

AR모델을 이용한 중앙주파수의 근피로 변화에 관한 연구

조은석*, 차샘*, 이상식**, 이기영***

A Study on Muscle Fatigue Changes using AR Model-based Median Frequency in EMG

EunSeuk Cho*, Sam Cha*, Sangsik Lee**, Kiyoung Lee***

요 약

본 연구에서는 근전도의 근피로와 관계된 특징인자인 영교차율 및 저대역에너지, 푸리에변환과 AR모델에 의한 중앙주파수를 추출하여 근피로에 이를 때까지의 변화를 평가해 봄으로써 근피로 정도나 시점까지의 변화 정도를 비교 및 고찰하고자 한다. 측정 대상으로 20대 남녀 각각 3인이 참여하였으며 상완 이두근의 등장성운동으로 소진할 때까지의 근전도를 측정 기록하여 실험하였다.

ABSTRACT

In this paper, we extract well-known parameters such as zero crossing rate(ZCR), low band energy(Band) and median frequency(MDF) from surface electromyogram (EMG), and compare to evaluate themselves as measures for fatigue. In experiments, 3 males and 3 females volunteered to participate in surface EMG recordings placed on the biceps brachii and each recording experiment continued until exhaustion.

Key Word : EMG, Muscle fatigue, AR Model, Median frequency, Biceps brachii

1. 서 론

근 장력을 최대로 유지할 수 있는 능력의 손실을 근피로(muscle fatigue)라고 정의되며, 근육의 수축이나 신경자극이 장시간 계속되면, 고통이나 피로감을 느끼게 될 뿐만 아니라, 근육 및 골격계통 부위에 누적되어 근골격계 질환의 원인이 된다[1].

근육의 수축을 계속 유지하거나 이완과 수축을 되풀이 하여 근피로가 높아지면 근육에 젖산이 쌓이는 등의 생리학적인 변화가 발생한다. 이러한 생리학적인 변화를 이용하여 근피로를 측정하는 방법에는 근력측정법[2], 혈류측정법

[3], 젖산측정법[4] 등이 있다. 또한 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 평균전력을 이용한 중간주파수(MNF)[5], 중앙주파수(MDF) [6], 고/저대역의 전력비[7], 영교차수(ZCR)[8], 저주파수대역전력(Band)[9] 등이 있다. 여기서 중앙주파수의 변화는 근피로에 이르도록 하강 천이하는 변화를 보이기 때문에 근피로에 대한 피로인자로 널리 알려져 있으나, 피실험자에 따라 표준편차가 크거나[10]

* 관동대학교 전자통신과 석사과정(ssam@kd.ac.kr)

** 성균관대학교 바이오메카트로닉스센터(lsskyj@skku.edu)

*** 관동대학교 의료공학과 교수(kylee@kd.ac.kr)

접수일자 : 2008.12.05

완료일자 : 2009.03.09

접수번호 : KIIECT2009-01-03

비선형적인 하강 천이가 있어 근피로의 시점을 예측하기는 쉽지 않다[11]. 그러나 일정치 않은 패턴의 근피로인자의 영역을 지수화하여 감도의 유효성을 높인 방법도 연구되고 있다.

본 연구에서는 근피로 측정과 예측을 위한 피로인자로서 비교적 선형적인 하강천이를 보이는 MDF를 5차, 10차 및 15차의 AR모델로 추출하여 근피로 시점까지의 변화 정도를 관측하고 FFT에 의한 중앙주파수와 비교하여 효용성등을 고찰하고자 한다.

II. 실험 및 방법

2-1. 피실험자

근전도를 측정한 실험대상은 자진 참여한 20대 남자 3명과 여자 3명이며, 이 지원자들은 건강한 20대의 남녀 대학생 6명이며, 평균신장은 163.9cm, 체중은 57.7Kg 이었다. 그들이 피로하여 소진할 때까지 등장성운동을 하는 동안 근전도를 측정하였다.

2-2 실험 프로토콜

근전도 신호를 기록하기 위해 상용 근전도계(MA-3000-16, Motion Lab System, Inc. USA)를 사용하였다. 상완이두근의 국소적 근육 피로를 측정하기 위해 피실험자의 윗팔을 몸에 고정시켜 매트롱에 맞추어 25회/분의 속도로 부하를 등장성 수축/이완을 하였다. 부하는 피실험자마다 근력 측정 장비 MMT(Manual Muscle Test, Lafayette instrument, USA)를 이용하여 상완이두근의 최대근력을 측정하고 그 값의 10%로 하였다. 또한 샘플링주파수는 1,080Hz로 하였으며, 운동의 종료시점은 피실험자가 더 이상 운동을 수행할 수 없는 근피로에 이르렀을 때로 하였다.

2-3 데이터 분석

기록된 근전도는 2.4초 간격마다 등장성 운동에서 수축과 이완을 반복하므로 이들 신호를 모두 포함할 수 있는 4초 간격으로 4초 구간의 Hanning 윈도우를 씌운 다음 FFT와 AR모델에 의해 전력스펙트럼의 데이터 파일을 구축하였다. ZCR은 근전도 신호의 DC bias 나 기준선 변이를 피하기 위해 미분된 근전도 신호의 영교차수를 추출하였다. FFT에 의한 전력 스펙트럼에서 Band는 25-36Hz 대역의 에너지를 계산하였으며, $MDF(f_{med})$ 와 $MNF(f_{mean})$ 는 FFT와 AR모델에 의한 전력 스펙트럼 $P(k)$ 에서 다음 식과 같이 계산하여 추출하였다.

$$\frac{\sum_{k=0}^{f_{med}} P(k)}{f_s/2} = \frac{1}{2} \sum_{k=0} P(k) \quad (1)$$

III. 결과 및 고찰

본 연구에서는 FFT와 AR모델 5,10,15차를 가지고 실험에 임하였으며, 신체 건강한 20대의 남성과 여성 각 3명을 대상으로 하였다.

3-1. 3가지 정규화 피로인자의 비교

다음 그림 1은 MDF, ZCR 및 저대역에너지인 Band를 초기 값을 정규화하여 비교한 것이다. 여기서 종료시점(Final Point)은 근피로 시점으로 3가지 정규화된 피로인자들의 교점으로 나타나고 있다. 그러나 이들의 변화 곡선들은 미리 초기 값과 최종 값인 근피로시의 값들을 알고 정규화한 것이다. 즉, Band는 최종의 근피로 시점의 값을 미리 알고 정규화하였고, 나머지의 초기 값은 일률적으로 정규화 할 수 있

으나 근피로 시점의 값은 미리 알 수 없기 때문에 근피로 시점을 예측하기에는 부적절하였다.

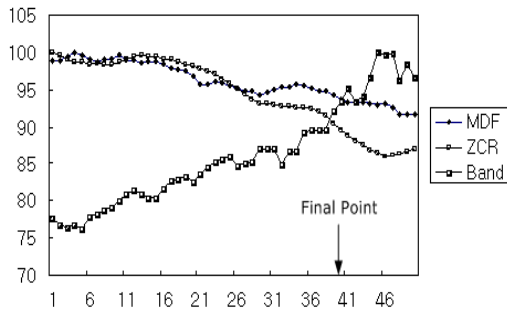


그림 1. 3가지 피로인자들의 정규화 추세선
Fig. 1. Normalization lines of three fatigue parameters

3-2. FFT와 AR모델에 의한 중앙주파수와 R2 비교

그림 2와 3은 각각 한명씩의 남자 피실험자와 여자 피실험자의 FFT와 AR모델로 구한 중간주파수를 보이고 있다. 그림상의 직선은 선형회귀선을 의미하고 있다.

그림 2와 같이 남자의 선형회귀선의 초기값은 $8.38E+01$ 이고 끝값은 $8.10E+01$ 로 나타났고, 여자의 경우 초기값 $7.85E+01$ 에서 끝값 $7.20E+01$ 로 변화하였으며, 그림 3에서의 남자의 선형회귀선의 초기값은 $9.65E+01$ 이었으며, 끝값은 $7.00E+01$ 나타났고, 여자의 경우 초기값 $8.50E+01$ 에서 끝값 $6.40E+01$ 로 변화하였다.

FFT에 의한 중앙주파수는 AR모델에 의한 것보다 값이 크며 R2값은 AR모델에 의한 중앙주파수에서 비교적 크다.

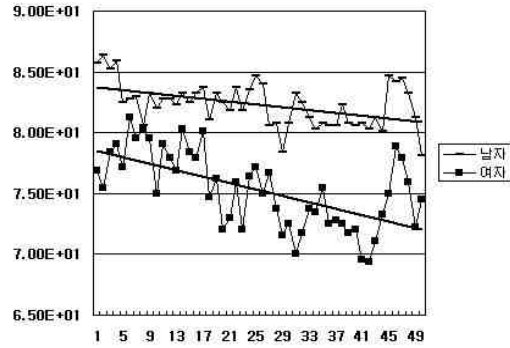


그림 2. FFT로 구한 남자와 여자의 중앙주파수
Fig. 2. Median frequencies calculated by FFT

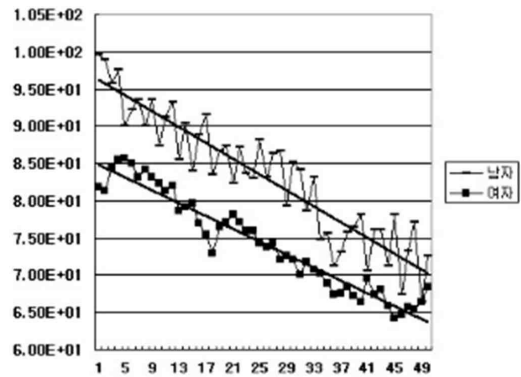


그림 3. AR모델(10차)로 구한 남자와 여자의 중앙주파수
Fig. 3. Median Frequencies calculated by AR-model(10th order)

그림 4와 그림 5은 AR모델 5차와 15차로 구한 중앙주파수의 그림이다.

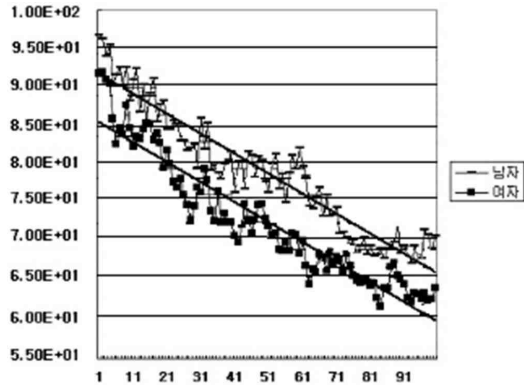


그림 4. AR모델(5차)로 구한 남자와 여자의 중앙주파수

Fig. 4. Median Frequencies calculated by AR-model(5th order)

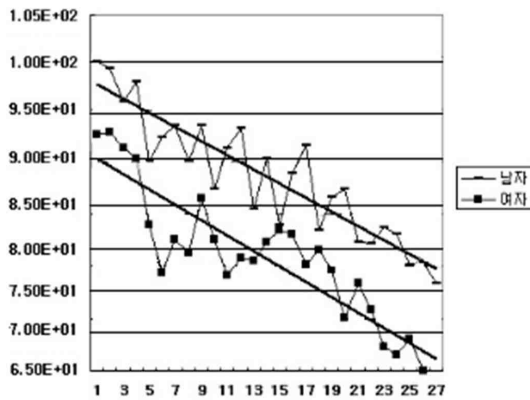


그림 5 AR모델(15차)로 구한 남자와 여자의 중앙주파수

Fig. 5. Median Frequencies calculated by AR-model(15th order)

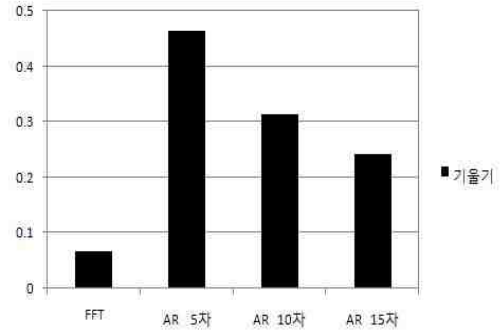


그림 6. 중앙주파수 회귀선의 기울기 비교

Fig. 6. Comparison of slopes of regressive lines for median frequencies

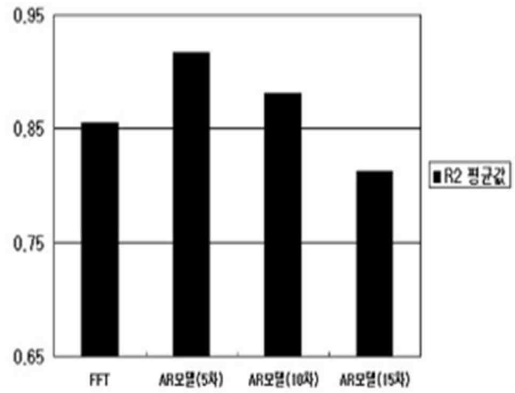


그림 7. 중앙주파수 회귀선의 결정계수 R²의 비교

Fig. 7. Comparison of slopes of regressive lines of determining coefficients(R²)

그림 6은 FFT와 AR모델의 기울기 값을 나타낸 표이다. FFT의 기울기 값은 0.0673 였으며, AR모델의 기울기 값은 5차 0.4631, 10차 0.3142, 15차 0.2421 이었다. 또한 그림 7에서 나타나듯이 FFT로 구한 표준편차 값의 평균은 0.8554 였으며, AR모델로 구한 표준편차 값의 평균은 0.917(5차), 0.88155(10차), 0.81225(15차)였다.

위의 두 그림에서 나타나듯이 FFT보다 AR

모델로 구하는 것이 기울기가 뚜렷하고 R2값이 크게 나타났다. 그 중 5차 AR모델에서 기울기가 가장 뚜렷하며 R2값이 크므로 중앙주파수로 근피로를 관측할 때 가장 신뢰성 있음을 알 수 있었다.

IV. 결 론

본 연구에서는 중앙주파수, 영교차율 및 대역 에너지를 추출하여 소진할 때까지의 추세선과 운동의 종료시점에서의 피로인자 값들을 비교 평가하여 다음의 결론을 얻었다.

중앙주파수와 영교차율의 회귀직선은 근피로 종료시까지 서서히 감소하며, 저대역 에너지는 증가하는 모습을 알 수 있다. 또한 AR모델의 차수가 5차보다는 10차와 15차일 때 기울기와 R2값이 감소함을 볼 수 있었으며, FFT에 의한 중앙주파수보다 5차와 10차의 AR모델로 구한 중앙주파수의 기울기와 R2값이 더 크다는 사실을 알 수 있었다.

따라서, FFT로 구한 중앙주파수보다 5차 AR 모델로 중앙주파수를 구했을 때 기울기가 더 크게 나타났으며, 또한 R2값 또한 크게 나타났기 때문에 FFT보다 5차 AR모델이 근피로를 관측할 때 신뢰성이 더 높다고 사료된다.

앞으로는 피검자를 더 증가시키고 통계적 자료를 이용하여 보다 일반적인 근피로 변화에 대한 고찰이 필요하며, 부분적인 선형회귀선을 적용하여 근피로에 다다랐을 때 변화정도를 더 실험하고자 한다.

참 고 문 헌

[1] A.B.Ritter, et al., Biomedical Engineering Principles, Taylor & Francis, 2005.
 [2] R. Merletti, et al., "Indices of Muscle Fatigue", J. of Electromyography and Kinesiology 1(1), 1991.

[3] J.L.Olive, et al., "Blood Flow and Muscle Fatigue in SCI Individuals during Electrical Stimulation", ISBN United States p.934, 2003.

[4] 정일규, 윤진환, Human Performance & Exercise Physiology, 대경북스, p.404-412, 2006.

[5] Vitasalo JHT, et al., "Signal Characteristics of EMG during Fatigue", Eur J Appl. Physiol. 37: 111-121, 1977.

[6] Stulen FB, et al., "Frequency Parameters of the Myoelectric Signal as a Measure of Muscle Conduction Velocity", IEEE Trans. Biomed. Eng, 28:515-523, 1981.

[7] Bigland-R. B., et al., "Conduction Velocity and EMG Power Spectrum Changes in Fatigue of Sustained Maximal Efforts", J Appl Physiol 51:1300-1305, 1981.

[8] Hagg G., "Electromyographic Fatigue Analysis based on the Number of Zero Crossings", Pflugers Arch. 391:78-80, 1981.

[9] J. Duchene, et al., "EMG Spectral Shift as an Indicator of Fatigability in an Heterogeneous Muscle Group", Eur. J. Appl. Physiol, 61:81-87, 1990.

[10] E. Chanran, B. Maton, A. Fourment, "Effect of Postural Muscle Fatigue on the Relation between Segmental Posture and Movement", J. Electromyography and Kinesiology 12:67-69, 2002.

[11] C. J. De Luca, "The Use of Surface Electromyography in Biomechanics", J. Appl. Physiol. 13(2):135-163, 1997.

[12] G.T.Allison, T.Fujiwara, "The Relationship between EMG Median Frequency and Low Frequency Band Amplitude Changes at different Levels of Muscle Capacity", Clinical Biomechanics 17: 464-469, 2002.

[13] Kendall Atkinson, Elementary Numerical Analysis, John Wiley & Sons, 1993.

저자약력

조 은 석(EunSeuk Cho)



2008년 관동대학교
정보통신공학과 공학사
2008년~현재 관동대학교
전자통신공학과 석사과정

<관심분야> 정보통신 및 의공전자

차 샘(Sam Cha)



2008년 관동대학교
정보통신공학과 공학사
2008년~현재 관동대학교
전자통신공학과 석사과정

<관심분야> 정보통신 및 의공전자

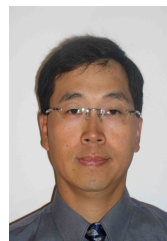
이 상 식(Sangsik, Lee)



1993년-2000년 LG전자(주)
주임연구원
2000년 성균관대학교 박사
2001년~04년 (주)미도테크 이사
2004년-현재 성균관대학교
연구교수

<관심분야> 바이오메카트로닉스, 의용기계
생체역학, 의용전기전자

이 기 영(Kiyoung Lee)



1992년 명지대학교 박사
2008년 성균관대학교
생명공학과 박사수료
1993년-현재 관동대학교
의료공학과 교수

<관심분야> 의용전자 및 생체 신호처리,
기계 요소학, 디지털 신호처리