]의 고주파수 대역이 대퇴이두근의 스펙트럼 피로지수로 유효함을 확인하였다.

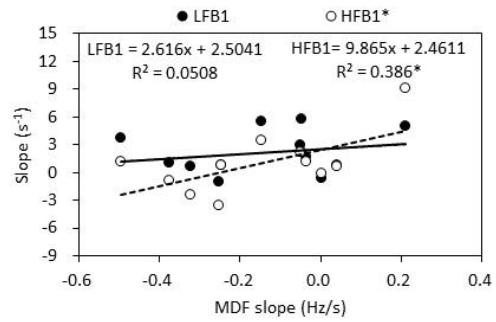


그림 2. Band1의 주파수 대역들의 기울기 관계 (*: $p < 0.05$) / 회귀선: LFB(고른 선), HFB(점선)
Fig. 2. Relation between MDF and frequency bands in Band1 (*: $p < 0.05$) / Regression line: LFB(solid), HFB(dotted)

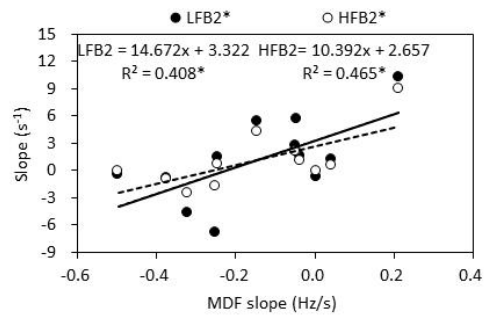


그림 3. Band2의 주파수 대역들의 기울기 관계 (*: $p < 0.05$) / 회귀선: LFB(고른 선), HFB(점선)
Fig. 3. Relation between MDF and frequency bands in Band2 (*: $p < 0.05$) / Regression line: LFB(solid), HFB(dotted)

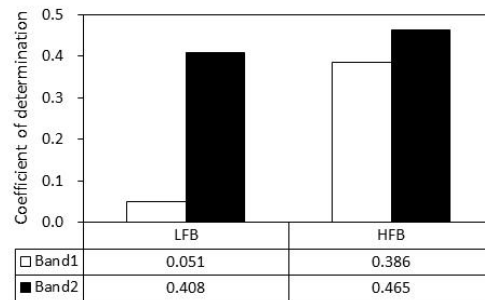


그림 4. MDF와 표1에 따른 주파수 대역들의 결정계수.
Fig. 4. Coefficients of determination between MDF and frequency bands in Table 1.

4. 결론

본 연구에서는 대퇴이두근의 근전도 신호의 저주파수 대역과 고주파수 대역의 어떤 범위가 스펙트럼 피로지수로 적당한지 비교하기 위한 실험으로 일정한 속도로 트레드밀 보행시 대퇴이두근의 근전도를 측정하였다. 또한 측정된 근전도 신호의 중앙주파수의 기울기를 기준으로 범위가 다른 대역들의 기울기들을 회귀 분석하여 비교한 결과 25-82 [Hz]의 저주파수 대역과 142-300 [Hz]의 고주파수 대역이 모두 유의한 결정계수를 가지므로 대퇴이두근 근전도의 스펙트럼 피로지수로서 적당함을 확인하였다. 앞으로 대퇴이두근 외의 다른 하지근육의 근전도 신호에서도 이 범위의 주파수 대역들이 유효한지 연구할 필요가 있을 것으로 사료된다.

REFERENCES

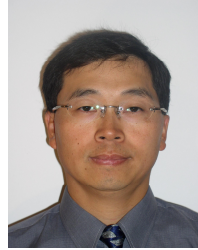
- [1] Lowery M, Vaughan CL, Nolan P, O'Malley MJ., "Spectral compression of the electromyographic signal due to decreasing muscle fibre conduction velocity", IEEE Trans Rehab Eng Vol. 8, pp. 353-361, 2000.
- [2] Lowery, M., P. Nolan, M. O'Malley, "Electromyogram median frequency, spectral compression and muscle fibre conduction velocity during sustained sub-maximal contraction of the brachioradialis muscle", Journal of Electromyography and Kinesiology, Vol. 12, pp. 111-118, 2002.
- [3] Beck, T. W., Xin Ye, Nathan P. Wages, "Local muscle endurance is associated with fatigue-based changes in electromyographic spectral properties, but not with conduction velocity", Journal of Electromyography and Kinesiology, Vol. 25, Issue 3, pp. 451-456, 2015.
- [4] Naik, G. R., Computational Intelligence in Electromyography Analysis, Open Science Journals (DOI: 10.5772/50639), CH. 8, 2012.
- [5] Chan, C.K., Timothy, G.F., Yeow, C.H., "Comparison of mean frequency and median frequency in evaluating muscle fiber type selection in varying gait speed across healthy young adult individuals", Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc., pp. 1725-1728, 2016.
- [6] Moxham, J.; Edward, R.H.; Aubier, M.; De Troy, A.; Farkas, G.; Macklem, P.T.; Rousses, C. Changes in EMG Power Spectrum (high-to-low ratio) with Force Fatigue in Humans. J. Appl. Physiol. Vol. 53, pp. 1094-1099, 1982.
- [7] Dolan, P., Mannion, A. F., Adams, M. A., "Fatigue of the Erector Spinae Muscles: A Quantitative Assessment Using "Frequency Banding" of the Surface Electromyography Signal Dolan", Spine, Vol. 20, No. 2, pp. 149-159, 1995.
- [8] Allison, G.T., Fujiwara, T., "The relationship between EMG median frequency and low frequency band amplitude changes at different levels of muscle capacity", Clinical Biomechanics, Vol. 17, Issue 6, pp. 464-469, 2002.
- [9] Yassierli, Nussbaum, M. A., "Utility of traditional and alternative EMG-based measures of fatigue during low-moderate level isometric efforts", Journal of Electromyography and Kinesiology, Vol. 18, pp. 44-53, 2008.
- [10] Lee, S.S., Jang, J.H., Cho, C.O., Kim, D.J., Moon, G.P., Kim, B., Choi, A.R., Lee, K.Y., "Endurance capacity of the biceps brachii muscle using the high-to-low ratio between two signal spectral moments of surface EMG signals during isotonic contractions", Journal of Electric Engineering and Technology, Vol. 12, No. 4, pp. 1641-1648, 2017
- [11] Lee, S., Choi, A., Kim, S., Won J., Lee, K., "Comparison of EMG Activity using Spectrum Indices from Biceps Femoris Muscle during Treadmill Walking", International Journal of Advanced Science and Technology, Vol. 28, No. 3, pp. 33-39, 2019.
- [12] Mündermann, A., James M. Wakeling, Benno M. Nigg, R. Neil Humble, Darren J. Stefanyshyn, "Foot orthoses affect frequency components of muscle activity in the lower extremity", Gait & Posture, Vol. 23, pp. 295

-302, 2006.

- [13] Bigland-Ritchie, B., Furbush, R., Woods, J.A., "Fatigue of intermittent submaximal voluntary contractions: central and peripheral factors," Journal of Applied Physiology, Vol. 61, pp. 421-429, 1986.
- [14] Masuda, K., Masuda, T., Sadoyama, T., Inaki, M., Katsuta, S., "Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions," Journal of Electromyography and Kinesiology, Vol. 9, Issue 1, pp. 39-46, 1999.
- [15] Wakeling, J.M., Pascual, A.R., Nigg, B.M., von Tscherner, V., "Surface EMG shows distinct populations of muscle activity when measured during sustained sub maximal exercise," European Journal of Applied Physiology, Vol. 86, pp. 40-47, 2001.
- [16] Cifrek, M., Medved, V., Tonkovic, S., Ostojic, S., "Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics," Clinical Biomechanics, Vol. 24, pp. 327-340, 2009.

이 기 영 (Kiyoung Lee)

[중신회원]



- 1987~1988년 : 한국전자통신 연구소 연구원
- 1992년 : 명지대학교 박사
- 2003~2004년 : 미주리주립대학교 교환교수
- 2011년 : 성균관대학교 박사
- 1993년~현재 : 가톨릭관동대학교 의료공학과 교수

〈관심분야〉 의용전자, 생체 신호처리, 기계 요소학, 디지털 신호처리

저자약력

원 종 칠 (Jongchil Won)

[정회원]



- 2000년 : 고려대병설보건의대학 물리치료과
- 2016년 : 가톨릭관동대학교 의료공학과 석사
- 2018년 : 가톨릭관동대학교 의료공학과 박사수료

〈관심분야〉 근전도 신호처리, 발교정기